МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В. Н. КАРАЗІНА
НАУКОВО-НАВЧАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ КОМП'ЮТЕРНОЇ ФІЗИКИ ТА ЕНЕРГЕТИКИ
Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи
за освітньо-кваліфікаційним рівнем магістр

«Калібрування детекторів рентгенівського зображення
для діагностики легеневих захворювань»

Виконала: студентка 2 курсу, групи НФ-63
Дзюрська Н.В.
спеціальність:
105 Прикладна фізика та наноматеріали
освітня програма: Прикладна фізика
енергетичних систем
Керівник: к. ф.-м. н. Нємченко Є.К.
Рецензент:

Харків – 2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна

Навчально-науковий інститут комп'ютерної фізики та енергетики

Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

Рівень вищої освіти (освітньо-кваліфікаційний рівень) магістр

Спеціальність: 105 Прикладна фізика та наноматеріали

Освітня програма: Прикладна фізика енергетичних систем

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ доц. Сухов Р.В.

підпис

"____" _____2020 року

З А В Д А Н Н Я

НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ (ПРОЕКТ)

Дзюрській Надії Віталіївні

1. Тема роботи «Калібрування детекторів рентгенівського зображення для діагностики легеневих захворювань»
керівник роботи: Нємченко Єгор Костянтинович, кандидат фізико-математичних наук.

затверджені наказом по університету від від "23" жовтня 2020 року №0210- 05/1907

2. Строк подання студентом роботи 27.11.2020 р.

3. Перелік питань, які потрібно розглянути:

Розробити оригінальні методи калібрування детекторів рентгенівського

зображення для діагностики легеневих захворювань. Зокрема, провести моделювання процесів калібрування напівпровідникових детекторів рентгенівського зображення, які використовуються в сучасних апаратах для діагностики легеневих захворювань. Розробити аналітичну модель та її програмну реалізацію. Використати розроблені алгоритми для обробки реальних зображень.

4.План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи	
1	Вибір та затвердження теми	
2	Робота над літературою та іншими джерелами	
3	Написання вступу до роботи та першого розділу	
4	Написання другого розділу	
5	Написання третього розділу	
6	Завершення написання дипломної роботи(висновки и література)	
7	Подача науковому керівнику, доробка зауважень	
8	Відгук, рецензія, підготовка до захисту	
9	Попередній захист на кафедрі	
10	Захист	

5. Дата видачі завдання « 26 » жовтня 2020 р

Студент _____ Надія ДЗЮРСЬКА
підпис

Керівник роботи _____ Єгор НЄМЧЕНКО
підпис

РЕФЕРАТ

Дзюрська Надія «Калібрування детекторів рентгенівського зображення для діагностики легеневих захворювань».

Кваліфікаційна робота магістра з прикладної фізики. – Х.: ХНУ імені В. Н.Каразіна, 2020. – 109 с.

В роботі розроблені оригінальні методи калібрування детекторів рентгенівського зображення для діагностики легеневих захворювань. Запропоновано та розроблено аналітичну модель локальної інтерполяції даних експериментальних вимірювань. Створено програмну реалізацію запропонованих алгоритмів. Зокрема, в роботі проведено моделювання процесів калібрування напівпровідникових детекторів рентгенівського зображення, які використовуються в сучасних апаратах для діагностики легеневих захворювань. Розроблені алгоритми використані для обробки реальних зображень.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: РЕНТГЕНІВСЬКІ ЗОБРАЖЕННЯ, КАЛІБРУВАННЯ, НАПІВПРОВІДНИКОВІ ДЕТЕКТОРИ, ЛОКАЛЬНА ІНТЕРПОЛЯЦІЯ, ПІКСЕЛЬ, ВИРІВНЮВАННЯ ЯСКРАВОСТІ.

РЕФЕРАТ

Дзюрская Надежда «Калибровка детекторов рентгеновского изображения для диагностики легочных заболеваний».
Квалификационная работа магистра прикладной физики. - Х.: ХНУ имени В. Н.Каразина, 2020. - 109 с.

В работе разработаны оригинальные методы калибровки детекторов рентгеновского изображения для диагностики легочных заболеваний. Предложен и разработан аналитическую модель локальной интерполяции данных экспериментальных измерений. Создан программную реализацию предложенных алгоритмов. В частности, в работе проведено моделирование процессов калибровки полупроводниковых детекторов рентгеновского изображения, используемые в современных аппаратах для диагностики легочных заболеваний. Разработанные алгоритмы использованы для обработки реальных изображений.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: РЕНГТЕНИВСЬКИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ, КАЛИБРОВКА, ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ДЕТЕКТОРЫ, ЛОКАЛЬНАЯ ИНТЕРПОЛЯЦИЯ, ПИКСЕЛЬ, ВЫРАВНИВАНИЕ ЯРКОСТИ"

ABSTRACT

Dzyurska Nadiya "Calibration of X-ray image detectors for the diagnosis of lung diseases".

Qualifying work of the master in applied physics. - Kh.: VNKarazin KhNU, 2020. – 109 p.

The paper develops original methods of calibration of X-ray image detectors for the diagnosis of lung diseases. An analytical model of local interpolation of experimental measurement data is proposed and developed. The software implementation of the offered algorithms is created. In particular, the simulation of the processes of calibration of semiconductor X-ray image detectors, which are used in modern devices for the diagnosis of lung diseases, is carried out. The developed algorithms are used for processing real images.

KEY WORDS: X-RAY IMAGES, CALIBRATION, SEMICONDUCTOR DETECTORS,LOCAL INTERPOLATION, PIXEL, LEVE

ЗМІСТ

ВСТУП..... 9

1 ДИХАЛЬНА СИСТЕМА ЛЮДИНИ. РЕНТГЕНОГРАФІЯ..... 11

1.1 Захворювання легень 11

1.2 Короновірусна інфекція..... 12

1.3 Рентгенографія 16

1.4 Поняття про зображення 20

2 ОТРИМАННЯ ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ..... 31

2.1 Етапи перетворення зображення в цифрову форму 31

2.2 Кодування та типи цифрових зображень..... 37

2.3 Реєстрація цифрових зображень 46

2.4 Рентгенівські зображення 55

2.5 Перетворення локального типу 62

2.6 Фільтрація зображень..... 65

2.7 Підвищення контрасту рентгенівських зображень 66

2.8 Цифровий плоскопанельний детектор..... 68

2.9 Принцип дії детектору..... 69

2.10 Режими роботи детекторів 79

2.11 Електроніка детекторів 82

3 МЕТОДИКА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ ЛОКАЛЬНОЇ КУБІЧНОЇ ІНТЕРПОЛЯЦІЇ 92

3.1 Методика локальної інтерполяції..... 92

3.2 Методика квадратичної інтерполяції. 92

3.3 Методика квадратичної інтерполяції трьох точок 98

3.4 Линейная интерполяции двух кривых 100

3.5 Обробка реальних експериментальних даних 101

ВИСНОВКИ 107

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 108

ВСТУП

Актуальність теми. У зв'язку з коронавірусною інфекцією важливу роль в повсякденному житті людини грає своєчасне виявлення ознак хвороби. При захворюванні коронавірусу лікар призначає рентгенографію, щоб оцінити ступінь ураження легень. Також рентгенографія є одним з найпоширеніших методів для діагностики різних захворювань легень і призначається набагато частіше за інших видів обстеження - магнітно-резонансної або комп'ютерної томографії.

Рентгенівські зображення часто мають слабкий контраст, погане опрацювання деталей, і не завжди можна зробити повторний знімок. Виникає необхідність цифрової обробки для поліпшення таких знімків.

Задачі дипломної роботи:

– розробити оригінальні методі калібрування детекторів рентгенівського зображення для діагностики легеневих захворювань;

– провести моделювання процесів калібрування напівпровідникових детекторів рентгенівського зображення, які використовуються в сучасних апаратах для діагностики легеневих захворювань;

– розробити аналітичну модель запропонованих алгоритмів;

– розробити програмну реалізацію запропонованої моделі;

– використати розроблені алгоритми для обробки реальних зображень.

Об’єкт дослідження – обробка зображень

Предмет дослідження – алгоритми локальної інтерполяції для вирівнювання коефіцієнтів елементів детекторів рентгенівських зображень.

Методи дослідження. Теоретичні положення роботи базуються на математичних методах теорії обробки даних.

Наукова новизна одержаних результатів.

– розроблено оригінальні методі калібрування детекторів рентгенівського зображення для діагностики легеневих захворювань;

– розроблено програмну реалізацію запропонованої моделі.

Практичне значення отриманих результатів:

– проведено моделювання процесів калібрування напівпровідникових детекторів рентгенівського зображення, які використовуються в сучасних апаратах для діагностики легеневих захворювань;

– використано розроблені алгоритми для обробки реальних зображень.

Структура і обсяг роботи. Магістерська робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел. Загальний обсяг роботи становить 109 сторінок, із них основного тексту 92 сторінок, 8 таблиці, 57 рисунок за текстом, список використаних джерел із 37 найменувань на 2 сторінках.

1 ДИХАЛЬНА СИСТЕМА ЛЮДИНИ. РЕНТГЕН ОГРАФІЯ

1.1 Захворювання легень

Легені є основним органом дихальної системи людини й складаються з плеври, бронхів і об'єднаних в ацинуси — альвеол. В даному органі здійснюється газообмін організму: непридатний для його життєдіяльності діоксид вуглецю переходить з крові в повітря, а надійшов ззовні кисень з потоком крові розноситься по всіх системах організму.

Основна функція легень може бути порушена внаслідок розвитку будь-якого захворювання органів дихальної системи або в результаті їх пошкодження.

Бронхіт - захворювання легень, пов'язане із запаленням бронхів - складових елементів легеневого бронхіального дерева. Найчастіше причиною розвитку такого запалення стає проникнення в організм вірусної або бактеріальної інфекції, відсутність належної уваги до захворювань горла, попадання в легені великої кількості пилу і диму. Емфіземою легень називається хронічне захворювання, пов'язане з порушенням основної функції легень. Причиною розвитку даної патології є хронічний бронхіт, в результаті якого відбувається порушення процесів дихання і газообміну в людських легенях.

Хронічний бронхіт не розвивається на тлі не до кінця вилікуваний гострої форми, як це буває в разі багатьох захворювань. Його причиною може стати тривале роздратування бронхів димом, хімічними речовинами. Дана патологія зустрічається у курців або осіб, які працюють на шкідливому виробництві. Основний симптом хронічної форми бронхіту - кашель з відходженням мокротиння.

Альвеоліт - запалення тканини легень з її подальшим переродженням в сполучну тканину. Основною причиною розвитку запального процесу в легенях можуть стати: алергія, інфекції, вдихання токсичних речовин.

Розпізнати захворювання можна за такими ознаками, як: головний і м'язовий біль, підвищення температури, ломота кісток, озноб, задишка, кашель.

Туберкульоз легень - захворювання, що викликається специфічним мікроорганізмом - паличкою Коха, що потрапляють в легені разом з повітрям. Зараження відбувається при безпосередньому спілкуванні з носієм захворювання. Розрізняються відкрита і закрита форми туберкульозу. Друга зустрічається найбільш часто. Відкрита форма туберкульозу означає, що носій захворювання здатний виділяти разом з мокротою його збудника і передавати його іншим людям. При закритому туберкульозі людина є носієм інфекції, однак не здатний передавати її оточенню.

Пневмонія - інфекційне ураження легень, що виникає самостійно або як ускладнення деяких захворювань дихальної системи. Окремі види пневмонії не є небезпечними для людини, в той час, як інші її види можуть бути смертельними. Основні симптоми захворювання такі: висока температура, озноб, біль у грудній клітці, що підсилюється при глибокому вдиху, сухий кашель, посиніння губ, головні болі, надмірне потовиділення. Як ускладнення пневмонії найчастіше виникають: запалення оболонки легень (плеврит), абсцес, утруднення дихання, набряк легень. Діагностика захворювання ґрунтується на результатах рентгену грудної клітини. Лікування може бути призначене тільки після виявлення його збудника.

1.2 Короновірусна інфекція

Коронавірус - це гостре вірусне захворювання, що характеризується переважним ураженням дихальної системи та шлунково-кишкового тракту. Існує кілька різновидів коронавірусу, що викликає захворювання у людини.

Коронавірусну інфекцію викликають РНК-геномні віруси роду Coronavirus. Коронавірус оточений суперкапсідом, який пронизаний рідко розташованими шипами, що мають будову тонких шийок і розташованих на них кулястих головок, що за зовнішнім виглядом нагадує корону. Сьогодні патогенетичні механізми розвитку коронавірусної інфекції вивчені

недостатньо. Вхідними воротами для інфекції є слизова оболонка верхніх дихальних шляхів. При ураженні збудником 2019 nCov інфікування стрімко поширюється на бронхи та легені.

Три з 7 коронавірусів викликають набагато важчі, ніж інші коронавіруси, а іноді та летальні респіраторні інфекції у людей, вони послужили причиною великих спалахів смертельної пневмонії у 21-му столітті:

• SARS-CoV-2 - це новий коронавірус, який був ідентифікований як причина коронавірусної інфекції 2019 роки (COVID-19), що виникла в місті Ухань, Китай, в кінці 2019 року і поширилася по всьому світу.

• У 2012 році коронавірус MERS-CoV був ідентифікований як причина респіраторного синдрому Середнього Сходу (MERS).

• У 2003 році SARS-CoV був ідентифікований як причина спалаху важкого гострого респіраторного синдрому (ТОРС), який виник в Китаї приблизно в кінці 2002 року.

Ці коронавіруси, що викликають важкі респіраторні інфекції, є зоонозними збудниками, які спочатку вражають інфікованих тварин, а потім передаються від тварин до людей. SARS-CoV-2 в переважній кількості випадків передається від людини людині.

Вперше спалах коронавіруса в китайському місті Ухань був зафіксований 12 грудня. Вчені повідомили, що джерело захворювання знаходився на місцевому ринку морепродуктів. Першими про випадки захворювання за межами Китаю заявили влади Японії, Таїланду та Південної Кореї.

30 січня Всесвітня організація охорони здоров'я оголосила міжнародну надзвичайну ситуацію через коронавируса, а вже 11 березня - пандемію.

Всесвітня організація охорони здоров'я надала інформація про профілактичні дії проти коронавірусної інфекції:

- Мити руки.

Завжди мити руки: коли приходите на роботу або повертаєтеся додому. Для профілактики також підійдуть вологі серветки або дезінфікуючі розчини.

- Не чіпати обличчя руками.

Не торкатись руками до носа та очей. Швидше за все вірус потрапляє в організм через слизову оболонку. Коли чхаєте завжди прикривайтесь хусткою.

- Уникати великих скупчень людей.

Уникати непотрібних поїздок і не ходите в місця масового скупчення людей.

- Скасувати подорожі.

На час, поки різні країни світу борються з корона вірусом, не слід подорожувати за кордон. Особливо туди, де ситуація з коронавірусів вкрай важка.

- Носити маску.

Маски можуть мати різну конструкцію. Вони можуть бути одноразовими або можуть застосовуватися багаторазово. Є маски, які служать дві, чотири, шість годин. Але не можна весь час носити одну і ту ж маску, тим самим ви можете інфікувати двічі самі себе. Яким боком всередину носити медичну маску - неважливо.

Щоб убезпечити себе від зараження, вкрай важливо правильно її носити:

- звичайну медичну маску необхідно міняти кожні 2 години

- маска повинна ретельно закріплюватися, щільно закривати рот і ніс, не залишаючи зазорів;

- намагайтеся не торкатися поверхонь маски при її знятті, якщо ви її торкнулися, ретельно вимийте руки з милом або спиртовим засобом;

- вологе або відвологлу маску слід змінити на нову, суху;

- не використовуйте повторно одноразову маску;

- використану одноразову маску слід негайно викинути в відходи.

При догляді за хворим, після закінчення контакту з хворим, маску слід негайно зняти. Після зняття маски необхідно негайно і ретельно вимити руки.

Маска доречна, якщо ви перебуваєте в місці масового скупчення людей, в громадському транспорті, а також при догляді за хворим, але вона недоцільна на відкритому повітрі.

Під час перебування на вулиці корисно дихати свіжим повітрям і маску надягати не варто. Разом з тим, медики нагадують, що одноразова маска не забезпечує повного захисту від захворювання. Крім носіння маски необхідно дотримуватися інші профілактичні заходи.

Захворювання супроводжується синтезом антитіл, які не гарантують захисту від повторного зараження. Для більшості коронавірусних інфекцій інкубаційний період обмежений 2-3 цілодобово. Однак, для коронавірусу 2019 nCov цей період може становити від 1 до 14 днів (в середньому 10 днів).

На початковому етапі зараження новим типом збудника ознаки коронавірусу збігаються з усіма ознаками звичайної застуди: сухий кашель, слабкість, підвищення температури. У деяких пацієнтів відзначаються ураження очей (кон'юнктивіт) і діарея. Якщо захворювання протікає в легкій формі, запалення легенів не розвивається і весь патологічний процес обмежується слабо вираженими симптомами. У таких випадку температура може підніматися незначно або взагалі залишатися в межах норми. При важких формах захворювання стан пацієнта швидко погіршується, піднімається дуже висока температура, з'являється непродуктивний завзятий кашель, розвивається дихальна недостатність. Стан хворого значно погіршується, якщо є супутні захворювання.

У важких випадках наслідки коронавірусу вкрай несприятливі:

- Виражена інтоксикація
- Ознаки набряку легень
- Прогресивна гостра дихальна недостатність
- Поліорганна недостатність

Провести діагностику коронавірусу тільки по клінічній картині неможливо, бо симптоми коронавірусу повністю ідентичні симптомам інших респіраторних інфекцій. Швидко визначити наявність коронавірусу в організмі дозволяють тест-системи. Діагноз "коронавірусна інфекція" може бути підтверджений тільки лабораторними методами діагностики:

- виділення вірусу за допомогою ЗТ-ПЛР та ІФА;

• виявлення його антигена в епітеліальних клітинах носа за допомогою імуноферментного аналізу;

• визначення титрів специфічних антитіл.

• при підозрі на розвиток пневмонії лікар призначає рентгенографію.

1.3 Рентгенографія

У всіх пацієнтів при рентген-обстеження виявляються порушення, які можуть бути ледь помітними, або навпаки, односторонніми або двосторонніми. У деяких пацієнтів рівні ЛДГ і АСТ підвищені, а/або рівні тромбоцитів і лімфоцитів знижені. У декількох пацієнтів виявлено гостре пошкодження нирок. Може розвинутися синдром дисемінованого внутрішньо судинного згортання (ДВС) і гемоліз.

Тепер визначимо принцип отримання рентгенівського знімка та що таке рентген легень і чим він відрізняється від флюорографії.

Рентгенографія є одним з найпоширеніших методів для діагностики різних захворювань легень і призначається набагато частіше за інших видів обстеження - магнітно-резонансної або комп'ютерної томографії.

Принцип отримання рентгенівського знімка простий - пучок променів, що виходять з променевої трубки апарату, проходячи через тіло людини в різному ступені, проектується на плівці. Метод нагадує процес виготовлення звичайної фотографії, але через властивості органів по-різному пропускати рентгенівські промені виходить знімок, на якому м'які тканини мають відтінки сірого, повітряні порожнини відображаються чорними, а кістки, які поглинають випромінювання, навпаки, - яскраво-білими. Рентгенографія може бути оглядової - в тих випадках, коли необхідно розглянути легкі в цілому або прицільної, коли досліджується фрагмент органу.

В основі комп'ютерної томографії теж лежить рентгенівське випромінювання, яке проходить через тіло відразу з декількох ракурсів. Отримані «кадри» обробляються комп'ютером і «з'єднуються» в загальне зображення. Інформативність КТ при вивченні стану легень набагато вище,

але вартість процедури в 3-4 рази дорожче рентгенографії, а доза опромінення - значніше, тому призначається подібне дослідження, в основному, для уточнення діагнозу. При магнітно-резонансної томографії знімки виходять за допомогою впливу на тіло магнітного поля. Попри свою нешкідливість для організму, МРТ також має високу вартість і обмеження в застосуванні: наприклад, перешкодою може стати наявність у пацієнта кардіостимулятора, деяких видів металевих імплантів і протезів. Яке дослідження необхідно використовувати в конкретному випадку, повинен визначати лікар. В цілому, МРТ і КТ недоцільно використовувати в профілактичних цілях і для ознайомлення з загальним станом легких, для цього найчастіше застосовують рентген. Часто обиватели не бачать різниці між поняттями «рентген» і «флюорографія», однак насправді це відрізняються процедури. Флюорографія, звична для населення СНД, насправді є застарілим методом обстеження, при якому зображення з рентгенографічного апарату фотографується на плівку. Подібна діагностика є найбільш доступною для мас через її дешевизну, а й самої неточною - чіткість знімка в кілька разів менше рентгенівського і не дозволяє виявити багатьох проблем легких.

Рентген легень призначається лікарем як для отримання загальної картини про стан здоров'я дихальної системи пацієнта, так і для постановки та уточнення діагнозу при таких захворюваннях:

- пневмонія;
- плеврит;
- злоякісні новоутворення;
- туберкульоз;
- бронхіт;

Якщо під час консультації пацієнт скаржиться на такі симптоми як тривалий кашель, сильна задишка, біль у грудях, хрипи в легенях - швидше за все, він буде направлений на рентген. Крім цього, для громадян СНД передбачено та обов'язкове профілактичне обстеження легень. За законодавством деякі категорії людей повинні проходити рентген або

флюорографію раз в півріччя: працівники пологових будинків, військовослужбовці, ВІЛ-інфіковані, особи, які перенесли туберкульоз, засуджені, а також ті, хто контактує з хворими на туберкульоз. Групи осіб, для яких обов'язково щорічне обстеження: хворі на тяжкі хронічні захворювання, мігранти, біженці й переселенці, працівники дитячих установ різної спрямованості. Іншим громадянам потрібно проходити флюорографію не рідше одного разу на два роки, а для більш точних результатів краще замінити її на рентгенографію.

Однак не всі можуть проходити профілактичне обстеження: дітям до п'ятнадцяти років і жінкам у період вагітності призначають рентген тільки в крайніх випадках, коли загроза життю та здоров'ю від можливого захворювання істотніше, ніж шкода від випромінювання.

Негативний вплив рентгенівського випромінювання на організм знають багато - по суті, це радіація, яка згубна для організму і при великих дозах викликає незворотні зміни крові, онкологічні захворювання. Однак не все так страшно - при рентгені легень показник опромінення коливається в межах 0,38-0,4 мЗв за одну процедуру. Для порівняння, приблизно така ж кількість радіації людина одержує у звичайному житті за період близько двох тижнів. При проходженні флюорографії опромінення вище приблизно у два-п'ять разів, в залежності від якості обладнання. Але навіть в цьому випадку нічого критичного в організмі не відбудеться: максимально допустима річна доза радіації для людини не повинна бути вище 150 мЗв, лише при перевищенні цього порога зростає ризик онкологічних захворювань. Таким чином, в помірних кількостях рентгенографія безпечна для організму більшості пацієнтів. Так, за нормами, при профілактиці одержувана доза медичного опромінення від флюорографії не повинна перевищувати 1,3 мЗв на рік. Істотної шкоди рентгенівське випромінювання в малих дозах може завдати лише організму, що росте. Тому, як вже було сказано, вагітним і дітям рентгенографію проводять тільки в крайніх випадках, за направленням лікаря.

Рентген, як відомо, використовується не тільки в медицині: при вході в зону посадки аеропорту відвідувачів сканують тим же самим пучком енергії, що і в кабінеті лікаря. Доза одержуваного опромінення при цьому складає 0,015 мкЗв. Але і це не все: за словами вчених, ще більший рівень радіації впливає на пасажира під час польоту через природні особливості перебування на висоті.

Рентген легень, на відміну від обстеження інших органів, не вимагає спеціальної підготовки: досить прийти в кабінет і слідувати вказівкам лікаря або лаборанта. За допомогою спеціального захисного фартуха пацієнтові закривають репродуктивні органи, область живота і пропонують встати між променевою трубкою і пристроєм одержувача. Рентгенолог попросить глибоко вдихнути та затримати дихання на час дії променів, тобто 1-2 секунди - у відсутності руху знімок буде різким і чітким. Особливої різниці в процедурах проведення оглядової або прицільної рентгенографії немає, але в другому випадку лікар може попросити пацієнта встати певним чином, притиснутися до джерела випромінювання під конкретним кутом для кращої видимості органу. Перебування в рентгенологічному кабінеті триває всього кілька хвилин.

Зараз рентген легень використовується лікарями для діагностування різних патологій бронхолегеневої системи. Цей метод ефективний для виявлення таких хвороб як запалення легень, туберкульоз, ракові пухлини, грибкові захворювання, а також для виявлення сторонніх предметів. Звичайно, рентгенографія не є універсальним засобом діагностики - наприклад, патології кісток і суглобів можна виявити тільки за допомогою комп'ютерної томографії, а МРТ здатна визначити наявність і точне розташування пухлини розміром менш ніж 1 мм.

Кінцева мета проведення процедури - отримати рентгенівський знімок, за допомогою якого лікар зможе поставити діагноз і призначити лікування. Правильно розшифрувати зображення може тільки професійний рентгенолог, який за формою затемнень і просвітлінь, інтенсивності ліній і їх відтінку

робить висновок про стан внутрішніх органів. Наприклад, рак легень на знімках характеризується округлими затемненнями різного діаметру з чіткими кордонами. Великі тіні з розмитими краями можуть свідчити про грибкових, серцево-судинних захворювань, пневмонії. Туберкульоз характеризується інтенсивними лініями легких, а також безліччю дрібних затемнених ділянок.

Якість знімка, а значить і надійність майбутнього діагнозу, безпосередньо залежать від самого апарату, друкованого матеріалу, а також від статичності пози пацієнта при проведенні аналізу. Таким чином, рентгенографія легенів - нескладна діагностична процедура, яка дозволяє переконатися у відсутності багатьох небезпечних захворювань або, при необхідності, поставити правильний діагноз, відстежити хід лікування. При виборі між рентгеном і флюорографією фахівці однозначно рекомендують перший, як більш безпечний і точний метод діагностики.

1.4 Поняття про зображення

Для коректної обробки цифрових зображень необхідно розуміти, що таке зображення і як за допомогою сучасної техніки можна його отримати, не вникаючи у технічні деталі. Зображення - це образ, в тому або іншому ступені подібний (але не ідентичний) до зображуваного об'єкту.

Оптичне зображення - це картина, що отримується в результаті проходження через оптичну систему відбитих від об'єкту світлових променів і відтворює його контури й деталі на деякій поверхні (найчастіше плоскої). Наше око теж бачить різні зображення. Зір людини реалізує процес психофізіологічного сприйняття зображень об'єктів навколишнього світу, який здійснюється зоровою системою людини, і дозволяє отримувати уявлення про величину, форму і колір предметів, їх взаємне розташування і відстань між ними. Фотоапарат і інші пристрої можуть зафіксувати зображення на плівці, паперу або в цифровому виді. Спектр - це сукупність значень або їх розподіл по якому-небудь параметру спостережуваної величини. Оскільки першими були отримані оптичні спектри, то досі

найчастіше термін "спектр" вживається для опису розподілу потоку випромінювання або часток по довжинах хвиль або енергії. Електромагнітні випромінювання підрозділяються: на радіохвилі, інфрачервоне випромінювання, ультрафіолетове випромінювання, рентгенівське випромінювання і гамма-випромінювання. Між ними немає чітких меж, області цих видів випромінювань можуть частково перекриватися. Шкала, в якій вони вимірюються, називається електромагнітним спектром (рис. 1.1). Виміри частіше робляться в метрах.

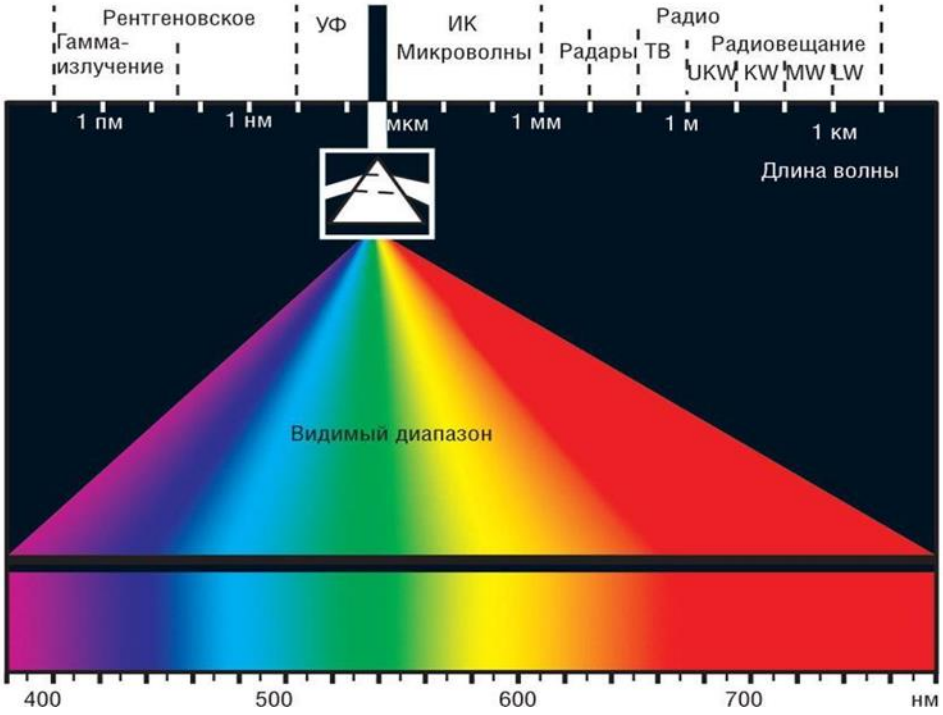


Рис. 1.1. Шкала електромагнітного спектра.

Очі людини сприймають тільки частину відбитих хвиль, які потрапляють в так званий видимий діапазон електромагнітного спектра. До 80 відсотків інформації людина отримує у вигляді зображень, тому важливо розуміти механізми зорового сприйняття. Зорова система - це оптично-біологічна бінокулярна система, що еволюційно виникла у тварин і здатна

сприймати випромінювання видимої ділянки електромагнітного спектра, створюючи зображення у вигляді сенсорного відчуття положення предметів в просторі, їх розмірів і кольору. Око людини забезпечує адаптивне налаштування сприйняття зображень відповідно до зовнішніх умов. Розглянемо деякі властивості зорової системи людини. Око є системою лінз, що формує на сітківці зменшене і перевернуте зображення зовнішнього світу (рис. 1.2), включає рогівку, кришталик, склоподібне тіло, позаду якого лежить сітківка, що сприймає світло. Важливою характеристикою зорової системи є чутливість, т. е. здатність реагувати на зовнішні зміни. верхнім і нижнім абсолютними порогами. Існує декілька видів чутливості. Світлова чутливість характеризує властивість ока реагувати на мінімальний світловий потік. Проте слід зазначити, що вірогідність розпізнавання мінімального світлового потоку залежить від різних чинників, наприклад точки зору.

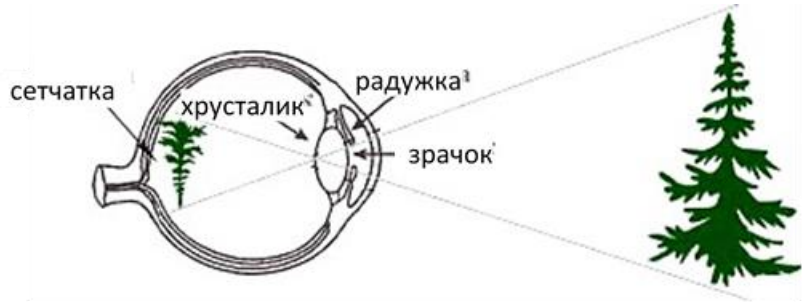


Рис. 1.2. Схема відображення видимого предмета на сітківці ока.

Зорова система по-різному реагує на випромінювання, які рівні по потужності, але мають різні довжини хвиль, т. е. належать різним ділянкам спектру. Така чутливість називається спектральною або чутливістю до колірного тону. Людське око сприймає хвилі електромагнітного спектра в діапазоні від 380 до 780 нм. Крім того, зорова система характеризується чутливістю до насиченості кольору. Здатність ока розрізняти мінімальні відмінності яскравості суміжних областей зображення характеризується контрастною чутливістю. райдужка зіниця кришталик сітківка 12 Чутливість зорової системи приведених типів не є постійною, а залежить від багатьох

чинників, зокрема умов освітлення. Наприклад, при переході з темної кімнати у світлу треба деякий час для відновлення світлочутливості ока. Цей процес називається яскравісною адаптацією ока. Сприйняття кольорів описують три основні характеристики: світлота, колірний тон і насиченість. У тварин і людини органами зору є очі, а зір бінокулярний, воно забезпечує об'ємне представлення зображення. У оці людини містяться два типи світлочутливих клітин (рецепторів): високочутливі палички й менш чутливі колби (рис. 1.3). Вони перетворять світлові роздратування в нервове збудження. Палички функціонують при світлі слабкої інтенсивності, у сутінках. Зорові відчуття, що отримуються при цьому, безбарвні. Колби функціонують вдень і при яскравому освітленні. Їх фунція - визначення відчуття колірності.

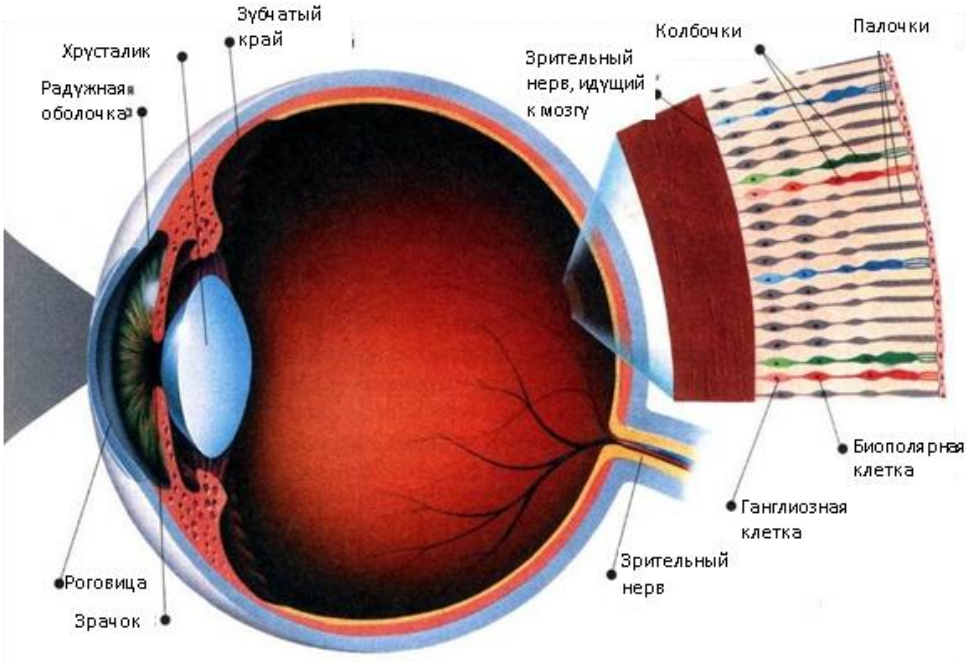


Рис. 1.3. Будова ока людини.

Палички - це периферичні відростки світлочутливих клітин сітківки очі, названі так за свою витягнуту циліндричну форму. У сітківці ока людини

міститься близько 120 млн паличок завдовжки 0,06 мкм і діаметром 0,002 мкм. Палички чутливі до світла завдяки наявності в них специфічного пігменту, - родопсину. Під дією світла відбуваються дуже швидкі перетворення і знебарвлення зорового пігменту. Чутливість палички достатня, щоб зареєструвати попадання на них навіть двох-трьох фотонів. Щільність розміщення паличок на різних ділянках сітківки ока нерівномірна і може складати від 20 до 200 тис. на мм 2. Причому на периферії сітківки їх щільність вища, ніж до її середини, що визначає їх участь в нічному і периферійному зорі. У центрі сітківки в жовтій плямі палички практично відсутні. Палички мають цікаву особливість. У зв'язку з тим що усі вони містять один і той же світлочутливий пігмент родопсин, їх спектральна характеристика залежить від рівня освітлення. При слабкому освітленні максимум поглинання родопсину складає близько 500 нм (спектр присмеркового неба) і при цьому палички відповідальні за присмерковий зір, коли кольори предметів невиразні. До іншого типу фоторецепторів відносяться колби, названі так за свою конічну форму. Вони чутливі до світла завдяки наявності в них пігменту йодопсин. Своєю чергою, йодопсин складається з декількох зорових пігментів. На сьогодні добре досліджені два з них: хлоролаб (чутливий до жовто-зеленої області спектру) і эритролаб (чутливий до жовто красної частини спектру).

У сітківці ока у дорослої людини зі 100% зором налічується близько 6-7 млн колб з довжиною близько 50 мкм і діаметром від 1 до 4 мкм. Колби приблизно в 100 разів менш чутливі до світла, ніж палички, але набагато краще сприймають швидкі зміни світла. Розрізняють три види колб по чутливості до різних довжин хвиль світла (кольорам) (рис. 1.4). Колби S- типу (Short - короткохвильовий спектр) чутливі у фіолетово-синій, М- типу (Medium - середньоволновий) - в зелено-жовтій і L- типу (Long - довгохвильовий) - в жовто-червоних областях спектру. Наявність трьох видів колб і паличок дозволяє людині розрізняти кольори.

Таблиця 1.1.

Характеристик різних видів колб

Тип колб	Сприймані довжини хвиль, нм	Максимум чутливості, нм
S	380-500	420
M	450-630	534
L	500-700	564

Водойма здається синьою тому, що молекули води поглинають усі промені видимого спектра, окрім синіх. Це помітно тільки при його глибині більше метра, тому калюжі не виглядають синіми. У нічний час, коли потік фотонів недостатній для нормальної роботи колб, зір забезпечують тільки палички, тому ніччю людина не може розрізняти кольори.

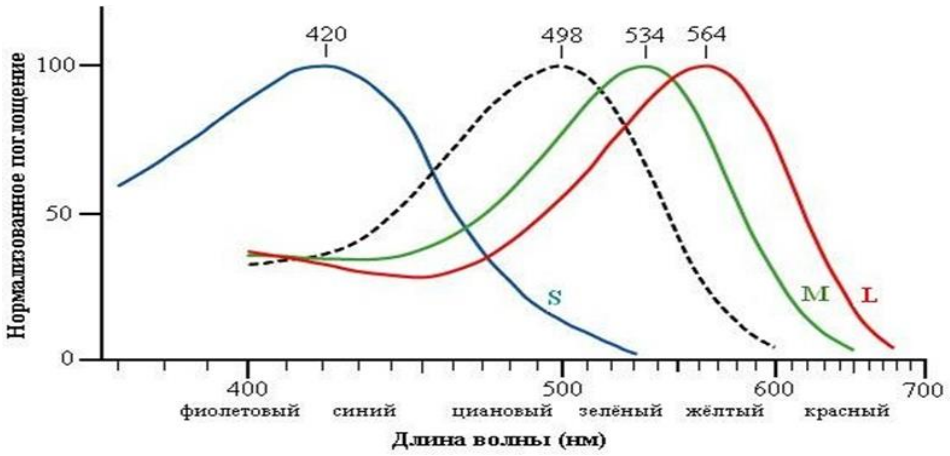


Рис. 1.4. Графіки світлочутливості колб людського ока S, M, L- типів (пунктиром показана присмеркова, чорно-біла сприйнятливість паличок).

Розподіл типів колб в сітківці нерівномірно: "сині" колби знаходяться ближче до периферії, тоді як "червоні" і "зелені" розподілені випадковим

чином. (Це стало відомо в 1970-х рр. і було підтверджено детальнішими дослідженнями на початку XXI ст.) Відповідність типів колб трьом "основним" кольорам забезпечує розпізнавання людиною тисяч відтінків кольорів. Криві спектральної чутливості трьох видів колб частково перекриваються (рис. 1.4), що сприяє явищу метамерії. Дуже сильне світло збуджує усі три типи рецепторів і тому сприймається як випромінювання сліпучо білого кольору. Рівномірне роздратування усіх трьох елементів, що відповідає середньозваженому денному світлу, викликає відчуття білого кольору. Згідно трикомпонентної теорії кольору за колірний зір людини та мавп відповідають гени, що кодують світлочутливі білки опсини трьох типів, які реагують на різні довжини хвиль, що є достатнім для колірного сприйняття. У більшості ссавців таких генів тільки два, тому вони мають чорно-білий зір. Якщо у людини два білки, що кодуються різними генами, виявляються занадто схожі або один з білків не синтезується, у нього розвивається дальтонізм.

Трикомпонентна теорія кольорів, яку уперше описав М.В. Ломоносов в 1756 р. через Сто років її розвинув німецький вчений Гельмгольц м., але він не згадав роботу Ломоносова "Про походження світла", хоча вона була опублікована німецькою мовою. Для опису кольору розроблені багато моделей. Термін "колірна модель" означає абстрагований опис кольорів у вигляді набору трьох чисел, що називаються колірними координатами. Безліч допустимих відтінків кольору і метод інтерпретації цих даних визначають колірний простір. Більшість кольорів виходять змішання декількох основних кольорів. Тому для опису кольору використовується поняття колірної моделі як способу представлення великої кількості відтінків кольору за допомогою розкладання їх на прості складові. Виникає питання: навіщо потрібні різні колірні моделі? Одна з причин - випромінюваний колір, що поглинається, описується по-різному. У 1931 р. після серії експериментів за оцінкою сприйняття кольору людиною Міжнародна комісія з освітлення розробила стандарт CIE 1931 XYZ, який описував колірний простір, що вміщує в себе усі

сприймані людиною кольори. Проте цей простір (скорочено XYZ) був істотно нелінійним. З появою кольорового телебачення і кольорового друку виникла необхідність в розробці нових моделей, орієнтованих на різні застосування. Найбільш популярною колірною моделлю на сьогодні є RGB (Red - червоний, Green - зелений, Blue - синій). У ній усі три кольори рівноправні й незалежні. Якщо три параметри RGB мають нульові значення, вони описують чорний колір, якщо максимальні значення - білий. Ця модель хороша для передачі кольорів на пристроях з чорним базовим фоном, наприклад на моніторі, який випромінює колір. RGB - це адитивна колірна модель. Відображення реального кольору на моніторі залежить від виробника монітора і налаштувань. Якщо базовий фон білий, модель RGB застосовувати скрутно (наприклад, білий папір поглинає колір). В цьому випадку зручніше використати субтрактивну модель, наприклад CMY (Cyan - блакитний, Magenta - пурпурний, Yellow - жовтий). "Субтрактивний" означає той, що "віднімається", т. е. з білого віднімаються основні кольори. Вона є додатковою до моделі RGB і фактично визначає негативні відтінки, т. е. від максимального значення яскравості в моделі RGB (звичайно це 255) віднімаються власне відтінки кольору: C = 255 - R, M = 255 - G, Y = 16 = 255 - B. Цю модель активно використовують в поліграфії при друці на білому папері. Теоретично рівна кількість фарби C=M=Y повинна давати сірий колір, проте при друці такий колір на папері має бурі відтінки, крім того, витрачаються зайві фарби. Тому на практиці модель доповнюють чорним кольором, і називається вона CMYK. Для переходу з моделі CMY в модель CMYK використовують наступне співвідношення: K = min (C, M, Y); C = C - K; M = M - K; Y = Y - K. Кожне число в моделі CMYK визначає відсоток фарби базового кольору, що становить колірну комбінацію. Наприклад, для отримання кольору хакі змішують 30 частин блакитної фарби, 45 частин пурпурної, 80 - жовтою і 5 - чорною. Це можна позначити таким чином: CMYK = (30, 45, 80, 5) або C30M45Y80K5.

Важливо зазначити, що числове значення фарби в CMYK не описує відтінок кольору. Цифри - це набір даних, використовуваних в друкарському процесі для формування зображення. Реальний колір залежить від багатьох чинників: розміру пікселю на фотовиведенні, розписку фарб, якості паперу, вологості в цеху, спектральних характеристик джерела освітлення та ін. В 1976 р. Міжнародною комісією з освітлення була розроблена колірна модель CIE Lab, яка є міжнародним стандартом. Використовувані в ній величини означають: L - світлота (змінюється від 0 до 100, т. е. від найтемнішого до найсвітлішого); a - червона і зелена колірність; b - жовта і синя колірність. У ній значення світлоти відокремлене від значення хроматичної складової кольору (тону і насиченості). При розробці Lab переслідувалася мета створення моделі колірного простору, зміна кольору в якому буде максимально лінійною з точки зору людського сприйняття, т. е. однакова зміна значень координат кольору в різних областях колірного простору повинна робити однакове відчуття зміни кольору. Це дозволяє математично коригувати нелінійність сприйняття кольору людиною. Модель Lab однозначно визначає колір, тому вона застосовується в обробці зображень в якості проміжного колірного простору (див. додаток), через який відбувається конвертація даних між іншими колірними просторами (наприклад, з моделі RGB сканера в CMYK друкарського пристрою). При цьому представлення кольору в Lab активно використовується в кольорокорекції, можна окремо впливати на яскравість, контраст зображення і його колір. Недоліком моделі Lab є використання кубічних коренів при перерахунку. Модель HSV (Hue - тон, Saturation - насиченість, Value - значення) зручна для створення зображень художниками. У ній координатами кольори є: Hue - колірний тон, зазвичай варіюється в межах 0-360°, де 0° - червоний, 120° - зелений, 240° - синій (тон кольору задається в градусах); Saturation - насиченість, змінюється в межах 0-100 або 0-1; Value - яскравість, задається в межах 0-100 або 0-1. Колірне охоплення означає діапазон кольорів, який може бути представлений колірною моделлю пристрою відносно кольорів, що сприймаються людським

оком і моделлю Lab. Різні колірні охоплення мають електронно-променева трубка монітора і телевізора, поліграфічні фарби та око людини. На рис. 1.5 показано порівняння колірних охоплень людського ока (модель Lab), монітора (модель RGB) і друкарської машини (модель CMYK) в площині, визначуваній осями x = X/ (X Y Z) і y = X/ (X Y Z) в просторі XYZ.

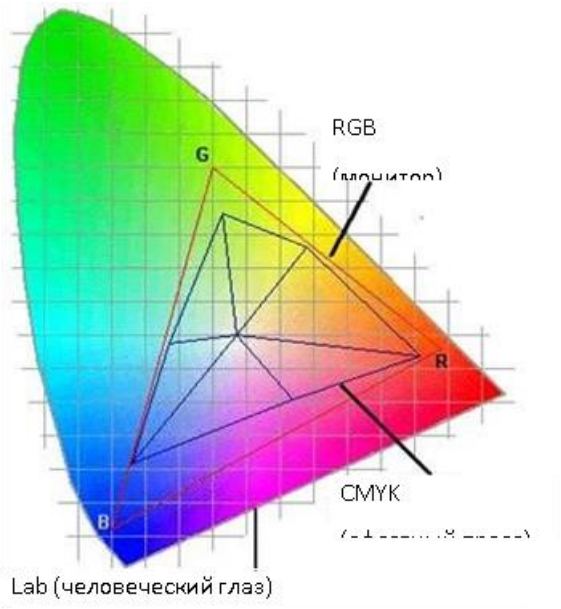


Рис. 1.5. Порівняння колірних охоплень.

Різні моделі використовуються в різних застосуваннях: XYZ і Lab - для опису сприйняття кольору людським оком; адитивні моделі - для отримання кольору на моніторі (наприклад, RGB, sRGB); поліграфічні моделі - для отримання кольору на папері при використанні різних фарб і поліграфічного устаткування (наприклад, CMYK); RGB (монітор) CMYK (офсетний прес) Lab (людське око) 18 моделей, не пов'язаних з фізичними процесами устаткування, орієнтовані на передачу даних; математичні моделі - для кольорокорекції без зв'язку з устаткуванням, наприклад HSV. Математично колірні моделі можна однозначно перетворити один в одного (див. додаток), але облаштування відображення мають різні технічні можливості й колірні охоплення.

Паралельно з трикомпонентною розроблялася опонентна теорія кольору Эвальда Геринга, яку розвинули Дэвид Хьюбел і Торстен Визел і отримали в 1981 р. Нобелівську премію. Вони припустили, що в мозок поступає інформація не про червоний (R), зелений (G) і синій (B) кольорах (як в теорії кольору Гельмгольца), а про різницю яскравості білого (Imax) і чорного (Imin) кольорів, зеленого і червоного (G - R), синього і жовтого (B - Y). Наприклад, жовтий колір (Y = R G) - це сума червоного і зеленого кольорів. Параметри кольору в цій моделі описуються трьома коефіцієнтами Kgrey = Imax - Imin; Kgr = G - R; Kbrg = B - R - G, де Kgrey, Kgr, Kbrg - коефіцієнти для будь-якого типу освітлення. Опонентна теорія в цілому краще пояснює той факт, що люди сприймають колір предметів однаково при різних джерелах освітлення, у тому числі при різному кольорі джерел світла в одній сцені (ця властивість колірної адаптації). Дві теорії не зовсім погоджені один з одним. Проте більшість учених припускають, що на рівні сітківки діє трехстимульна теорія (її основний представник - модель RGB), потім інформація обробляється і в мозок поступають дані, що вже узгоджуються з опонентною теорією. Слід зазначити, що у будь-якій моделі (за винятком CMYK) колір описується трьома параметрами.

2 ОТРИМАННЯ ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ

В природі усі процеси протікають безперервно. Зорова система людини також сприймає безперервні сигнали. У сучасній техніці навпаки, все частіше дані представлені в цифровій формі. Процес перетворення аналогового сигналу, що описує зображення, в цифрову форму складається з трьох етапів: дискретизація, квантування і кодування. Сигнал, до якого застосовані операції дискретизації та квантування, називається цифровим. Після операції дискретизації, але без квантування отримуємо дискретний сигнал (його значення змінюються у безперервному діапазоні).

2.1 Етапи перетворення зображення в цифрову форму

Дискретизація зображень — це перетворення безперервної функції в дискретну, т. е. значення функції визначені в окремих (дискретних) точках. При цьому самі значення можуть змінюватися у безперервній шкалі. Іншими словами, безліч допустимих значень дискретної функції може бути нескінченною (рис. 2.1, вертикальна вісь). Заміну безперервного зображення дискретним можна виконати різними способами. Розглянемо основні особливості прямокутної дискретизації.

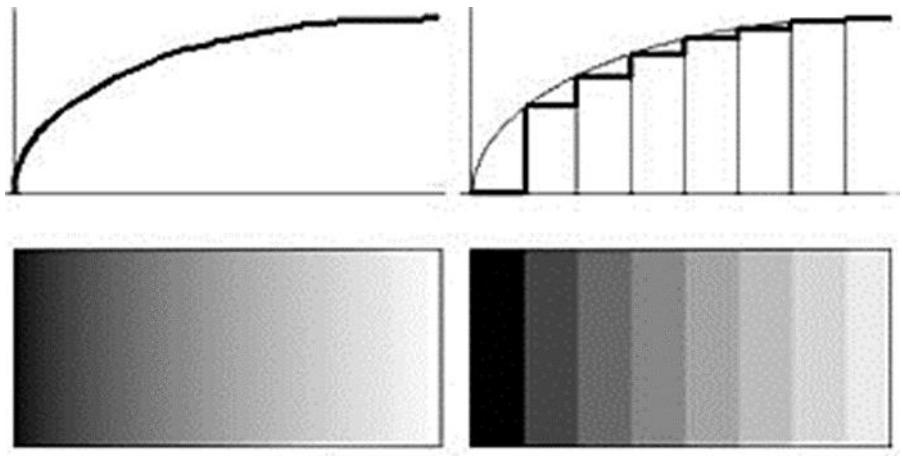


Рис. 2.1. Рівномірна дискретизація безперервної функції яскравості.

Нехай $x(t_1, t_2)$ - безперервне зображення, що розглядається як функція від двох змінних; $x(i_1, i_2)$ - дискретне зображення, що відповідає йому, отримане з безперервного шляхом розбиття області, в якій визначена функція x, на фрагменти, як правило, прямокутної форми. Зв'язок між функціями визначається вираженням:

$$x(i_1, i_2) =; x(i_1 \Delta t_1, i_2 \Delta t_2) \quad (2.1)$$

де $\Delta t_1, \Delta t_2$ - вертикальний і горизонтальний інтервали дискретизації. Нескінченна безліч точок з координатами (t_1, t_2) області, в якій визначена безперервна функція яскравості, замінюється кінцевою множиною з координатами (i_1, i_2). Зазвичай $\Delta t_1 = \Delta t_2$ і цей параметр *Δt* визначає розділення зображення. У техніці дискретизація визначається кількістю точок на дюйм (DPI) або пікселів на дюйм (PPI) і рівно цілому від ділення дюйма на *Δt*.

Основне питання при заміні безперервного зображення дискретним полягає у визначенні умов, при яких така заміна мінімізує втрату інформації, що міститься у безперервному зображенні. Втрати відсутні, якщо, маючи в розпорядженні дискретний сигнал, можна повністю відновити початковий безперервний сигнал. З математичної точки зору питання полягає у відновленні безперервного сигналу у двомірних проміжках між вузлами, в яких його значення відомі, т. е. у здійсненні двомірної інтерполяції. На рис. 2.2 зображені відбитки пальця при різних інтервалах дискретизації. Праве зображення сильно розфокусоване і невірно передає структуру відбитку, воно непридатне для розпізнавання.

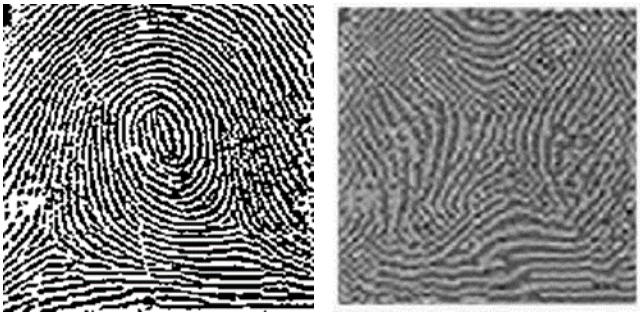


Рис. 2.2. Вплив інтервалу дискретизації на представлення зображення відбитку пальця.

При цифровій обробці зображень безперервний діапазон значень функції яскравості ділиться на декілька піддіапазонів і усі значення яскравості, що потрапили в один піддіапазон, округляються до єдиного значення, наприклад середини цього діапазону. Така процедура називається квантуванням по яскравості, і вона перетворить безперервну безліч значень функції x в дискретну безліч значень xкв. Іншими словами, функція приймає кінцеву безліч значень. Ці значення називаються рівнями квантування. У загальному випадку перетворення виражається ступінчастою функцією (рис. 2.3). Якщо значення яскравості x потрапляє в діапазон $d_j < x \leq d_{j+1}$, то воно замінюється на число, рівне рівню квантування r_j, $d_j, j = \underline{1, L+1}$ - пороги квантування. При цьому динамічний діапазон значень яскравості усього зображення обмежений і рівний $[d_1, d_{L+1}]$. Для простоти кодування цифрового зображення замість значення r_j використовується цілочисельний номер діапазону j, починаючи з нуля. Таким чином, значення яскравості, використовувані в описі кольори, наприклад в моделі RGB, є абстрактними безрозмірними величинами.

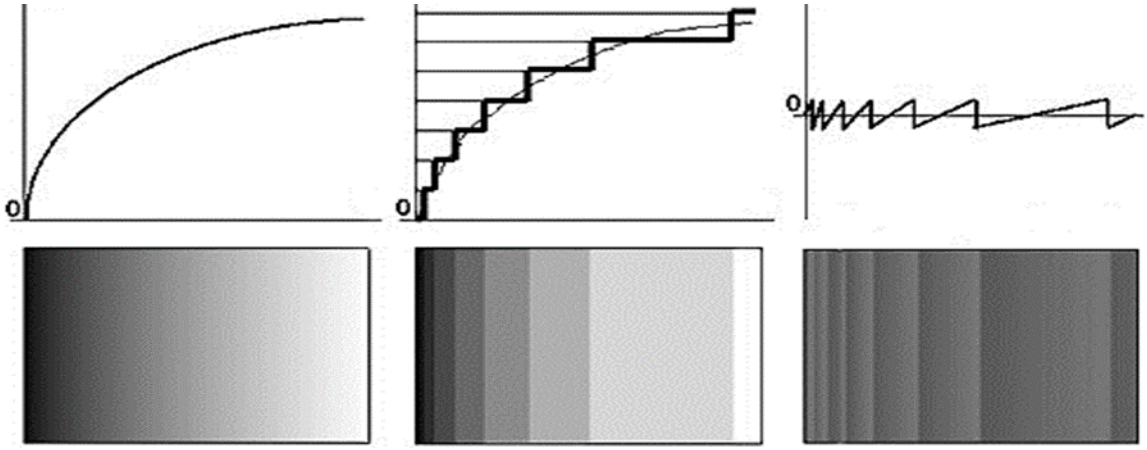


Рис. 2.3. Безперервний сигнал (вгорі ліворуч); функція, що описує його рівномірне квантування (у центрі); функція погрішності квантування (справа). Внизу показані ті, що відповідають цим функціям півтонові зображення.

Не слід плутати процедури квантування і дискретизації та відповідно крок квантування з кроком дискретизації. При дискретизації виконується просторове розбиття області зображення, при квантуванні розбивається безліч значень яскравості. Квантування можна виконати різними способами. Розглянемо найпростіший варіант - квантування методом рівномірного розбиття колірного простору. Нехай $I(x, y)$ - яскравість пікселя початкового зображення с координатами (x, y); $I_{new}(x, y)$ - яскравість пікселя нового зображення; N_1 - кількість відтінків в початковому зображенні (зазвичай N_1 = 256); N - кількість елементів в новій палітрі (наприклад, N = 16). Алгоритм рівномірного квантування. Крок 1. Організувати цикл по рядках і стовпцях зображення.

Крок 2. У циклі для кожного пікселя (x, y) вичислити нове значення яскравості $I_{new}(x, y) = I(x, y)/(N_1/N)$. Результат округлити до цілого. Для кольорового зображення повторити обчислення кроку 2 для кожного з трьох

кольорів RGB. Розіб'ємо колірний простір на рівні частини уздовж кожної осі. Наприклад, у напрямі синьої або зеленої осі розіб'ємо куб на вісім частин, а у напрямі червоної - на чотири. У результаті виходить 256 відтінків кольору, рівномірно розподілених в просторі RGB. Кожен відтінок можна закодувати цілим індексом від 0 до 255, описавши в таблиці, який колір (т. е. значення RGB) він представляє, отримаємо індексоване або палітрове кольорове зображення. Колірна палітра - це фіксований набір кольорів і відтінків, описаний номерами (індексами). Гідністю цього алгоритму є простота і висока швидкість. Недолік - мало контрастні зображення матимуть малу кількість відтінків, в місцях плавних переходів виникають неправдиві контури.

Квантування методом медіанного перерізу, розглянемо алгоритм, який сформує палітру так, щоб кожне значення з неї відповідало рівній кількості значень відтінків в початковому зображенні. Це досягається шляхом послідовного розбиття колірного простору на паралелепіпеди зі сторонами, паралельними осям колірного простору RGB.

Алгоритм медіанного квантування колірної палітри. Крок 1. Задати N - розмір палітри. Знайти мінімальний паралелепіпед в просторі RGB, що включає усі значення відтінків кольору пікселів початкового зображення: $R_{min}, R_{max}, G_{min}, G_{max}, B_{min}, B_{max}$. Далі розбити паралелепіпед на частини.

Крок 2. Виконати так зване адаптивне розбиття, що складається з наступних кроків : вибір щонайдовшої сторони паралелепіпеда, сортування значень уздовж вибраного напряму, знаходження медіанного значення серед безлічі значень уздовж вибраного напряму, розділення паралелепіпеда по знайденій медіані на дві частини. Таким чином вийдуть два паралелепіпеди, які містять приблизно однакову кількість пікселів. Повторювати попередню процедуру для кожного з паралелепіпедів до тих пір, поки не сформуються N паралелепіпедів, де N рівно заданому розміру палітри. Якщо на якомусь етапі виявиться, що вимагається розділити паралелепіпед, що містить лише одно значення, то порожній паралелепіпед, що вийшов, слід приєднати до найбільшого паралелепіпеда.

Крок 3. Заповнити палітру або центральними значеннями RGB паралелепіпедів, або середніми арифметичними кольорів пікселів, що потрапили в ці паралелепіпеди, округливши їх до цілих.

Крок 4. Для кожного піксела визначити, в який паралелепіпед він потрапив, і замінити його значення RGB параметрами паралелепіпеда, вичисленими на кроці 3. Результатом роботи цього алгоритму є нерівномірне квантування. Воно краще попереднього передає відтінки, при цьому швидкість роботи цього алгоритму висока. Квантування зображень методами кластеризації. Квантування можна виконувати методами, що виробляють кластеризацію колірних значень пікселів зображення для побудови палітри. Загалом випадку кластеризація - це процес розбиття об'єктів на групи (кластери) на основі загальних властивостей об'єктів. Стосовно квантування зображень це означає розбиття усіх відтінків заданого зображення (у моделі RGB це буде куб) на кластери так, що усередині кожного кластера знаходяться лише близькі значення. В результаті також отримаємо нерівномірне квантування.

Один з найпопулярніших алгоритмів кластеризації - метод K- середніх. Алгоритм будує K кластерів, розташованих на максимально більших відстанях один від одного. Вибір числа K може базуватися на результатах попередніх досліджень або інтуїції. Загальна ідея алгоритму : задане фіксоване число K кластерів спостереження зіставляється кластерам так, що середні в кластерах максимально відрізняються один від одного. Алгоритм квантування кольору методом K- середніх Початкові дані: кольорове зображення в просторі RGB, число кластерів K, максимальне число ітерацій N.

Крок 1. Визначити початкові центри кластерів. Вибір координат центрів можна виконати різними способами: випадково, вибрати значення відтінків R, G, B перших K пікселів і так далі. Для кольору кожного пікселя знайти найближчий кластер, вичисливши відстань між ним і центрами усіх кластерів. В результаті колір кожного пікселя буде віднесений до одного з K кластерів.

Крок 2. Вичислити нові координати центрів усіх K кластерів, якими вважаються середні арифметичні значення R, G, B усіх пікселів, що входять в кластер. Кольори усіх пікселів зображення наново перерозподілити по K кластерам, вичисливши відстані між ними і знайденими центрами кластерів.

Крок 3. Процес обчислення центрів кластерів і перерозподілу кольорів повторювати до тих пір, поки не буде виконано одно з умов : 1) координати центрів усіх кластерів перестають змінятся, т. е. кольори належать тим же кластерам, що і на попередній ітерації; 2) число ітерацій досягає максимального заданого числа ітерацій N. Недоліком цього методу є те, що він здатний ефективно формувати лише опуклі кластери. Гідність - висока швидкість роботи. Стосовно квантування зображень цей метод показує дуже добрі результати.

2.2 Кодування та типи цифрових зображень

В цифровій обробці зображень заведено вважати, що зображення представляється матрицею цілих чисел розміром N×M, де значення кожного елементу відповідає певному рівню квантування його енергетичної характеристики, або яскравості. Це так звана піксельна система координат. В такому випадку поняття піксель має значення найменшого логічного елементу двомірного цифрового зображення. Таким чином, цифрове зображення можна представити у вигляді матриці, елементи якої - пікселі - містять цілочисельні значення з деякої палітри. Нагадаємо, що ці значення безрозмірні, оскільки мають абстрактний характер. За способом формування зображення діляться на векторні та растрові.

Векторним називається зображення, описане у вигляді набору графічних примітивів, воно малюється лініями на графічних облаштуваннях виведення.

Растрове зображення є двомірним масивом, елементи якого містять інформацію про колір. Воно орієнтоване на растрові облаштування відображення. У цифровій обробці використовуються растрові зображення,

тому векторні тут не розглядаємо. Растрові зображення можна розділити на чотири типи: бінарні, півтонові, палітрове, повнокольорові. Їх основна характеристика - глибина кольору. Цей термін означає кількість біт, використовуваних для опису кольору одного пікселя, і в літературі він позначається як bpp (від англ. bits per pixel). Вибір типу зображення залежить від вирішуваної задачі. Основні типи цифрових зображень і їх характеристики представлені в таблиці.

Елементи бінарного (дворівневого) зображення описуються одним бітом, який набуває значень 0 (чорний) і 1 (білий). Ці значення виходять в результаті обробки (бінаризації) півтонових або кольорових зображень. Бінарні зображення зручні при передачі зображень документів у факсимільному зв'язку.

Півтонове зображення складається з пікселів, які можуть набувати значень від 0 до N, де N=2 k. Це один з найбільш поширених типів зображень. У більшості випадків використовується значення k=8 біт (т. е. один байт) на пікселі. Повнокольорове зображення містить інформацію про яскравість кольорів (зазвичай R, G, B), т. е. його можна розглядати як три півтонові зображення.

Таблиця 2. 1

Основні типи цифрових зображень.

Тип зображення	Основний діапазон значень яскравості	Глибина кольору, біт	Кількість відтінків
Бінарна	[0, 1]	1	2
Півтонове	[0, 255]	8	4-256
Палітрове (індексоване)	[0, 255]	8	2-256
Повнокольорове	$[0,255]^3$	24	16 777 216

В палітрових (індексованих) зображеннях значення пікселя, т. е. індекс, фактично є посиланням на осередок палітри, яка є таблицею значень RGB для цього індексу. Для опису таких зображень необхідно зберігати палітру (таблицю 256 кольорів) і, власне, зображення у вигляді матриці індексів (один байт на піксель). При використанні нерівномірних алгоритмів квантування кольору зорова система людини практично не розрізняє зображення, представлені в повнокольоровому та індексованому варіантах.

Зображення займають великий об'єм пам'яті, їх компактне зберігання і передача припускають стискування початкових даних. Методи стискування зображень можна розбити на дві групи: стискування без втрат, що дозволяє точно відновлювати початкове зображення; стискування з втратами (чи стискування з регульованою мірою спотворень), зображення відновлюється приблизно.

Алгоритми стискування без втрат ґрунтовані на виключенні статистичної надмірності. Стискування без втрат означає, що процес обернемо, т. е. значення яскравості (кольори) можна відновити при декодуванні в первинному виді. До них відносяться:

- кодування довжин серій (алгоритм RLE);
- метод групового кодування (алгоритм LZW);
- метод Хаффмана; арифметичне кодування та ін.

Методів стискування з втратами ґрунтовані на тому, що в зображенні міститься інформація, що слабо сприймається людським оком. Такий вид надмірності називається психофізіологічною надмірністю. Її зниження полягає в зменшенні обсяг несуттєвої інформації, яку людське око не сприймає в силу психофізіологічних особливостей. При цьому частина інформації безповоротно втрачається. Відновити початкові значення яскравості або кольору усіх пікселів при декодуванні неможливо. Наприклад, око людини не розрізняє колір дрібних деталей зображення. Отже, можна зберігати тільки яскравість деталей, а колірність відкинути та таким чином зменшити об'єм файлу, що описує зображення. Цей метод застосовується в телебаченні.

Розбиття безперервного відеопотоку на кадри також є прикладом виключення психофізіологічної надмірності. Коефіцієнт стискування - основна характеристика алгоритму стискування. Він визначається як відношення об'єму початкових не стислих даних до об'єму стислих.

Одним з найпростіших алгоритмів стискування без втрат є алгоритм RLE (Run Length Encoding - групове кодування). Стискування в RLE відбувається шляхом того, що в початковому зображенні зустрічаються ланцюжки однакових байтів, які можна економічно кодувати. Різні модифікації алгоритму RLE реалізовані в утилітах, що записують зображення в різних форматах (PCX, GIF, TIFF, PMP).

Слід зазначити, що багато сучасних форматів підтримують запис даних (не лише зображень) з використанням декількох алгоритмів стискування або без них. Наприклад, формат TIFF 6.0 може зберігати зображення з використанням алгоритмів стискування RLE - PackBits, RLECCIT, LZW, Хаффмана з фіксованою таблицею кодів, JPEG - Lossless або без стискування. Алгоритм LZW (від прізвищ авторів Lempel - Ziv - Welch) є складнішим і універсальним алгоритмом (стосовно RLE), що стискає зображення шляхом пошуку, виділення і кодування однакових підланцюжків в потоці байтів. Алгоритм Хаффмана забезпечує стискування за допомогою попереднього обчислення частоти появи однакових байтів в зображенні. Говорячи про кращі на сьогодні алгоритми стискування зображень без втрат, відмітимо, що в 1994 р. був прийнятий стандарт ISO/JPEG - Lossless. Він орієнтований на повнокольорові 24-бітові або 8-бітові півтонові зображення. На 8-бітових тестових зображеннях декількох категорій (космічних, медичних, фото- і комп'ютерно-графічних, змішаних) середній коефіцієнт стискування алгоритмом JPEGLossless дорівнював двом.

Алгоритми стискування з втратами. Один з найбільш поширених на сьогодні алгоритмів стискування зображень - JPEG. Об'єднана група експертів в області фотографії (The Joint Photographic Experts Group - JPEG) в 1993 р. у рамках Міжнародної організації по стандартизації (ISO) розробила

міжнародний стандарт JPEG для стискування повнокольорових (24-бітових) зображень. Для нього розроблений чотири варіанти стискування:

- послідовний на базі дискретного косинусного перетворення (ДКП);
- прогресивний із записом коефіцієнтів ДКП, що використовує пірамідальне представлення зображень;
- послідовний без втрат (JPEG - Lossless);
- ієрархічний з втратами та без втрат відповідно.

Алгоритм оперує блоками 8x8 пікселів; передбачається, що в них яскравість і колір міняються порівняно плавно. До матриць значень таких блоків застосовується ДКП, після чого вагомими виявляються тільки перші коефіцієнти. Система колірного сприйняття людини слабо розпізнає деякі частоти при колірній зміні картинки, тому можна апроксимувати коефіцієнти ДКП без помітної втрати якості відновленого зображення, використовуючи квантування коефіцієнтів. При такому перетворенні втрачається частина інформації, але досягаються великі коефіцієнти стискування.

Декодування зображення зі стислого представлення виконується у зворотному порядку. Хоча алгоритм JPEG і є стандартом ISO, формат його файлів не був зафіксований. Тому багато виробників замінюють внутрішні таблиці, рекомендовані стандартом, на свої власні та створюють свої формати JPEG, не завжди сумісні між собою. Алгоритм JPEG дозволяє стискати деякі зображення в 10-15 разів без візуально помітних спотворень. Він орієнтований на стискування фотографій, що містять сцени з плавними переходами яскравості та кольору. Найбільше поширення JPEG отримав в мережі Інтернет. Він мало придатний для стискування креслень і тексту, що мають різкий контраст між сусідніми пікселями, що призводить до появи помітних артефактів. Подібні зображення краще зберігати у форматах без втрат, таких як TIFF, GIF або PNG. JPEG не повинен застосовуватися тоді, коли недопустимі навіть мінімальні втрати, наприклад при стискуванні медичних зображень. У таких випадках можна використати передбачений стандартом JPEG варіант стискування JPEG - Lossless. Він не використовує ДКП, що

забезпечує точний збіг відновленого і початкового зображень, але його мала ефективність (коефіцієнт стискування рідко буває понад два) і відсутність підтримки з боку розробників програмного забезпечення не сприяли популярності JPEG - Lossless. Стандарт JPEG передбачає два основні варіанти запису кодованих даних у файл. Найбільш поширеною, підтримуваною більшістю доступних кодеків, являється послідовне представлення даних, що отримується в результаті послідовного обходу кодованого зображення зліва направо і зверху вниз. Над кожним кодованим блоком зображення здійснюються описані вище операції, а результати кодування поміщаються у файл послідовно блок за блоком. Зображення відновлюється послідовно блок за блоком, зліва направо і зверху вниз (рис. 2.4, справа). Прогресивне представлення даних дозволяє побачити грубий варіант усього зображення вже після декодування частини JPEG- файлу (рис. 2.4, ліворуч).



Рис. 2.4. Зображення, відновлювані після стискування прогресивним (ліворуч) і послідовним (справа) алгоритмами JPEG.

Алгоритм JPEG 2000, як і JPEG, підтримує так зване прогресивне стискування, що дозволяє у міру завантаження побачити спочатку розмите, а потім усе більш чітке зображення.

Основні переваги JPEG 2000 в порівнянні з JPEG:

1. Міра стискування в середньому на 20% більше. (рис. 2.5). Велика міра стискування досягається завдяки використанню дискретного вейвлету перетворення до зображення цілком і складнішого кодування ентропії даних.

2. Масштабованість фрагментів зображень дозволяє безшовне стискування різних компонент зображення. Завдяки розбиттю на блоки можна зберігати зображення різних розділень в одному кодовому потоці.

3. Довільний доступ до областей інтересу забезпечує декілька механізмів доступу, підтримує декілька мір розбиття на частини (області інтересу).

4. Гнучкий формат файлу допускає зберігання інформації про колірні простори, метадані і інформацію для погодженого доступу в мережевих застосуваннях.

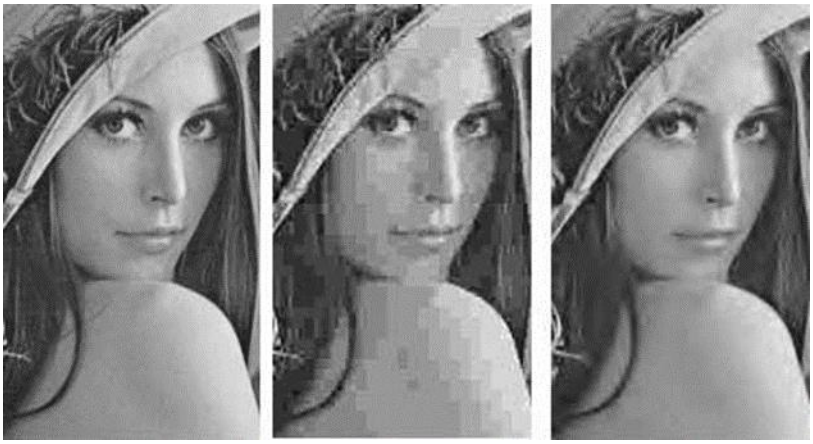


Рис. 2.5. Початкове зображення (ліворуч), відновлене після стискування в 64 рази алгоритмами JPEG (по центру) і JPEG 2000 (справа).

Алгоритм DjVu (від франц. déjà vu - вже бачене) реалізує стискування зображень з втратами. Він розроблений спеціально для стискування відсканованих документів (книг, журналів, рукописів і т. п.), де велика кількість формул, схем, малюнків і рукописних символів робить трудомістким їх повноцінне розпізнавання. Також цей алгоритм являється ефективним, якщо необхідно передати: усі нюанси оформлення, наприклад історичних документів, де важливе значення мають зміст, колір і фактура паперу; дефекти пергаменту (тріщинки, сліди від складання); виправлення, плями, відбитки пальців, сліди, залишені іншими предметами та т. д.

Для стискування кольорових зображень в DjVu застосовується технологія, що розділяє початкове зображення на три шари : передній план, задній план і чорно-білу (однобітову) маску. Маска зберігається з розділенням початкового файлу і саме вона містить зображення тексту та інші чіткі деталі. Розділення заднього плану, в якому залишаються ілюстрації й текстура сторінки, за умовчанням знижується для економії місця. Передній план містить колірну інформацію про маску. Його розділення зазвичай знижується ще сильніше. Потім задній і передній плани стискаються за допомогою вейвлет перетворення, а маска - алгоритмом JB2.

Особливістю алгоритму JB2 є те, що він шукає на сторінці символи, що повторюються, і зберігає їх зображення тільки один раз. У багатосторінкових документах кожні сторінок, що дещо підряд йдуть, користуються загальним "словником" зображень символів. Для стискування більшості книг можна обійтися тільки двома кольорами. В цьому випадку використовується всього один шар, що дозволяє досягти рекордної міри стискування.

У основі алгоритму DjVu лежать декілька базових алгоритмів: - алгоритм відділення тексту від фону на відсканованому зображенні; - алгоритм вейвлет стискування фону IW44; - алгоритм стискування чорно-білих зображень JB2; - універсальний алгоритм стискування ZIP; - алгоритм розпаковування "за запитом"; - алгоритм "маскування" зображень. Фрактальне стискування зображень. Деякі недоліки в якості відновленого зображення після стискування алгоритмом JPEG пов'язані з тим, що при стискуванні не зважає на специфіку зображених об'єктів, т. е. не виявляються їх структура і характерні ділянки. Облік структури зображеного об'єкта лежить в основі фрактального методу стискування зображень. Фрактал - це структура, що виділена при аналізі зображення і має схожу форму незалежно від її розмірів.

Наприклад, в зображенні крони дерева, фрактал може представляти лист. Тому зображення можна формувати, збираючи з об'єктів, що називаються фракталами. Своєю чергою, окремий фрактал може бути описаний деяким стандартним чином. Основу фрактального підходу складає постулат про те,

що існує набір афінних коефіцієнтів, що описують обертання, стискування, розширення, спотворення форми й зрушення об'єктів, що становлять зображення.



Рис. 2.6. Лист папороті (ліворуч) і згенеровано за допомогою фракталів зображення (справа).

Найбільш поширеним прикладом зображення, побудованого за допомогою фракталів, є зображення папороті (рис.2.6). Воно складається з чотирьох афінних перетворень. Кожне перетворення кодується ліченими байтами, хоча початкове зображення може бути будь-якого розміру. Таким чином, фрактальне стискування - це в першу чергу результат аналізу зображення з метою пошуку подібних об'єктів з їх подальшим кодуванням.

2.3 Реєстрація цифрових зображень

Цифрові зображення можуть бути отримані за допомогою реєстрації не лише звичних оку картин у видимому діапазоні електромагнітного спектра, але і за допомогою реєстрації невидимих сигналів. Розглянемо основні типи

облаштувань реєстрації та способи перетворення сигналів в цифрові зображення.

Піксель як принцип створення зображення, що реєструє сенсор, однаковий і в цифровій камері, і в плівковій: обоє забезпечують фіксацію об'єкту знімання, використовуючи енергію світла, яка впливає на світлочутливий матеріал. Елементарна частинка електромагнітного випромінювання називається фотоном. Розглянемо, як фотон стає електроном. Облаштування реєстрації зображень в оптичному діапазоні спектру складаються з безлічі світлочутливих елементів, що називаються пікселями. Піксель складається з p-підкладки, покритої прозорим діелектриком, на який нанесений світлопропускаючий електрод, що формує потенційну яму (рис. 2.7).

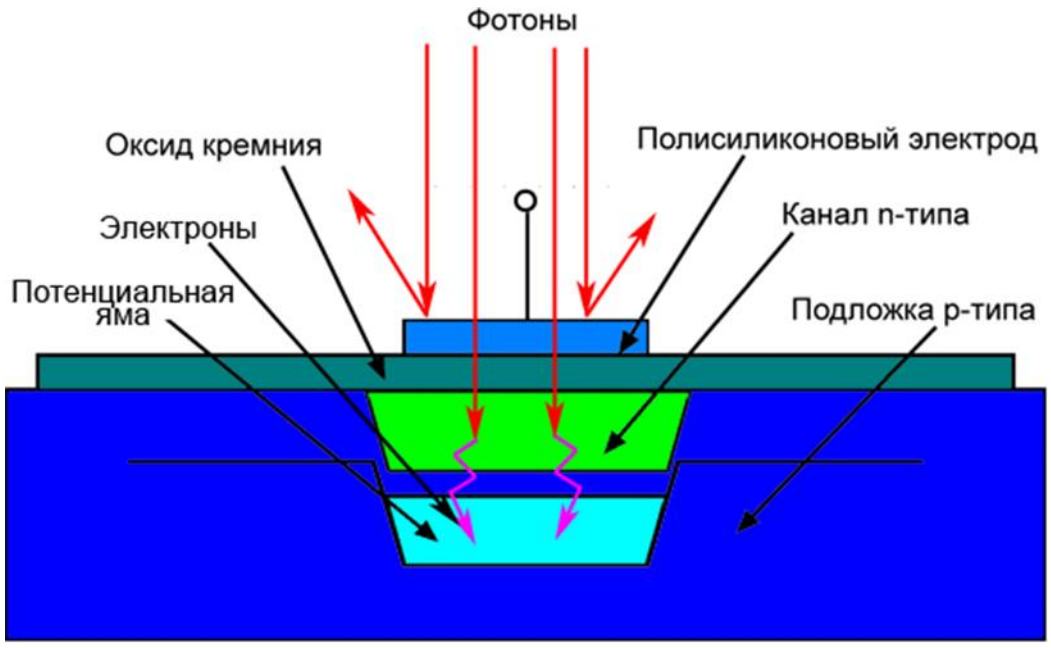


Рис. 2.7. Переріз піксель ПЗС-матриці.

Для фотона, що потрапив на піксель, можливі три варіанти розвитку подій: він зрикошетить від поверхні, буде поглинений в товщі напівпровідника, проб'є наскрізь робочу зону напівпровідника. У приладах із

зарядовим зв'язком перетворення фотона в електрон відбувається в результаті поглинання світлового кванта кристалічною решіткою напівпровідника з виділенням електронів. Це може бути або пара "електрон дірка", або одиничний електрон - останнє відбувається при використанні домішок в напівпровіднику. Носії заряду, що утворилися, до моменту зчитування необхідно зберегти. Для цього кремнієва підкладка р-типу оснащується каналами з напівпровідника n- типу, над якими з полікристалічного кремнію виготовляються прозорі для фотонів електроди. Після подання на такий електрод електричного потенціалу у збідненій зоні під каналом n- типу створюється потенційна яма, призначення якої - зберігати заряд, що виникає в результаті внутрішнього фотоефекту. Чим більше фотонів впаде на світлочутливий елемент (піксель) і перетвориться на електрони, тим вище буде заряд, накопичений ямою. Цей заряд дістав назву фотострум, його значення досить мало і після зчитування вимагає обов'язкового посилення. Не уся поверхня пікселя є світлочутливою, тому над ним часто встановлюється мікролінза для збільшення кількості накопичуваних фотонів (рис. 2.8). Розмір одного пікселя дорівнює 3-8 мкм.

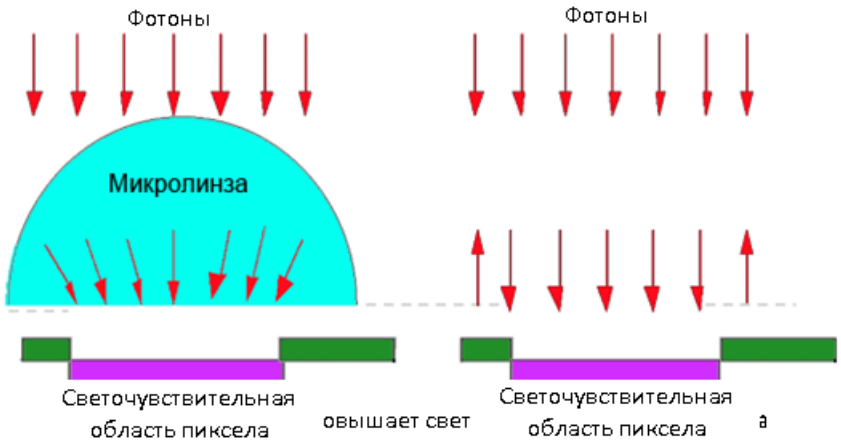


Рис. 2.8. Мікролінза підвищує світлочутливість пікселя.

Прочитування фотострумів світлочутливих елементів здійснюється так званими послідовними регістрами зрушення, які перетворять рядок зарядів на вході в серію імпульсів на виході. Ця серія є аналоговим сигналом.

В техніці використовуються облаштування різного типу, в яких реалізовані два способи збору фотострумів з індивідуальних сенсорів: ПЗС - прилади із зарядовим зв'язком; КМОП - прилади на базі симетричних компліментарних металлооксидных напівпровідників.

Перевагами ПЗС-приладу є:

- низький рівень шумів;
- високий коефіцієнт заповнення пікселів (до 100)
- висока ефективність (відношення числа зареєстрованих фотонів до числа тих, що потрапили на світлочутливу область сенсора)
- 95% людського ока має квантову ефективність близько 1%;
- високий динамічний діапазон (відношення струму насичення до середнього квадратичного шумового струму, дБ);
- хороша чутливість в інфрачервоному діапазоні спектру.

До недоліком ПЗС- приладу відносяться:

- складна система зчитування сигналу;
- високий рівень енергоспоживання (до 2-5 Вт);
- дорожче за КМОП у виробництві.

Переваги КМОП- приладу:

- висока швидкодія (реєстрація до 500 кадрів в секунду);
- низьке енергоспоживання (у 100 разів в порівнянні з ПЗС);
- дешевше і простіше ПЗС у виробництві;
- перспективність технології (на одному кристалі можна реалізувати усі необхідні додаткові схеми: аналого-цифрові перетворювачі, процесор, пам'ять, т. е. фактично закінчену цифрову камеру на одному кристалі). Недоліки КМОП-приладу :
- низький коефіцієнт заповнення пікселів, що знижує чутливість (ефективна поверхня піксела до 75 решту займають транзистори);

- високий рівень шуму (навіть за відсутності освітлення через фотодіод тече значний струм), боротьба з яким ускладнює технологію;
- невисокий динамічний діапазон. Для отримання зображення у вигляді матриці каретка зміщується на фіксовану відстань і реєструється наступний фрагмент документу у вигляді рядка пікселів.

Цифрові фотоапарати по конструкції схожий зі звичайним фотоапаратом, але замість фотоплівки, на якій фіксується зображення, у нього є спеціальні датчики (фотоматриці) : матричні ПЗС або КМОП. Ці датчики перетворять проектований на них об'єктивом зображення в цифрову форму. Дві якісні характеристики, що безпосередньо впливають на результат знімання, - це динамічний діапазон сенсора і розрядність представлення кольору. Перша з цих характеристик відбиває здатність матриці передавати світлові відтінки, друга відноситься не лише до сенсора, але й аналого-цифровому перетворювачу, що переводить електричні сигнали з результатів матриці в цифровий код. Динамічний діапазон визначає кількість відтінків сірого (рівнів яскравості), які здатний розрізнити сенсор цифрової камери між абсолютно чорним і абсолютно білим кольорами. Чим ширше динамічний діапазон, тим вище подібність реєстрованого зображення з оригіналу. Слід зазначити, що досі найширший динамічний діапазон має негативна фотоплівка. Тому, попри досягнення цифрових технологій, при демонстрації фільмів в кінотеатрах ще використовуються плівкові проектори.

Існує декілька варіантів конструкції цифрових фотоапаратів : камери із задньою розгорткою (рис. 2.9), трьох кадрові камери (рис. 2.10) і одинокадрові камери з однією або трьома фотоматрицями (рис. 2.11). Нині в основному застосовуються одинокадрові фотокамери. Камера із задньою розгорткою робить сканування в площині зображення. Принцип роботи такої камери схожий на технологію, реалізовану в сканерах з відрядковим зчитуванням інформації. Скануюча голівка, що містить лінійку світлочутливих ПЗС, переміщається з невеликим кроком уздовж задньої фокальної площини камери упоперек зображення, реєструючи за кожен крок один рядок пікселів. Камери,

в яких застосовується такий принцип, дозволяють отримувати зображення з високим розділенням, але час експозиції може досягати декількох хвилин, що робить техніку задньої розгортки непридатною для знімання об'єктів, що рухаються, або при роботі зі спалахом. Під час сканування затвор камери залишається відкритим, тому 50 необхідно застосовувати постійне освітлення, оскільки ні спалах, ні стробоскоп в цьому випадку не годяться.

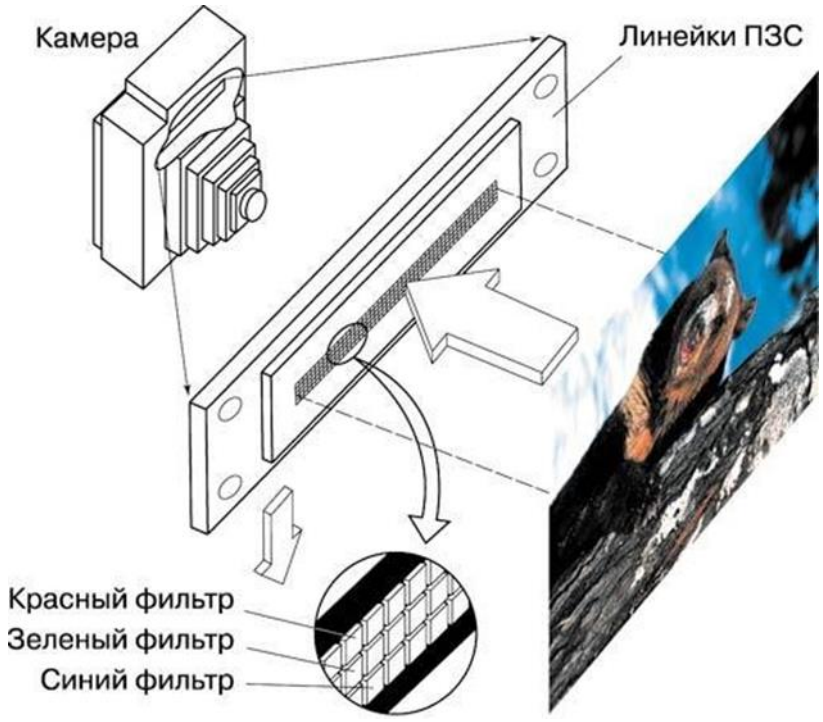


Рис. 2.9. Принцип дії камери із задньою розгорткою.

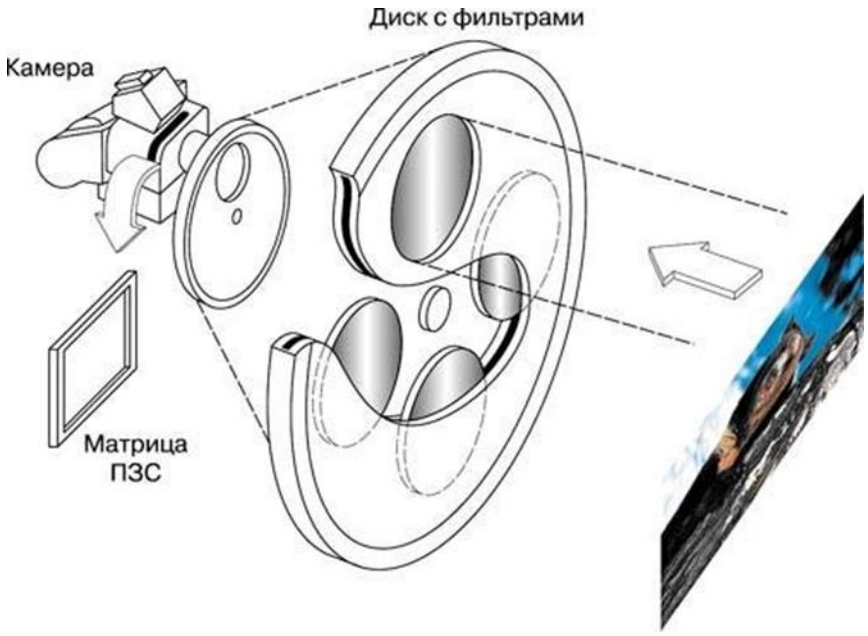


Рис. 2.10. Принцип дії трьохкадрової камери.

Трьох кадрова камера призначена для реєстрації кольорових зображень нерухомих об'єктів (рис.). Чутливий до світла датчика використовується двомірна матриця ПЗС. Плоскі двомірні матриці мають набагато менший дозвіл, ніж лінійні. Кожен елемент матриці формує один елемент (піксель) зображення. Експозиція здійснюється з такою швидкістю, що можна користуватися освітленням від звичайного спалаху. Для реєстрації кольорового зображення треба зробити три окремі знімки через три світлофільтри (червоний, зелений і синій). Між експонуваннями диск з фільтрами обертається так, щоб у момент знімання перед матрицею знаходився червоний, зелений або синій світлофільтри.

Технологія, реалізована в одинокадрових камерах з однією матрицею, забезпечує високу швидкість цифрування зображення, але характеризується нижчим дозволом і гіршим перенесенням кольорів, ніж "многознімочна" технологія (рис. 2.11). Такі камери називаються також камерами з обчисленням кольорів.

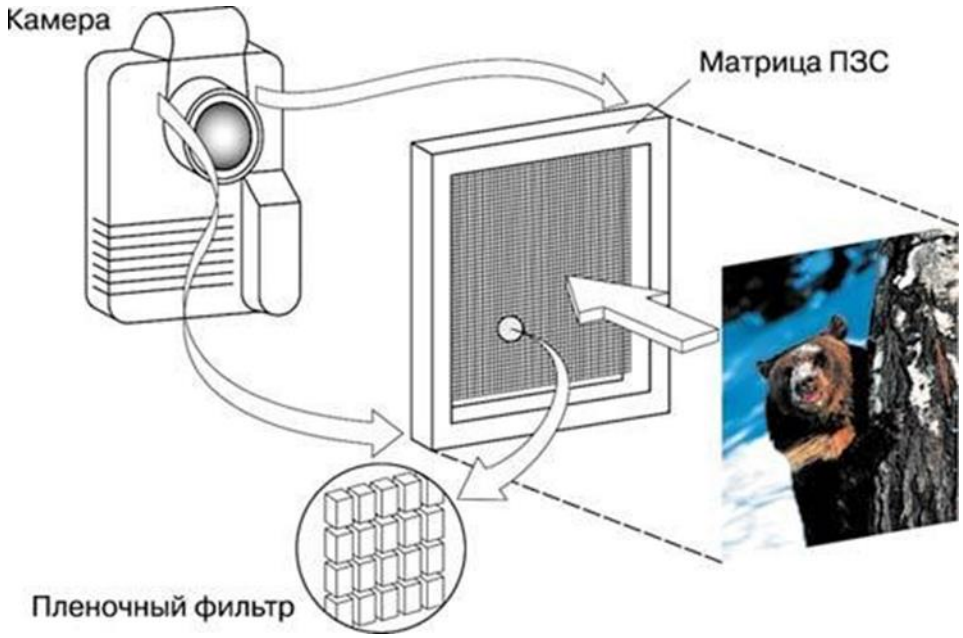


Рис. 2.11. Принцип дії однокадрової камери з однією матрицею.

Отримання зображень за допомогою ультразвуку Ультразвукове дослідження (УЗИ) - це неінвазивне дослідження живого організму за допомогою ультразвукових хвиль (рис. 2.12). Фізичною основою УЗИ є п'єзоелектричний ефект. При деформації монокристалів деяких хімічних сполук під впливом ультразвукових хвиль на поверхні цих кристалів виникають протилежні по знаку електричні заряди, т. е. прямий п'єзоелектричний ефект. При поданні на них змінного електричного заряду в кристалах виникають механічні коливання з випромінюванням ультразвукових хвиль. Один і той же п'єзоелемент може бути поперемінно приймачем і джерелом ультразвукових хвиль. В системах медичної ультразвукової діагностики зазвичай використовують частоти від 2 до 10 Мгц. Роздільна здатність сучасних ультразвукових апаратів досягає 1-3 мм. Будь-яке середовище, у тому числі й тканини організму, перешкоджає поширенню ультразвуку, т. е. має різний акустичний опір, величина якого залежить від їх щільності та швидкості поширення звукових хвиль. Досягнувши межі двох середовищ з різним акустичним опором, пучок ультразвукових хвиль зазнає

зміни: одна його частина продовжує поширюватися в новому середовищі, частково поглинаючись нею, інша - відбивається. Коефіцієнт відображення залежить від різниці величин акустичного опору межуючих одна з однією тканин: чим більше ця відмінність, тим більше відображення та амплітуда зареєстрованого сигналу, тим світліше і яскравіше він виглядатиме на екрані апарату. Повним відбивачем є межа між тканинами і повітрям.

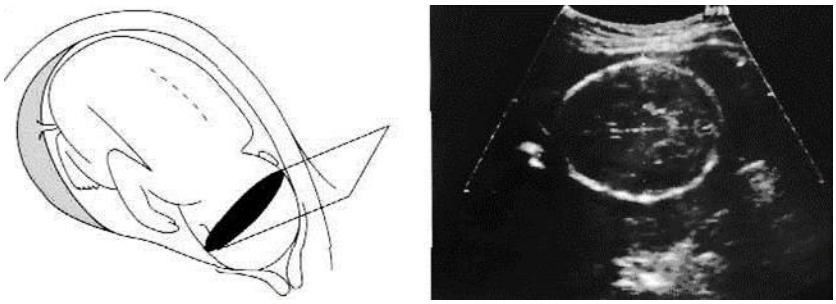


Рис. 2.12. Вимір розміру голівки плоду : а) схема; б) зображення.

Оскільки на межі переходу ультразвуку з повітря на шкіру відбувається відображення 99,99% коливань, то при ультразвуковому скануванні пацієнта потрібне змазування поверхні шкіри водним желе, яке виконує роль перехідного середовища. Відображення залежить від кута падіння променю (найбільше при перпендикулярному напрямі) і частоти ультразвукових коливань (при більш високій частоті велика частина відбивається).Для дослідження органів черевної порожнини, порожнини малого тазу використовується частота 2,5-3,5 Мгц, для щитовидної залози - 7,5 Мгц. Генератор працює в імпульсному режимі, посилаючи близько 1 000 імпульсів в секунду. У проміжках між генеруванням ультразвукових хвиль п'єзодатчик фіксує відбиті сигнали. Відбиті сигнали поступають в підсилювач і спеціальні системи реконструкції, після чого з'являються на екрані монітора у вигляді відображення зрізу тіла, забарвленого в різні відтінки чорно-білого кольору, т. е. півтонового 2d-изображения (рис. 2.12). Оптимальною є наявність не менше 64 відтінків сірого. Нині за допомогою УЗИ можна отримати 3d-

изображения (статичні тривимірні зображення) в результаті об'ємного сканування. УЗИ 4d - це що рухаються зображення у форматі 3d, яке можна спостерігати в режимі реального часу. Четвертим виміром виступає час.

2.4 Рентгенівські зображення

Рентгенівські промені охоплюють діапазон електромагнітного спектра з довжиною хвиль від 1 до 0,01 нм. Око людини їх не бачить, але вони здатні проникати через тверді предмети. Ідея отримання рентгенівського зображення ґрунтована на різному послабленні випромінювання при проходженні через тканини з різною щільністю і подальшою реєстрацією. В результаті виходить зображення усіх тканин, спроектований на площину (рис. 2.13).

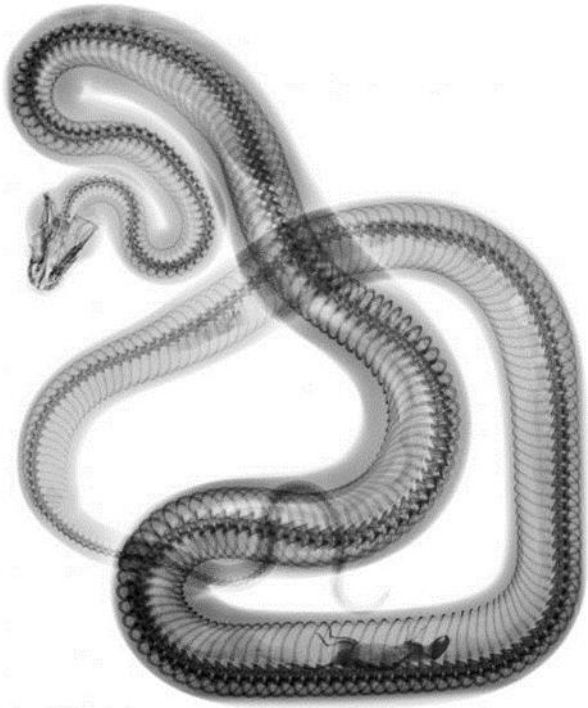


Рис. 2.13. Приклад рентгенівського цифрового знімка змії, що проковтнула мишу.

В сучасних цифрових апаратах реєстрація вихідного випромінювання робиться на спеціальну електронну матрицю. У ній накопичується заряд, що створюється при поглинанні рентгенівських променів і його відрядковій передачі на підсилювачі заряду під час сканування. Перетворення рентгенівського випромінювання, що поступає, в заряд в аморфному кремнії з метою електронного зчитування може бути реалізоване трьома методами: прямим, методом фотопровідності й сцинтиляційним. Кожен метод має свої переваги та недоліки. В усіх методах заряд перед зчитуванням накопичується впродовж періоду кадру.

У прямому методі рентгенівські промені потрапляють на діод з кремнію, де створюються пари "дірка - електрон". Пристрої, що використовують прямий метод перетворення, виготовляються з кристалічного кремнію, але на практиці застосовуються тільки грати з однієї або двох ліній, при цьому навіть такі грати відрізняються дорожнечею.

У методі фотопровідності використовуються матеріали з більш високою, ніж у кремнію, здатністю поглинати рентгенівське випромінювання. Вони наносяться на безліч пластин, що проводять, для збору заряду, що поставляються разом з накопичувальним конденсатором, а також створюють пари "дірка - електрон" при поглинанні рентгенівських променів. Проте генерований заряд зберігається за межами шару, щоб уникнути перехресних спотворень. Прикладене поле відділяє заряд і направляє його на розташовану безпосередньо внизу пластину для збору заряду з метою збереження різкості зображення. Нині селен є єдиним використовуваним у виробництві матеріалом, що фотопроводить. Він має відносно низьку здатність поглинати рентгенівське випромінювання і вимагає приблизно 50 електрон-вольт для створення пари "дірка - електрон". Це обмежує як мінімально необхідну дозу, так і величину генерованого сигналу.

У сцинтиляційному методі використовується склад, який поглинає рентгенівські промені і перетворить їх енергію у видиме світло. Ефективний сцинтилятор робить багато фотонів світла для кожного рентгенівського

фотона, що поступає. Сцинтилятори можуть бути гранулами (наприклад, люмінофори) або кристалами (наприклад, йодид цезію).

Практично усі сучасні системи рентгенівської візуалізації використовують моделі з детекторами ПЗС. Якість отриманого рентгенівського зображення визначається трьома основними параметрами: напругою, що подається на рентгенівську трубку, силою струму і часом роботи трубки. Залежно від досліджуваних анатомічних утворень, маси і розмірів об'єкту дослідження ці параметри можуть істотно змінюватися.

Зазвичай роздільна здатність досягає 0,5 мм (одна пара розрізнених ліній на міліметр відповідає двом пікселям на міліметр), але можна отримати і більш високе розділення - до 26 пар ліній на міліметр, що відповідає 0,02 мм. Кращий на сьогодні ПЗС-детектор рентгенівських випромінювань фірми Nova Imaging (США) має до 16 мегапікселів і дозволяє отримувати цифрове зображення області 43х43 см.

Недоліки рентгенографії:

- інформативність класичної рентгенографії значно нижча таких методів візуалізації, як комп'ютерна томографія і магнітно-резонансна томографія. Звичайні рентгенівські зображення відбивають проекційне нашарування складних анатомічних структур, т. е. їх сумарну рентгенівську тінь на відміну від пошарових серій зображень, що отримуються методами томографій;
- без застосування контрастуючих речовин рентгенографія практично неінформативна для аналізу змін в м'яких тканинах.

Томографія - це метод отримання пошарового зображення внутрішньої структури деякого об'єкту. Томографію застосовують при виробництві деталей відповідального застосування (для авіації, космосу, автомобілебудування), в електроніці й мікроелектроніці, але в основному в медицині. Зображення томографій отримують за допомогою облаштувань

двох типів : на базі рентгенівського випромінювання і ядерного магнітного резонансу.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) - це метод томографії дослідження внутрішніх органів і тканин з використанням фізичного явища ядерного магнітного резонансу (ЯМР). Він сформувався на вимірі електромагнітного відгуку ядер атомів водню на збудження їх певною комбінацією електромагнітних хвиль в постійному магнітному полі високої напруженості.

МРТ дозволяє візуалізувати з високою якістю головний, спинний мозок і інші внутрішні органи (рис. 2.14). Ефект ЯМР виникає при взаємодії між протонами біологічних тканин, постійним або змінним магнітним полем і енергією радіочастотних імпульсів, що випускаються котушкою, поміщеною біля досліджуваної частини тіла. Під дією радіочастотних імпульсів протони атомів водню тимчасово переходять на більш високий енергетичний рівень. Повернення протонів до рівноважного стану супроводжується виділенням енергії у вигляді імпульсів певної (резонансною) частоти. Цю енергію можна виміряти за допомогою приймальної котушки. Для формування зображення отримані сигнали обробляються за допомогою перетворення Фур'є.

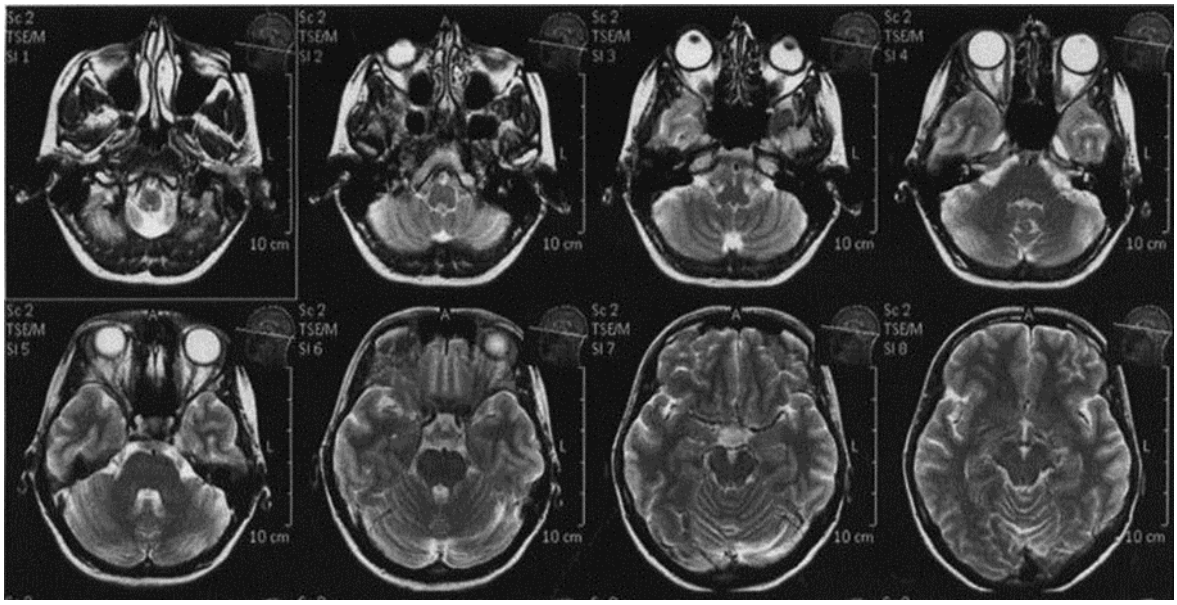


Рис. 2.14. МРТ-зображення голови людини МРТ дозволяє отримувати зображення в різних площинах, не змінюючи положення хворого. Зображення в кожній площині формується за 5-10 хв. На відміну від комп'ютерної томографії, зміна положення хворого під час дослідження спотворює усі зображення.

Ідея комп'ютерної томографії (КТ) полягає в комп'ютерній реконструкції зображення поперечного зрізу тіла на підставі аналізу поглинання рентгенівського випромінювання. Трубка випускає тонкий віялоподібний пучок рентгенівських променів перпендикулярно довгій осі тіла. Цей пучок може бути досить широким і охоплювати увесь діаметр тіла. Товщину пучка можна регулювати від 1 до 10 мм, при цьому змінюється товщина досліджуваного зрізу тканини. Пучок рентгенівських променів, що пропускається через пацієнта, фіксується не плівкою, а системою спеціальних детекторів. Рентгенівські фотони генерують в детекторах електричні сигнали. Чим сильніше інтенсивність детектора первинного променю, що досяг, тим сильніше електричний сигнал. Фіксуючи інтенсивність пропущеного

випромінювання, можна розрахувати послаблення первинного променю. КТ-детектори приблизно в 100 разів чутливіше за рентгенівську плівку при визначенні відмінностей в інтенсивності випромінювання. Випромінювання реєструються за шкалою Хаунсфилда (HU) від - 1024 до 3071:

1) формування рентгенівського променю необхідної ширини (колімація);
2) сканування пучком рентгенівського випромінювання, здійснюваного рухом (обертальним і поступальним) навколо нерухомого об'єкта пристрою "випромінювач - детектори";
3) вимір випромінювання і визначення його послаблення з подальшим перетворенням результатів в цифрову форму;
4) комп'ютерний синтез томограми по сукупності даних виміру, що належати до вибраного шару;
5) побудова зображення досліджуваного шару і відображення його на екрані монітора. Повітря або газ (незалежно, де вони знаходяться) мають значення біля - 1000 HU і виглядають чорними, кістки (400 HU і вище) - білими. Інші органи, тканини та ділянки патологічних змін відображаються відтінками сірого між цими двома крайнощами (від 0 до 300). Оскільки відобразити та розрізнити 2 10 відтінків не можна, при візуалізації даних КТ вибирається діапазон певних значень (вікно) для аналізу потрібних тканин (рис. 2.15). Якість зображення росте при збільшенні числа детекторів і кількості реєстрованих проекцій за один оборот трубки та при збільшенні первинної матриці. Проте збільшення кількості реєстрованих проекцій веде до підвищення променевого навантаження, застосування більшої первинної матриці - до збільшення часу обробки зрізу або необхідності встановлювати додаткові спеціальні процесори відеозображення.

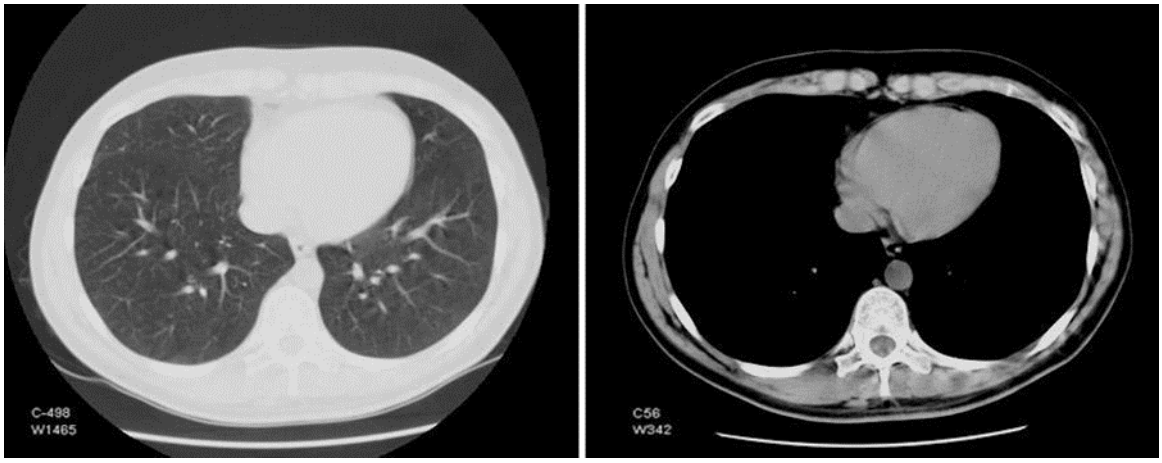


Рис. 2.15. Томограма грудної клітки в легеневому (ліворуч) і в м'яких тканинах (справа) вікнах шкали Хаунсфилда.

Сучасний томограф дозволяє отримувати зрізи завтовшки 1-2, 5 і 10 мм зі швидкістю сканування шару 1-3 з, повне дослідження головного мозку займає 2-3 хв.

Відмінності зображень комп'ютерної томографії від магнітно-резонансної На звичайному рентгенівському знімку найкраще помітні кістці, тому КТ використовується для дослідження хребта, основи черепа і скроневих кісток. Крім того, на КТ-зображенні добре видно свіжа кровотеча, тому цей метод застосовують при дослідженнях хворих з травмами голови, грудної клітки, черевної й тазових порожнин, а також інсультів в ранній стадії. Використання контрастної речовини дозволяє отримати якісне зображення посудин, бруньок і кишківника. На знімках МРТ кістки теж видні, але краще видно м'які тканини (хрящі, м'язи, зв'язки, мозок і т. д.). МРТ чутливіше КТ на ранніх стадіях поразки центральної нервової системи. Тому цей метод показаний при підозрі на розрив зв'язок і для виключення грижі міжхребцевого диска, а також широко використовують в нейрохірургії й неврології (старі травми головного мозку, інсульти в пізній стадії, підозри на пухлині спинного і головного мозку і т. д.).

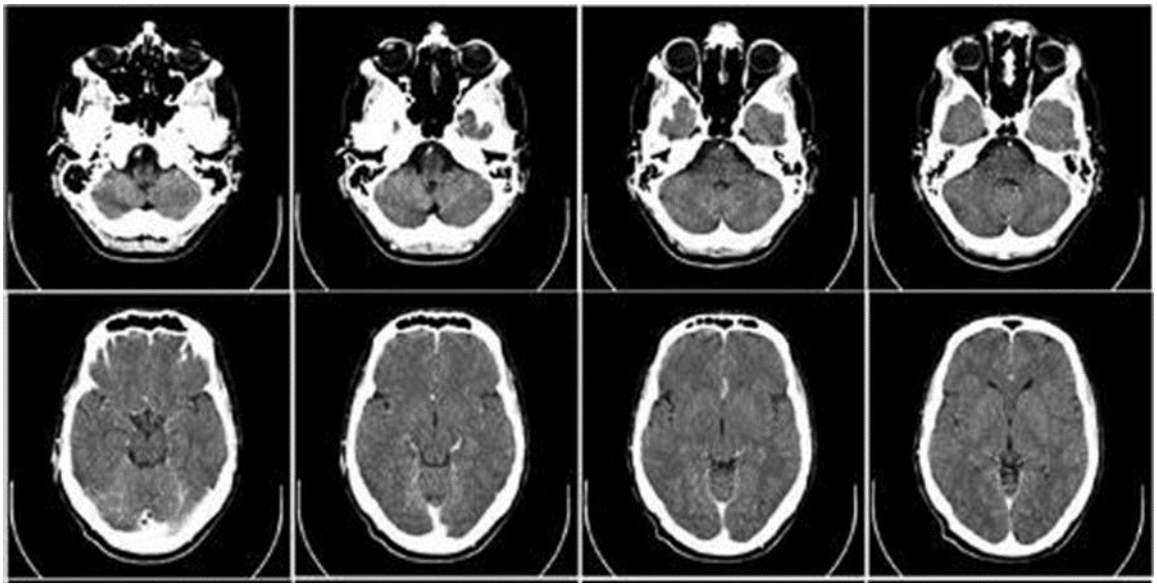


Рис. 2.16. КТ-зображень голови людини Різницю в зображенні різних тканин методами МРТ і КТ, порівняти рис. 2.14 та 2.16.

2.5 Перетворення локального типу

Цифрові зображення, сформовані різними оптико-електронними системами та зареєстровані різними приймачами, спотворюються під дією перешкод різного характеру. Так, спотворення зображення вносяться усіма компонентами зображуючого приладу, починаючи з освітлювальної системи (наприклад, нерівномірність освітленості предмета). Оптична система вносить спотворення, які називаються аберацією, а електронні приймачі випромінювання, наприклад ПЗС-матриці, - електронний шум. Усі перешкоди, що вносяться в цифрове зображення, заведено називати шумом. Шум утрудняє як візуальний аналіз зображень людиною, так і їх автоматичну обробку. Багато методів поліпшення зображень зменшують вплив шуму, внесеного в процесі формування цифрового зображення.

Шум, що з'являється на зображеннях, може бути класифікований різними способами. Він може бути корельованим або некорельованим, залежним або не залежним від самого реєстрованого сигналу і т. д. Знання відносно системи

отримання зображень, візуальний аналіз зашумленого зображення допомагають в побудові моделі шуму та оцінці його статистичних характеристик. Математично певна модель шуму допомагає побудувати оптимальну для цього застосування систему поліпшення зображень.

Розглянемо найчастіше використовувані моделі шумів на зображеннях.

Під імпульсним шумом розуміється спотворення сигналу імпульсами, т. е. викидами з дуже великими позитивними або негативними значеннями та малою тривалістю. При обробці зображень імпульсний шум виникає, наприклад, внаслідок помилок декодування, які призводять до появи чорних і білих точок на зображенні. Тому його часто називають точковим шумом. Викиди шуму особливо помітні на дуже темних або дуже світлих ділянках зображень.

Імпульсний шум моделюється таким чином. Поява шумового викиду в кожному пікселі *(i, j)* зображення має вірогідність p і не залежить ні від наявності шуму в інших точках зображення, ні від якості початкового зображення. Значення яскравості пікселя замінюється на нове значення d (від 0 до 255). Нехай $\{x_{i,j}\}$- спотворене зображення. Тоді

$$x_{i,j} = \{d \text{ з вірогідністю } p, s_{i,j} \; c \text{ вірогідністю } (1-p) \qquad (2.2)$$

де $s_{i,j}$ - значення яскравості початкового зображення. Якщо нове значення d = 0, то вносяться чорні значення яскравості (шум типу "перець"), якщо d = 255 - білі значення яскравості (шум типу "сіль").

Параметр d може також набувати випадкових значень. Передбачається, що вони є незалежними випадковими величинами з розподілом гауса на інтервалі [0, 255]. Видалення такого шуму представляє складніше завдання.

Адитивний шум описується співвідношенням:

$$\mathrm{g(x,y)} = \mathrm{f(x,y)} + \eta\mathrm{(x,y)} \qquad (2.3)$$

де $f(x,y)$ - початкове зображення, $g(x,y)$ - зашумлене зображення, $\eta(x,y)$ - адитивний і не залежний від сигналу шум з гаусом або іншим розподілом функції щільності вірогідності.

Шум гауса (що називається також нормальним шумом) виникає на зображенні в результаті прояву таких чинників, як шум в електричних ланцюгах, шум сенсорів (через нестачу освітлення і/або високої температури). Модель цього шуму широко застосовується при фільтрації зображень і сигналів, оскільки припускає незалежність і нульове математичне очікування перешкод.

Функція щільності розподілу вірогідності випадкової величини гауса z задається наступним вираженням (рис. 2.17) :

$$p(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-(z-\mu)^2/2\sigma^2} \quad (2.4)$$

де z визначає рівень яскравості з усіх можливих значень для зображення (наприклад, для восьмибітового зображення $0 \le z \le 255$); μ - середнє значення (математичне очікування) випадкової величини z; σ - середньоквадратичне відхилення. Величина, рівна квадрату середньоквадратичного відхилення, називається дисперсією σ^2 і визначає потужність шуму, що вноситься.

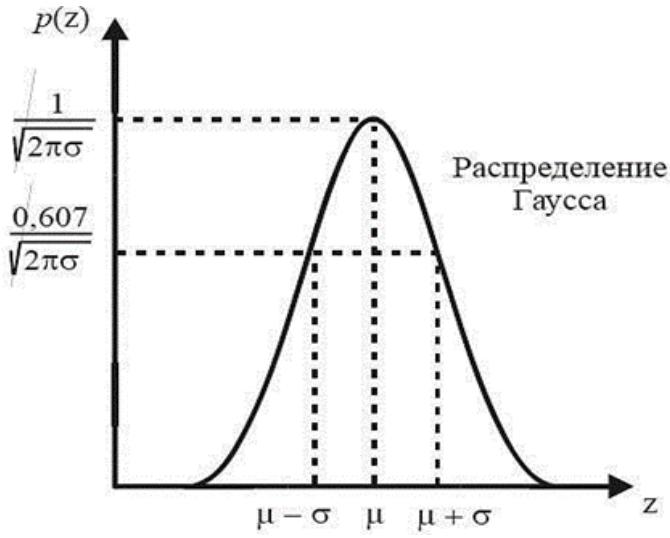


Рис. 2.17. Функція щільності розподілу вірогідності випадкової величини гауса z у формі дзвону.

Таким чином, p(z) визначає вірогідність того, що значення поточного відліку шуму матиме яскравість, рівну z. Якщо випадкова величина z

описується функцією Гауса, то приблизно 67% її значень зосереджено в діапазоні $[(\mu-\sigma),(\mu+\sigma)]$ і близько діапазоні 96% в діапазоні $[(\mu-2\sigma),(\mu+2\sigma)]$.

Мультиплікативний шум описується співвідношенням:

$$g(x,y)=f(x,y)\cdot\eta(x,y) \tag{2.5}$$

т. е. шумова складова множить прийнятий сигнал. Прикладами такого шуму є: зернистість фотоплівки, зображення, отримані за допомогою ультразвуку; зображення радіолокацій.

Шум квантування залежить від сигналу і вибраного кроку квантування значень сигналу. Наприклад, в результаті бінаризації яскравість зображення описується двома значеннями, що відповідають чорному і білому кольору. Такий шум може робити небажані артефакти, наприклад неправдиві контури навколо об'єктів, або прибирати низькоконтрастові деталі на зображенні. Він не усувається.

Спекл-шум, як і в усіх сканувальних системах з когерентним формуванням зображення, викликаний енергетичними перешкодами із-за безладно розподілених відбивачів сигналу, занадто дрібних для того, щоб їх могла відобразити система. Це клас шумів, залежних від самого сигналу зображення. Для об'єктів з низьким дозволом зазвичай є мультиплікативним. Спекл-шум з'являється при отриманні цифрових зображень за допомогою ультразвукових медичних сканерів і радарів. В результаті зображення виглядає "зернистим", а на радарних зображеннях з'являються спотворення у вигляді світлих хрестів.

2.6 Фільтрація зображень

Послаблення перешкод досягається фільтрацією. Для цього зображення описується двомірною функцією, значення якої змінюються повільніше, ніж значення двомірної функції, що описує шум. Різноманіття методів фільтрації

зображень пов'язане з різноманітністю математичних моделей сигналів, перешкод і критеріїв оптимальності фільтрації. Фільтрація робиться в просторовій або частотній областях. Так, в частотній області зображення має бути перетворене в частотне представлення, наприклад, за допомогою перетворення Фур'є, яке належати до перетворень глобального типу. Розглянемо основні методи поліпшення зображень в просторовій області на прикладі півтонових зображень. Перетворень, які для обчислення значення яскравості одного пікселя враховують значення пікселів в деякій околиці, називають локальними, а околиця - вікном. Форма і розміри вікна можуть бути довільними, положення центру вікна також може бути будь-яким, але для зручності обчислення частіше використовують прямокутні вікна. Часто в операціях використовують значення деякої матриці, що має ті ж розміри, що і околиця. Таку матрицю називають маскою, фільтром, ядром фільтру, а значення елементів матриці - коефіцієнтами. При лінійній фільтрації зображень форма і розмір використовуваної околиці визначають маску фільтру. Маска фільтру - це матриця вагових коефіцієнтів. Центр маски поєднується з аналізованим пікселем, її коефіцієнти множаться на значення яскравості пікселів, накритих маскою. На практиці в основному використовують маски симетричної форми, центри яких збігаються з центром околиці, т. е. маски.

2.7 Підвищення контрасту рентгенівських зображень

Рентгенівські зображення часто мають слабкий контраст, погане опрацювання деталей, і не завжди можна зробити повторний знімок. Виникає необхідність цифрової обробки для поліпшення таких знімків. Наприклад, початкове зображення низькоконтрастове, що утрудняє аналіз дрібних деталей (рис. 2.18).

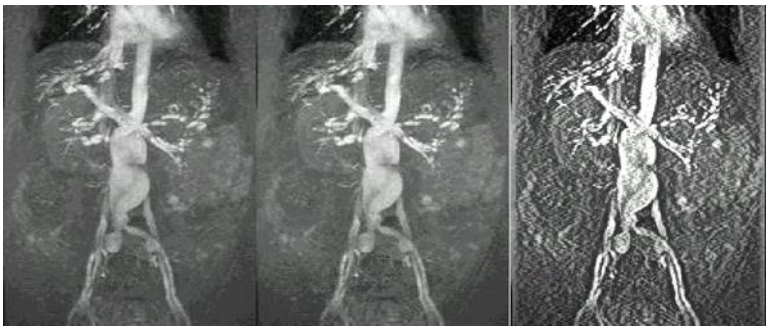


Рис. 2.18. Підвищення контрасту рентгенівського зображення : а) півтонове зображення з низьким контрастом; б) після лінійного розтягування контрасту; в) після локального контрастування.

Для поліпшення знімка можна спочатку застосувати лінійне розтягування гістограми початкового зображення на максимальний діапазон [0, ., 255] (рис. 2.18, б). Потім виконати локальне контрастування зображення. Опишемо алгоритм:

Крок 1. Виконати середню фільтрацію зображення L_c ядром фільтру 3×3. Позначити результат L_{cc}.

Крок 2. Вичислити значення локального контрасту кожного пікселя (i, j):

$$C = |(L - L_c)/(L - L_{cc})|^{0,55} \quad (2.6)$$

Крок 3. Для кожного пікселя (i, j):

якщо $L(i,j) > L_{cc}(i,j), L_{\text{г}}(i,j) = L_{cc}(i,j) \cdot (1 + C(i,j))/(1 - C(i,j))$;

інакше $L_{\text{г}}(i,j) = L_{cc}(i,j) \cdot (1 - C(i,j))/(1 + C(i,j))$.

Результативне зображення візуально контрастне початкового рентгенівського зображення (рис. 2.18, в). При рішенні реальних завдань обробки зображень, як правило, недостатньо одного методу. Потрібно послідовне, а нерідко ітераційне, застосування декількох методів. Тоді виникає проблема вибору цих методів і їх конкретних параметрів.

2.8 Цифровий плоскопанельний детектор

Цифровий плоскопанельний детектор - це пластина, яка складається з сітки чутливих до рентгенівського випромінювання елементів. При виборі детектора треба одночасно дивитися на тип матриці, тип сцинтилятора, розмір детектора, розмір пікселя, розрядність оцифрування, а також клас пило-вологозахисту. Неправильний вибір не дозволить досягти необхідної якості контролю, різко знизить продуктивність або скоротить ресурс роботи детектора.

Системи цифрової радіографії позбавляють від витратних матеріалів та обладнання плівковою і комп'ютерної радіографії. Дефектоскопістам не треба працювати з пластинами, плівкою, проявником, фіксаж і водою. З ними не потрібні сканери, проявочні машини, сушильна техніка, оцифрувальники та затемнене приміщення з температурою не менше 20 ° С. Системи цифрової радіографії дозволяють заощадити гроші на матеріалах і місце в приміщенні.

Системи цифрової радіографії автоматизують і прискорюють процес контролю. В середньому, експозиція на плоскопанельний детектор триває 10 секунд, після чого отримане зображення передається на комп'ютер за 2 секунди. Для порівняння: сканер дозволяє отримувати цифрове зображення з фосфорної пластини від 10 секунд до 5 хвилин. А на одну проявлення і сушку плівки піде 30-40 хвилин. Цифрова радіографія забезпечує найвищу продуктивність.

Якість зображень, отриманих за допомогою детектора, буде еквівалентна якості знімків, отриманих за допомогою плівки. Ось, що прописано на цей рахунок в ДСТУ ISO 17636-2-2017: «Процедура, встановлена цим стандартом, забезпечує мінімальні вимоги до радіографічному контролю, що дозволяють отримувати цифрові радіограми з чутливістю контролю еквівалентної встановленої в ISO 17636-1 для плівкової радіографії». І далі: «... при

використанні методів класу А і класу В відповідно, видимість дефектів з використанням плівковою або цифрової радіографії еквівалентна».

2.9 Принцип дії детектору

На ринку представлено кілька виробників плоскопанельних детекторів. Серед них можна виділити Perkin Elmer, GE, Varex, Thales FlashScan і Hamamatsu. Попри загальну для всіх виробників принципову схему детектора, якість отриманого зображення у кожної моделі відрізняється. Пов'язано це з тієї елементної бази та тими рішеннями, які використовуються на кожному конкретному виробництві.

Детектор являє собою прямокутник. Корпус зазвичай виконується з пластика або металу. Екран, який захищає чутливу матрицю, роблять з карбону. Цей матеріал прозорий для рентгенівського випромінювання, тому ніяк не позначається на якості зображення.

Є 2 типу перетворення рентгенівського випромінювання в електричний сигнал: пряме і непряме. У першому випадку рентгенівське випромінювання відразу перетвориться в сигнал. У другому випадку випромінювання спочатку перетворюється у світло, а світло перетвориться в сигнал. У детекторах для промислової радіографії використовується другий тип перетворення.

Виділимо 3 спільні кроки перетворення рентгенівського випромінювання в цифрове зображення.

1. Перетворення сцинтилятора: рентген у світло

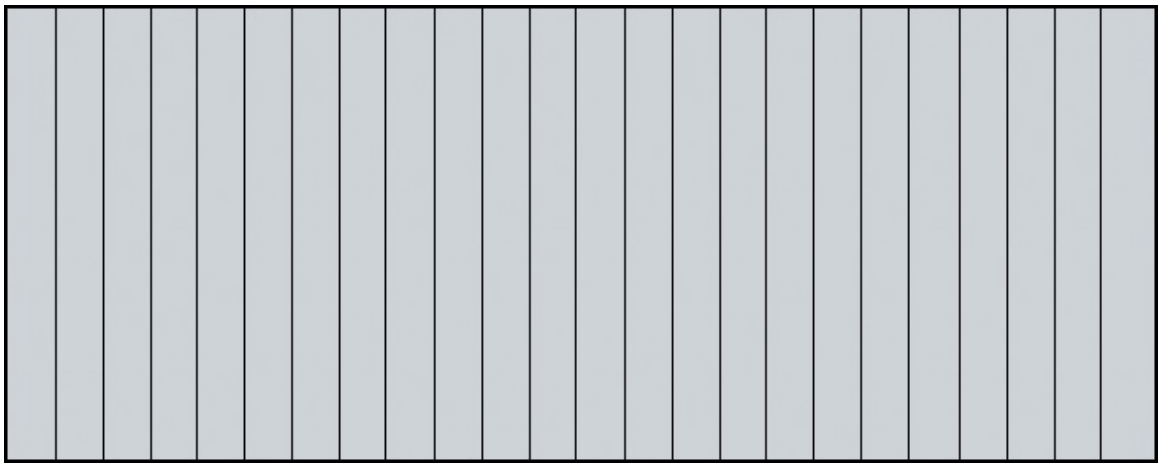


Рис. 2.19. Сцинтилятор. Перетворення рентгенівського випромінювання у світло.

За перетворення рентгенівського випромінювання у світло відповідає сцинтилятор. Як сцинтилятора, як правило, використовують оксісульфід гадолінію (GadOx) - Gd2O2S, або йодистий цезій - CsI. Йодистий цезій складається з безлічі оптоволоконних каналів і зовні нагадує стільники. Оксісульфід гадолінію - зернистий. Також в якості сцинтиляторів можливі інші модифікації вказаних матеріалів з додаванням різних легуючих добавок.

GadOx і CsI розрізняються чутливістю. Так сцинтилятор типу йодистий цезій дає найбільший вихід світла серед всіх відомих сцинтиляторів, відповідно детектор з сцинтилятором Csl буде найбільш чутливим.

Чим більше енергія рентгенівського випромінювання, тим менше ймовірність перетворення рентгенівського кванта в світло. Відповідно, для реєстрації випромінювання з великою енергією необхідно збільшення товщини сцинтилятора, щоб перетворювалася достатня частина випромінювання.

2. Світлочутлива матриця: світло в електрони

Світлочутлива TFT- або CMOS-матриця перетворять світло в електрони, які заряджають або розряджають конденсатор в кожному елементі матриць. При

зчитуванні відбувається розрядка або зарядка конденсаторів, при цьому виникає електричний струм.

3. Аналого-цифрове перетворення: електрони в цифрове зображення

Струм зарядки і розрядки конденсаторів вимірюється за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП). Отримані значення перетвориться в рівень сірого для кожного з пікселів, а з пікселів формується зображення.



Рис. 2.20. Структура йодистого цезію

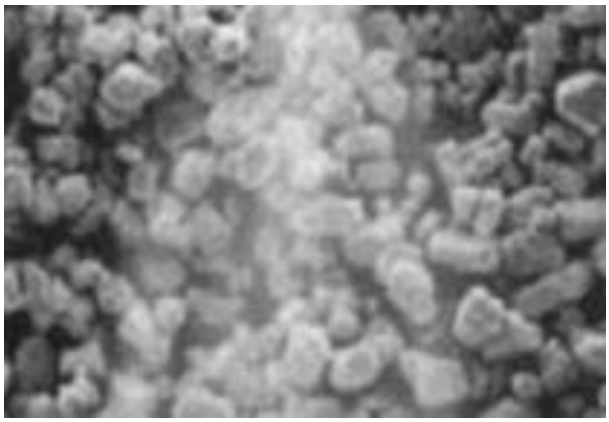


Рис. 2.21. Структура оксісульфіда гадолінію

Промислові плоскопанельні детектори поділяються на два види: на основі TFT-технології й на основі CMOS-технології. Обидві технології становлять собою матрицю зі світлочутливих елементів. В обох випадках вони розташовуються під шаром сцинтилятора і реєструють випромінюється їм світло.

Перший вид детекторів зроблений на основі TFT-технології. У розшифровці - thin film transistor, в перекладі - Тонкоплівковий транзистор. У детекторах на основі TFT-технології основним елементом є фотодіоди на основі аморфного кремнію. Місткість кожного фотодіода в початковому стані заряджена до певного напруження. При опроміненні світлом вона розряджається: чим більше світла, тим менше залишковий заряд. При зчитуванні фотодіод заряджається до вихідного стану, величина струму вимірюється за допомогою аналого-цифрового перетворювача і перетворюється в рівень сірого. Як результат: за сигналами з кожного світлодіода формується зображення.

Панелі на основі TFT-матриць можуть досягати розмірів 43 × 43 см. При цьому розмір пікселя складає від 100 до 200 мкм. Відмінною особливістю аморфного кремнію є дуже висока радіаційна стійкість, що дозволяє застосовувати такі панелі при високих енергіях рентгенівських квантів, від 20 кВ до 15 МеВ.

У детекторах на основі TFT-технології частіше використовується сцинтилятор на основі цезій-йоду, ніж на основі оксісульфіда гадолінію. Річ у тім, що цезій-йод має найвищу чутливість. При цьому у цезій-йоду погана роздільна здатність, але це не сильно впливає на результат через великого розміру пікселя TFT-матриці.

Для об'єктів з великою товщиною краще використовувати детектори на основі TFT-матриць зі сцинтилятором цезій-йод. Вони краще переносять високоенергетичне випромінювання понад 300 кеВ. Великий розмір пікселя,

наприклад 200 мкм, не позначиться на якості контролю, оскільки у виробах великої товщини, зазвичай, шукають великі дефекти.

Серед виробників детекторів на основі TFT-матриць можна виділити об'єднали виробництво Varex і Perkin Elmer, а також Vidisco і Novo.

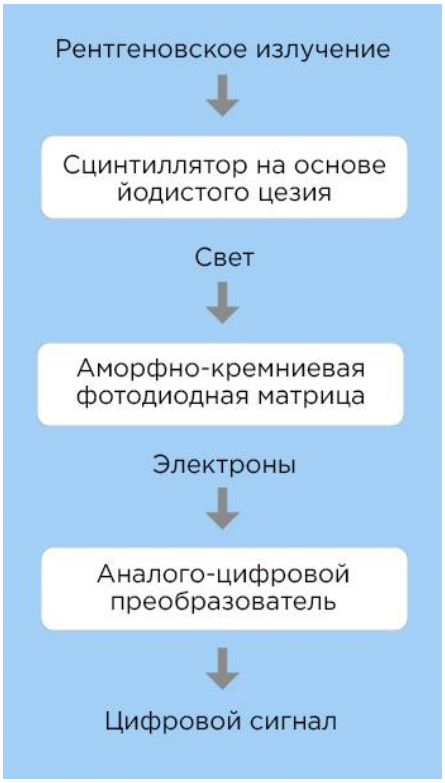


Рис. 2.22. Схема перетворення рентгенівського випромінювання у детекторів на основі TFT технологій.

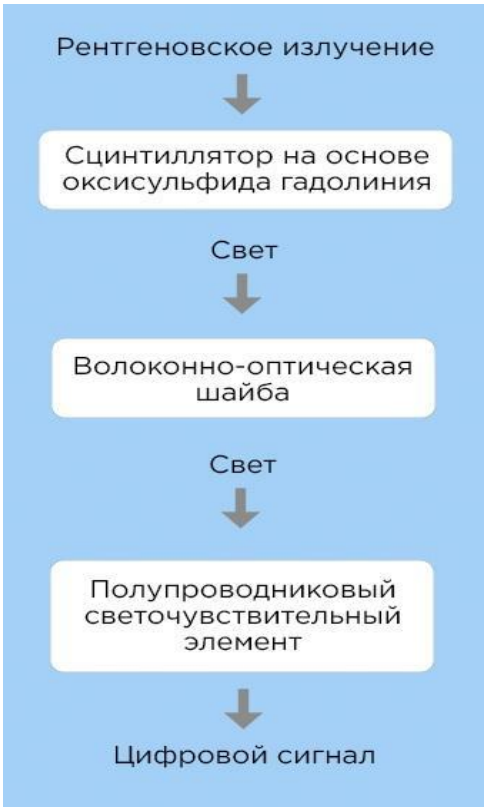


Рис. 2.23. Схема перетворення рентгенівського випромінювання у детекторів на основі CMOS технологій

Другий вид детекторів виконаний на основі CMOS-технології. У розшифровці - complementary metal-oxide-semiconductor. У вітчизняній літературі також зустрічається найменування КМОП - комплементарна структура метал-оксид-напівпровідник.

В основі CMOS-технології лежать напівпровідникові світлочутливі елементи. Світло від сцинтилятора передається на світлочутливий елемент по волоконно-оптичній шайбі - стрижня зі скла або полімеру. Шайба служить для фокусування світла на чутливій області пікселя. Без неї буде зареєстрована тільки частина світла.

При потраплянні світла на світлочутливий елемент CMOS-матриці відбувається зарядка конденсатора. При зчитуванні конденсатор розряджається і вимірюється величина струму. Виміряне значення

перетвориться в рівень сірого і за значеннями з кожного пікселя формується зображення.

За допомогою CMOS-технології можна створити матрицю з меншим пікселем і отримати більш високу якість зображення, в порівнянні з TFT-технологією. Найменший розмір пікселя у CMOS-матриць - 50 мкм. У детекторах на основі CMOS-матриць використовується оксісульфід гадолінію через високої роздільної здатності. Цезій-йод тут не застосуємо через дуже маленького розміру пікселя. Але у них є обмеження за розміром. Так, найбільший CMOS детектор досягає розмірів 29 × 23 см.

CMOS-матриці швидше деградують від рентгенівського випромінювання, ніж TFT-матриці. По-перше, це проявляється в збільшенні темнового струму. Це струми, що протікають у світлочутливих елементах без зовнішнього впливу. Він визначає шум детектора. По-друге, деградація проявляється в потемнінні волоконно-оптичної шайби, від чого знижується чутливість.

Детектори на основі CMOS-матриць слід використовувати для контролю тонкостінних об'єктів з високими вимогами до якості зображення. При контролі виробів малої товщини використовується випромінювання малої енергії, яке дає менше розсіювання і менше пошкоджує CMOS-детектор.

Серед виробників детекторів на основі CMOS-матриць можна виділити Hamamatsu. В цілому, цей вид детекторів останнім часом набув поширення завдяки розвиненій технологічній базі: CMOS-матриці широко застосовуються в фотоапаратах, відеокамерах і т.д.

При використанні цифрових детекторів ми відразу отримуємо електричний сигнал. Як і в комп'ютерній радіографії електричний сигнал оцифровується. Розрядність оцифрування визначає діапазон чисел, які можуть бути спів вставлені аналоговому сигналу. Чим більше розрядність оцифрування, тим менше похибка зіставлення.

Розрядність оцифрування вимірюється в бітах, або рівнях сірого. 2 біта відповідають 4 рівням сірого. 14 біт відповідають 16 384 рівнями сірого. Це мінімальна розрядність оцифрування, яка зустрічається у сучасних детекторів.

А 16 біт відповідають 65 535 рівнями сірого. Це оптимальна розрядність оцифрування.

Амплітуда імпульсу буде відповідати одному з рівнів сірого. При цьому та частина, яка відступає від початку поділу становитиме похибка вимірювання.

Нормативно-технічна документація, зокрема ГОСТ ІСО 17636-2, визначає два ключових характеристики систем цифрової радіографії. До них відносяться: базове просторову роздільну здатність і ставлення сигнал / шум.

Базове просторову роздільну здатність цифрового зображення. Згідно ДСТУ ISO 17636-2-2017 БПР «відповідає половині виміряної нерізкості цифрового зображення і відповідає ефективному розміру пікселя, і характеризує найменший розмір об'єкта, який може бути дозволений (відображений) на цифровому зображенні».

Простіше кажучи, чим менше базове просторову роздільну здатність, тим більше маленький об'єкт ми можемо розрізнити на знімку. Ситуація як з терміном «чутливість контролю». Чим менше, тим вище якість зображення.

Для визначення БПР береться двухпроволочний еталон, який служить індикатором якості зображення. Проводиться експозиція, після чого зображення передається на комп'ютер. Метод визначення полягає в тому, що два зволікання вважаються помітними, якщо сигнал в проміжку між ними нижче, як мінімум, на 20% від сигналу зволікання. При цьому, згідно з ISO 19232-5 вимір має проводитися, як мінімум, на 60% довжини дротів.

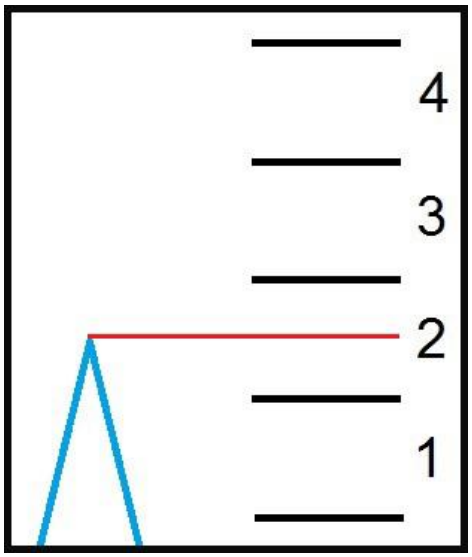


Рис. 2.24. Розрядність оцифрування при 4-х рівнях сірого.

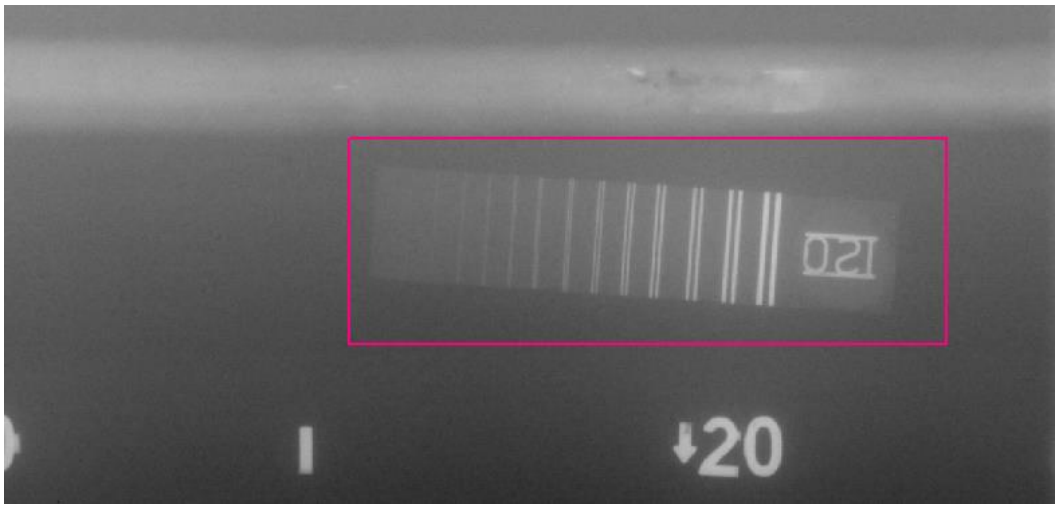


Рис. 2.25. Знімок, зроблений для перевірки базового просторового дозволу детектора GE DXR-250C-W. Виділяємо область з двухпроволочним еталоном.

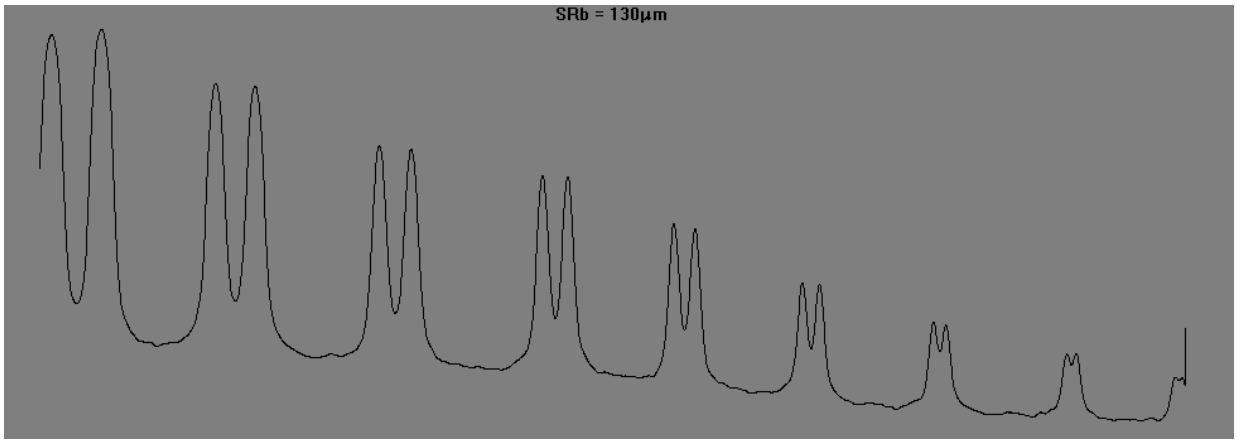


Рис. 2.26. Профіль сигналу від пари зволікань. SRb = 130 мкм. Перепад сірого <20% від макс. на 9-й парі дротів.

БПР вимірюється в мкм і може приймати одне з наступних значень в мм: 0.05, 0.063, 0.08, 0.1, 0.13, 0.16, 0.2, 0.25, 0.32, 0.4, 0.5, 0.63, 0.8. БПР детектора без геометричного збільшення не може бути меншою за розмір пікселя. Отже, краще вибирати детектор таким чином, щоб не доводилося вдаватися до способу геометричного збільшення. Він вимагає додаткового обладнання і витрат праці.

2. Відношення сигнал / шум - відношення середнього значення сигналу до стандартного відхилення сигналу (шуму). Чим більше сигнал, тим більше відношення сигнал / шум. Це відбувається через те, що шум зростає повільніше, ніж сигнал.

Для визначення ставлення сигнал / шум проводиться експозиція зварного шва на цифровий детектор. Поза околошовной зони, в якій немає об'єктів, виділяється квадрат і на ньому програмно розраховується середній рівень сірого і розкид значень. Чим більше відношення сигналу до величини розкиду, тим краще Виявлення дефектів.

Отримане значення ділиться на базову просторову роздільну здатність. Розподіл на БПР необхідно оскільки чим більше площа пікселя, тим більше відношення сигнал / шум. Це називається нормалізоване відношення сигнал /

шум. Саме до цього параметру пред'являються вимоги в нормативній документації.

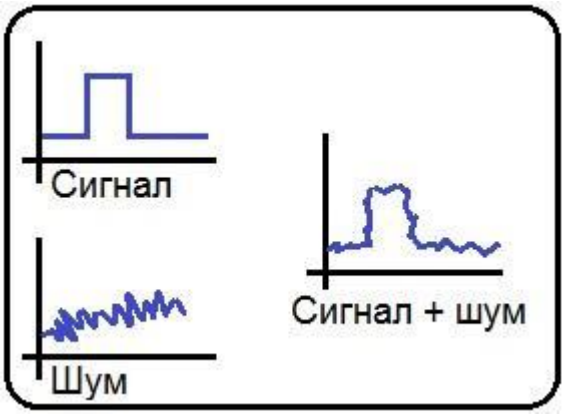


Рис. 2.27. Вплив шуму на кінцевий сигнал.

2.10 Режими роботи детекторів

Цифрові детектори можуть працювати в декількох режимах: накопичення, накопичення, розподілених і «режим відео».

У режимі накопичення детектор накопичує сигнал. По закінченню експозиції отримана доза перетворюється в один кадр.

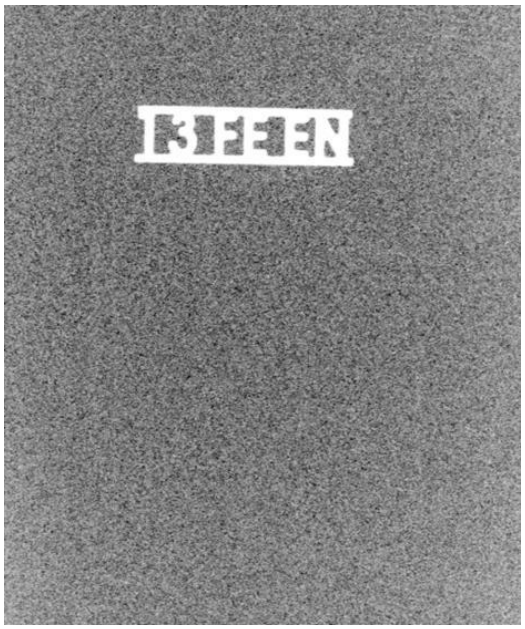


Рис. 2.28. Накопичення 1 кадр. SNRn=37.

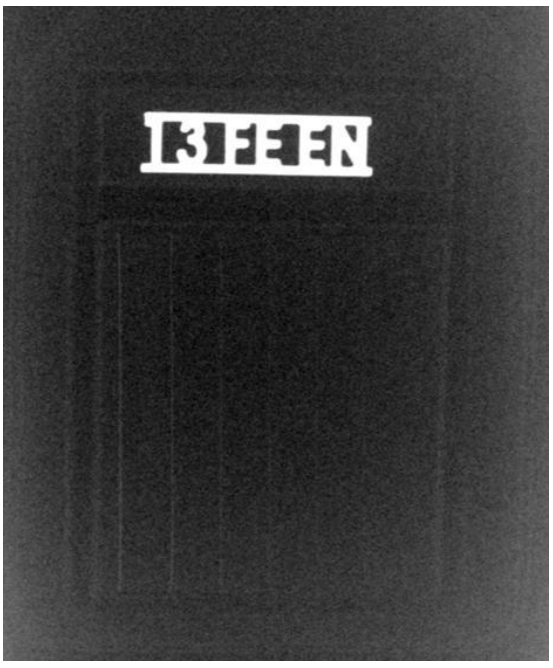


Рис. 2.30. Режим накопичення з усередненням. Накопичення 32 кадра. SNRn=200.



Рис. 2.31. Режим накопичення з усередненням. Накопичення 2048 кадрів. Наложен фільтр.

У режимі накопичення, розподілених детекторів робить кілька знімків з певною тривалістю експозиції. Потім, отриманий сигнал в кожній точці усередняться по всіх зображень. Це робиться для зниження впливу різноманітних шумів на знімок. Наприклад, проводиться експозиція на 10 секунд, з 10 сек кожні 2 секунди робиться окремий кадр, а потім вони усереднюються. При незмінному рівні сигналу падає шум, а отже зростає відношення сигнал / шум. Це можливо тільки в плоскопанельних детекторах.

У «відеорежимі» детектор накопичує мінімальну дозу для отримання зображення і відразу робить новий кадр. Це дозволяє відстежувати будь-які процеси в динаміці. Даний режим використовується значно рідше режиму накопичення.

Детектор може мати власний шум через неоднорідність структурних елементів: пікселів, смуг пікселів. Для обліку неоднорідності детектора і зниження рівня власних шумів існує ряд функцій, які дозволяють підвищити якість зображення.

Наприклад, у детектора «Ціфракон ТЛ 2923» є функція коригування битих пікселів. Дозвіл детектора - 5800 × 4600 це майже 27 млн. Пікселів. Деякі з них згодом можуть вийти з ладу. Для того, щоб один окремо взятий піксель не псував зображення, розроблена функція коригування битих пікселів. Битий піксель фіксується і сигнал в цьому пікселі замінюється усередненим сигналом з сусідніх пікселів.

Функції калібрування якісно відрізняють детектори від плівки та запам'ятовувальних пластин, бо там не можна провести коригування шуму носія зображення. Плівка щоразу нова, тому не вийде зробити поправку на шум. При зчитуванні пластини, її положення в сканері буде змінюватися. Через це ми не зможемо внести поправку.

Є два варіанти калібрування: коригування нуля і калібрування щодо посилення. У першому випадку детектор зчитує сигнал, коли немає рентгенівського випромінювання. Отримані значення приймаються за нуль. У другому - проводиться тестова експозиція. Для цього перед детектором поміщається сталева пластина, і робиться знімок. До калібрування на зображенні буде видно структуру детектора у вигляді смуг. Після калібрування зображення вже буде однорідним, тому що для кожного пікселя буде введена власна поправка щодо посилення.

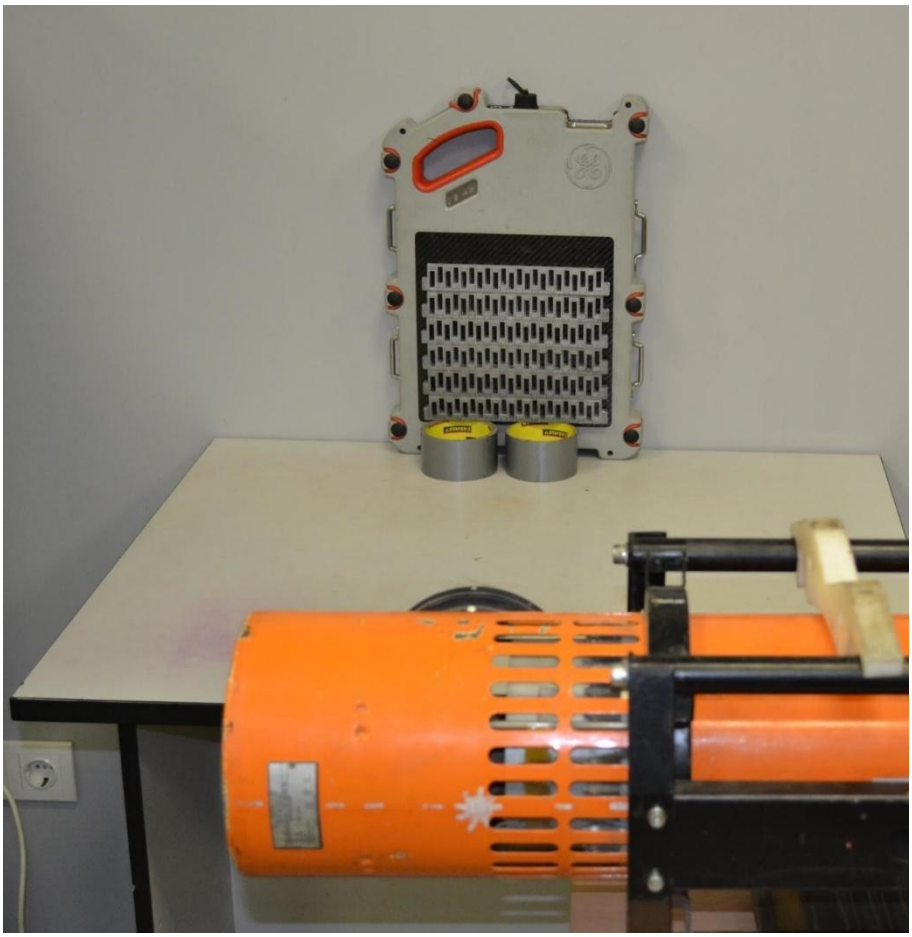
2.11 Електроніка детекторів

Велика частина властивостей детектора залежить від електроніки. Вона відповідає за збір і оцифрування сигналу з елементів матриці. Чим менше власні шуми електроніки, тим точніше сигнал передається на аналогово-цифровий перетворювач. Чим вище розрядність АЦП, тим менше похибка перетворень сигналу.



Рис. 2.32. Експозиція на плоскопанельний цифровий детектор GE DXR-250C-W. Об'єкт контролю майже повністю закриває собою детектор.

Велика частина електроніки складається з напівпровідникових елементів. Вони деградують від рентгенівського випромінювання. А при контролі часто зустрічаються об'єкти, які за своїми габаритами не можуть перекрити іонізуюче випромінювання. Щоб захистити електроніку виробники використовують кілька способів.



2.33. Об'єкт контролю - алюмінієве лиття. Лиття частково закриває робочу область детектора. Електроніка детектора нічим не захищена.



Рис. 2.32. Частина цифрової системи Alpha Pro. Електроніка розташована позаду робочої зони детектора.

Перший спосіб - захист електроніки вольфрамової пластини. Конструктивно виробники мають у своєму розпорядженні електроніку за робочою зоною детектора. А перед нею розміщують вольфрамову пластину. Це варіант зменшує висоту і ширину детектора, але збільшує його масу. Цей принцип захисту застосовується, зокрема, на детекторах фірми Varex, розрахованих на великі енергії.



РИС. 2.33. Частина цифрової системи RayzorX Pro. Електроніка винесена за робочу зону детектора.

Другий спосіб - винесення електроніки за робочі зони детектора. З одного боку це збільшує розміри, з іншого - дозволяє зменшити дозове навантаження на електроніку, прибравши її з прямого пучка.

Третій спосіб - використовувати спеціальні кожухи. Щоб убезпечити керуючу електроніку виробники випускають захисні кожухи. Вони робляться з різною товщиною для досягнення балансу між оптимальним ступенем захисту і вагою. Як правило, кріплення кожуха до детектора здійснюється гвинтами.

Всі детектори працюють в певному діапазоні випромінювання. Мінімальна енергія може становити від 10 до 40 кеВ. Максимальна енергія варіюється від 160 кеВ до 15 МеВ. Для більшості детекторів максимальна енергія становить

близько 300 кеВ. Якщо регулярно перевищувати максимально заявлений діапазон випромінювання, електроніка детектора вийде з ладу.



Рис. 2.34. Захисний кожух на детекторі
XRD 0822 AP3 IND

Прямий вплив рентгенівського випромінювання на детектор небажано. Детектори на основі CMOS-матриць при прямому впливі випромінювання енергії понад 160 кВ швидше деградують і втрачають ресурс роботи.

Детектори на основі аморфного кремнію можуть витримувати й більше пряма напруга. Але при цьому у детекторів зі сцинтилятором типу цезій-йод може спостерігатися ефект «післясвітіння». Сцинтилятор типу цезій-йод після закінчення експозиції може деякий час світитися, що може відбитися на наступних знімках. Щоб не було ефекту світіння краще уникати прямого впливу на детектор, або витримувати деякий час між експозиціями.

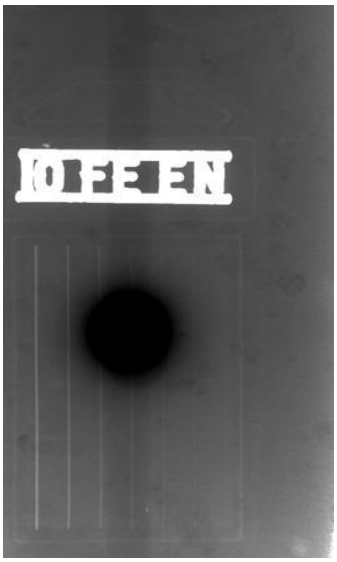


Рис. 2.35. Об'єкт контролю - сталева пластина товщиною 10 мм з отвором посередині. Початковий знімок.

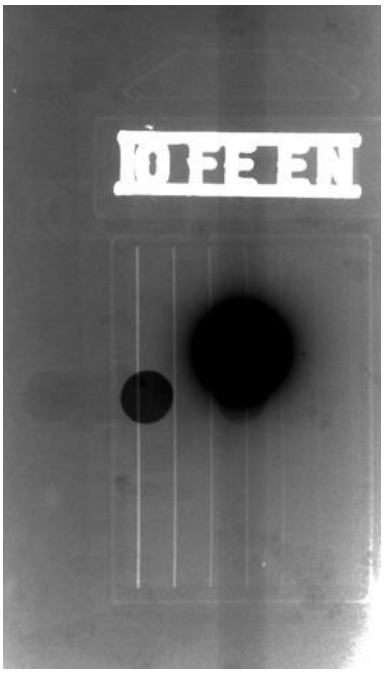


Рис. 2.36. Знімок після зсуву об'єкта контролю. На місці, де був отвір спостерігається залишкове зображення.

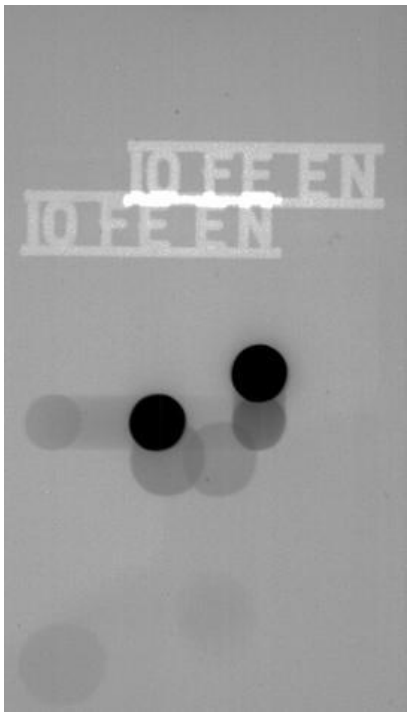


Рис. 2.37. Знімок, зроблений без іонізуючого випромінювання. Зображення сформовано залишковим світінням сцинтилятора після попередніх експозицій.



Рис. 2.38. Радіографія головки рейки зі сталевими компенсаторами.

Наприклад, при контролі труб великого діаметра проблем не буде - труба повністю закриє детектор, і вплив буде непряме. При контролі об'єктів складної форми доведеться використовувати компенсатори - набір пластин, за допомогою яких нарощується захист детектора від прямого випромінювання. При цьому загальна товщина листів повинна бути схожа з товщиною об'єкта контролю.

Компенсатори також допомагають при роботі з детекторами на основі CMOS-технології. Смороду заміщають напівпровідникові світлочутливі елементи від прямого рентгенівського випромінювання й дозволяють збіжать ефект «післясвітіння» у детекторів зі сцинтиляторі цезій-йод.

Для детекторів на основі TFT-матриць зі сцинтиляторі типу GadOx компенсатори Чи не будуть потрібні. По-перше, цей тип матриці НЕ чутливій до впливу прямого рентгенівського випромінювання. Як і друга, у сцинтиляторі типу GadOx немає ЕФЕКТ післясвітіння.

Плоскопанельні детектори можуть погано працювати з полуперіодного апаратами. При виведенні зображення на знімках можуть залишатися смуги. Вони виникають через те, що зчитування зображення знову виводиться смугами, а випромінювання від апарату йде імпульсами. Ці процеси накладаються один на одного, і деякі смуги отримують велику дозу, ніж інші.

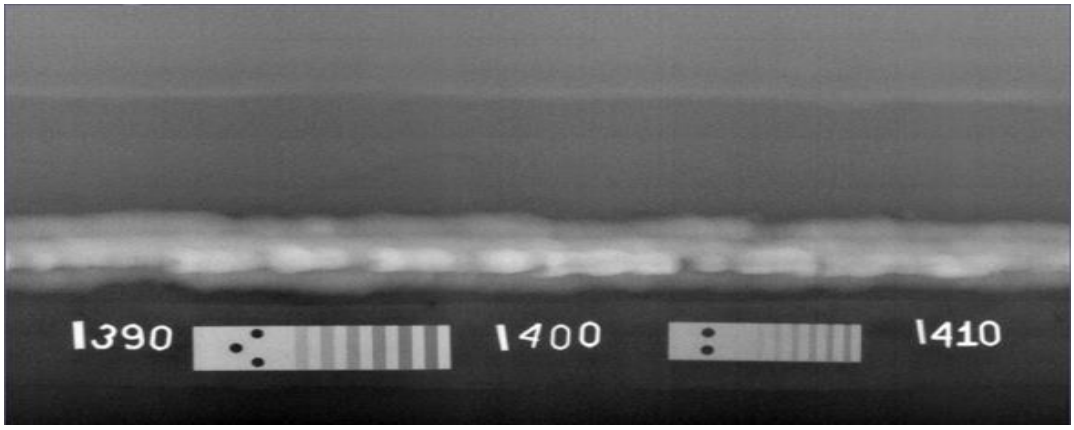


Рис. 2.39. Знімок зварного шва на полуперіодного апарату ICM SITE-X. На зображенні відзначаються слабкі вертикальні смуги.

Використання імпульсних апаратів дає гіршу якість зображення при просвічуванні великих радіаційних товщин. Це відбувається коштом значної частки випромінювання з низькою енергією. Щоб на кожен кадр припадала однакова доза випромінювання необхідно додатково синхронізувати детектор і імпульсний апарат.

Плоскопанельні цифрові детектори найкраще працюють з апаратами постійного потенціалу через вузького спектра випромінювання і безперервності випромінювання.

У найпростішому випадку детектор безпосередньо підключається до ПК і харчується від мережі. Але також можливі й інші варіанти. Наприклад, передача інформації може йти за допомогою Wi - Fi модуля, який може бути як вбудованим, так і винесеним. Харчування також може здійснюватися не тільки від мережі, але і від акумуляторів. Наприклад, у комплексу Ціфракон-М харчування здійснюється за допомогою двох акумуляторів. При цьому за допомогою зарядного пристрою можна підтримувати в робочому стані додаткові 6 акумуляторів. Також до детекторам можуть поставлятися різні пристрої кріплення.

У більшості випадків плоскопанельні детектори НЕ протиударні. Також вони не оснащені додатковим захистом від зовнішнього впливу. Такі детектори застосовуються в стаціонарних умовах. Так у детектора «Ціфракон ТЛ» в корпусі є технологічні отвори для циркуляції повітря. При їх використанні високий ризик механічних пошкоджень.

Для безпечної роботи в польових умовах детектор повинен бути оснащений додатковим зовнішнім корпусом, що захищає від пошкоджень. Великим плюсом буде волого і пилу рівня IP67.

Основне завдання ПО - перетворення виміряних сигналів в рівень сірого і формування зображення. Програмне забезпечення містить фільтри, які дозволяють адаптувати рівень сірого в кожній конкретній точці для отримання

кращого контрасту. Перерозподіл рівня сірого робить зображення більш контрастним.

Програмне забезпечення у детекторів схоже з ПО оцифрувальнику запам'ятовувальних пластин: однакові фільтри для обробки зображень, функції вимірювання базового просторового дозволу і відносини сигнал / шум. Але у детекторів додається перелік функцій: калібрування нуля, калібрування щодо посилення, завдання тривалості експозиції та кількість знімків для усереднення.

3 МЕТОДИКА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ ЛОКАЛЬНОЇ КУБІЧНОЇ ІНТЕРПОЛЯЦІЇ

У цій главі наводиться опис суті самої методики локального вирівнювання яскравості, приклад застосування на реальних зображеннях. Недоліки стандартних методик.

3.1 Методика локальної інтерполяції

Методика локальної інтерполяції використовує наступну ідею. На першому етапі проводяться квадратичні інтерполяції для груп з трьох сусідніх точок. На другому проводиться лінійна комбінація значень між двома квадратичними залежностями. У результаті виходить безперервні криві третього порядку, які володіють також і безперервно похідною. Така інтерполяція аналогічна інтерполяції кубічними сплайнами.

3.2 Методика квадратичної інтерполяції.

На першому етапі дослідження розглянемо методику квадратичної апроксимації кінцевої безлічі даних. Припустимо, що нам даний набір даних:

$$x_n \; y_n \; n = 1 \ldots N \tag{3.1}$$

При цьому в якості конкретного прикладу використовуємо такий набір даних.

Таблиця 3.1

Варіант 1.

n	**x**	**y**
1	**1**	**1**

2	**2**	**5**
3	**3**	**10**
4	**4**	**15**

Нашому завданню являється апроксимація цієї експериментальної залежності такою квадратичною залежністю:

$$y(x) = Ax^2 + Bx + C \tag{3.2}$$

Для визначення коефіцієнтів в цьому многочлені використовуватимемо метод найменших квадратів. Для цього складемо функціонал, що є середнє від суми квадратів відхилень даних y_n від значень залежності (3.2) в точках x_n:

$$\chi[y(x)] = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N}\left(y_n - y(x_n)\right)^2 \tag{3.3}$$

Необхідно мінімізувати цей функціонал. Для цього прирівнюємо до нуля варіацію:

$$\delta\chi = 0 \tag{3.4}$$

Тут $\delta\chi$ - варіація функціоналу χ. По постановці завдання обмежимося певним класом функцій - квадратичними функціями.

$$y(x) = Ax^2 + Bx + C = y(A, B, C; x) \tag{3.5}$$

Будуємо графік за нашими точками.

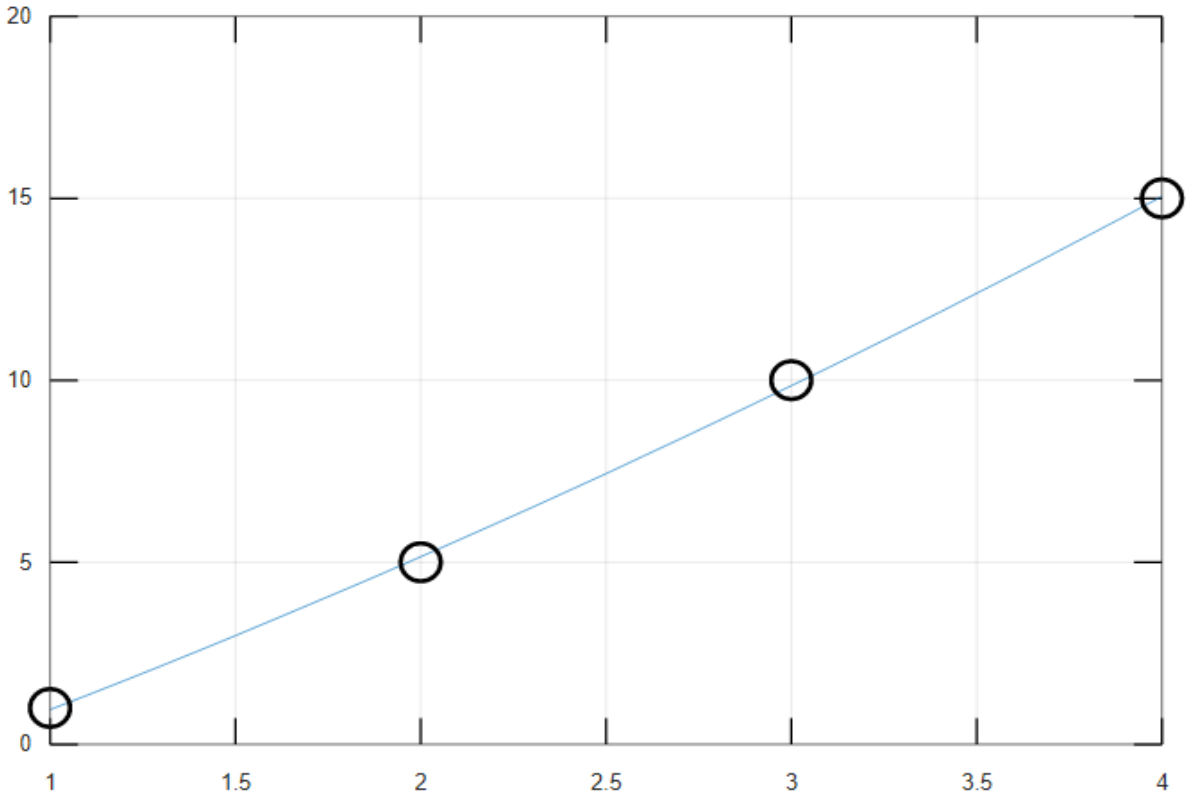


Рис. 3.1. Графік точок Варіанту 1.

Для цього класу функція функціонал (3.3) набуває наступного вигляду.

$$\chi[y(A,B,C;x)] = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N}\left(y_n - \left(Ax_n{}^2 + Bx_n + C\right)\right)^2 \tag{3.6}$$

Таким чином, цей функціонал становиться функцією трьох змінних (3.7).

$$\chi[y(A,B,C;x)] = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N}\left(y_n - \left(Ax_n{}^2 + Bx_n + C\right)\right)^2 = \chi(A,B,C) \tag{3.7}$$

Тому пошук мінімуму функціонала (3.3) зводиться до пошуку мінімуму функції трьох змінних (3.7).

Цей мінімум шукаємо за допомогою диференціювання по кожній зі змінних. Таким чином отримуємо систему з трьох рівнянь для тер змінних:

$$\begin{cases} \dfrac{\partial \chi(A,B,C)}{\partial A} = 0 \\ \dfrac{\partial \chi(A,B,C)}{\partial B} = 0 \\ \dfrac{\partial \chi(A,B,C)}{\partial C} = 0 \end{cases} \tag{3.8}$$

Використовуємо явний вид функції:

$$\begin{cases} \dfrac{\partial \chi(A,B,C)}{\partial A} = -2\dfrac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N}\left(y_n - \left(Ax_n{}^2 + Bx_n + C\right)\right)x_n{}^2 = 0 \\ \dfrac{\partial \chi(A,B,C)}{\partial B} = -2\dfrac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N}\left(y_n - \left(Ax_n{}^2 + Bx_n + C\right)\right)x_n = 0 \\ \dfrac{\partial \chi(A,B,C)}{\partial C} = -2\dfrac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N}\left(y_n - \left(Ax_n{}^2 + Bx_n + C\right)\right) = 0 \end{cases} \tag{3.9}$$

Обчислюючи похідні отримуємо:

$$\begin{cases} \sum_{n=1}^{n=N} y_n x_n{}^2 - A\sum_{n=1}^{n=N} x_n{}^4 - B\sum_{n=1}^{n=N} x_n{}^3 - C\sum_{n=1}^{n=N} x_n{}^2 = 0 \\ \sum_{n=1}^{n=N} y_n x_n{}^1 - A\sum_{n=1}^{n=N} x_n{}^3 - B\sum_{n=1}^{n=N} x_n{}^2 - C\sum_{n=1}^{n=N} x_n = 0 \\ \sum_{n=1}^{n=N} y_n - A\sum_{n=1}^{n=N} x_n{}^2 - B\sum_{n=1}^{n=N} x_n - C\sum_{n=1}^{n=N} 1 = 0 \end{cases} \tag{3.10}$$

Використовуємо очевидний результат.

$$\sum_{n=1}^{N} 1 = N \tag{3.11}$$

Перепишемо ці рівняння з використанням середніх.

$$< z >= \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{n=N} z_n \tag{3.12}$$

Перепишемо цю систему у вигляді, який загальноприйнятий для систем рівнянь.

$$\begin{cases} < yx^2 > -A < x^4 > -B < x^3 > -C < x^2 >= 0 \\ < yx > -A < x^3 > -B < x^2 > -C < x >= 0 \\ < y > -A < x^2 > -B < x^1 > -C = 0 \end{cases} \tag{3.13}$$

$$\begin{cases} A < x^4 > +B < x^3 > +C < x^2 >=< yx^2 > \\ A < x^3 > +B < x^2 > +C < x >=< yx > \\ A < x^2 > +B < x^1 > +C =< y > \end{cases} \tag{3.14}$$

Рішення цього рівняння знайдемо методом Крамера.

$$\Delta = \begin{vmatrix} < x^4 > & < x^3 > & < x^2 > \\ < x^3 > & < x^2 > & < x > \\ < x^2 > & < x > & 1 \end{vmatrix} \tag{3.15}$$

Визначник системи рівнянь.

$$\Delta_A = \begin{vmatrix} < yx^2 > & < x^3 > & < x^2 > \\ < yx > & < x^2 > & < x > \\ < y > & < x > & 1 \end{vmatrix} \tag{3.16}$$

$$\Delta_B = \begin{vmatrix} < x^4 > & < yx^2 > & < x^2 > \\ < x^3 > & < yx > & < x > \\ < x^2 > & < y > & 1 \end{vmatrix} \tag{3.17}$$

$$\Delta_C = \begin{vmatrix} < x^4 > & < x^3 > & < yx^2 > \\ < x^3 > & < x^2 > & < yx > \\ < x^2 > & < x > & < y > \end{vmatrix} \tag{3.18}$$

$$A = \frac{\Delta_A}{\Delta} \tag{3.19}$$

$$B = \frac{\Delta_B}{\Delta} \tag{3.20}$$

$$C = \frac{\Delta_C}{\Delta} \tag{3.21}$$

Для Варіанту 2 в якості прикладу використовуємо такий набір даних.

Таблиця 3.2

Варіант 3.

n	**x**	**y**
1	**1**	**19**
2	**2**	**15**
3	**3**	**12**
4	**4**	**3**

Будуємо графік.

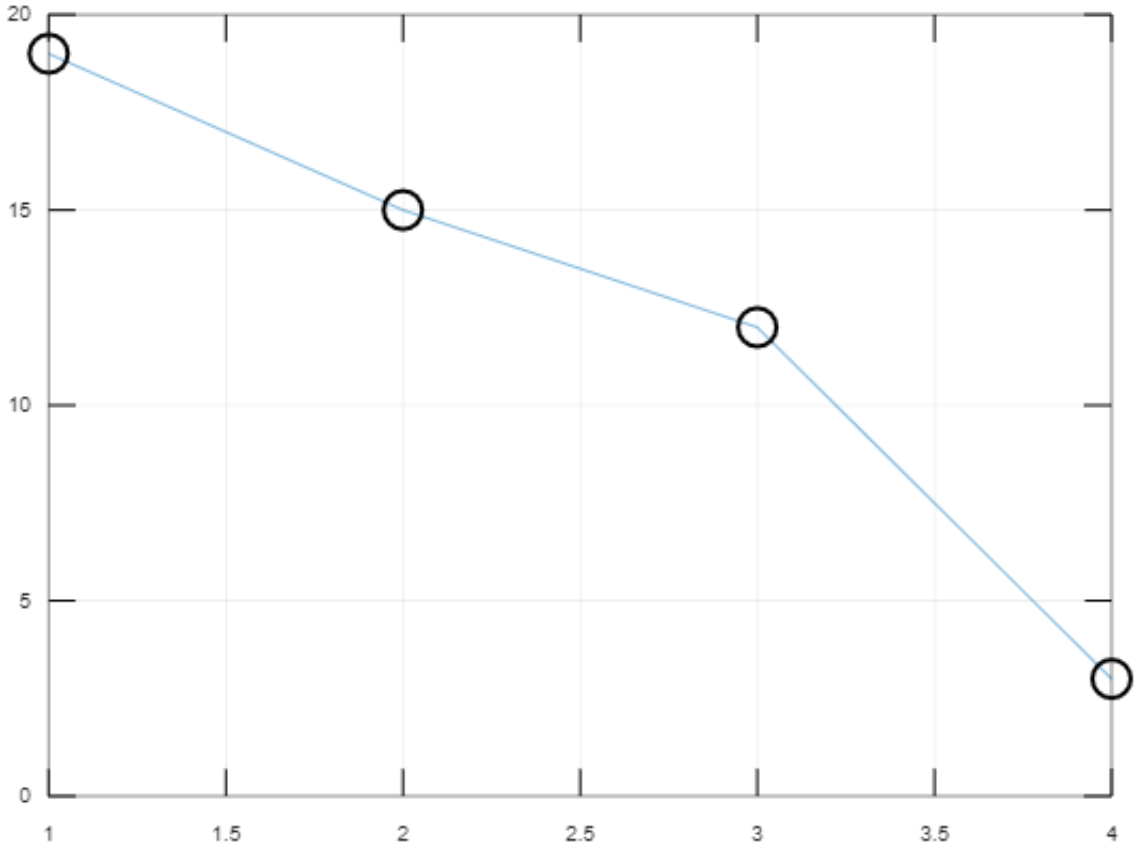


Рис. 3.2. Графік точок Варіанту 2.

3.3 Методика квадратичної інтерполяції трьох точок

У разі, коли кількість експериментальних точок дорівнює трьом, апроксимуюча залежність «пройде» точно за даними, тобто є інтерполяцією даних. В цьому випадку із загальних співвідношень (3.19) - (3.21) можна отримати аналітичний вираз.

$$y_{123}(x) = y_1 \frac{(x-x_2)(x-x_3)}{(x_1-x_2)(x_1-x_3)} + y_2 \frac{(x-x_1)(x-x_3)}{(x_2-x_1)(x_2-x_3)} + y_3 \frac{(x-x_2)(x-x_1)}{(x_3-x_2)(x_3-x_1)} \quad (3.22)$$

Це співвідношення, очевидно, забезпечує виконання співвідношень.

$$y_{123}(x_1) = y_1, \quad y_{123}(x_2) = y_2 \quad \text{и} \quad y_{123}(x_3) = y_3. \quad (3.23)$$

Крім того, це співвідношення зручно застосовувати в програмних додатках. Побудуємо, як приклад графік для перших трьох точок варіанту 3.

Таблиця 3.3

Варіант 3.

n	**x**	**y**
1	**1**	**1**
2	**2**	**5**
3	**3**	**10**
4	**4**	**5**

Крім того, побудуємо графік для останніх трьох точок цього прикладу.

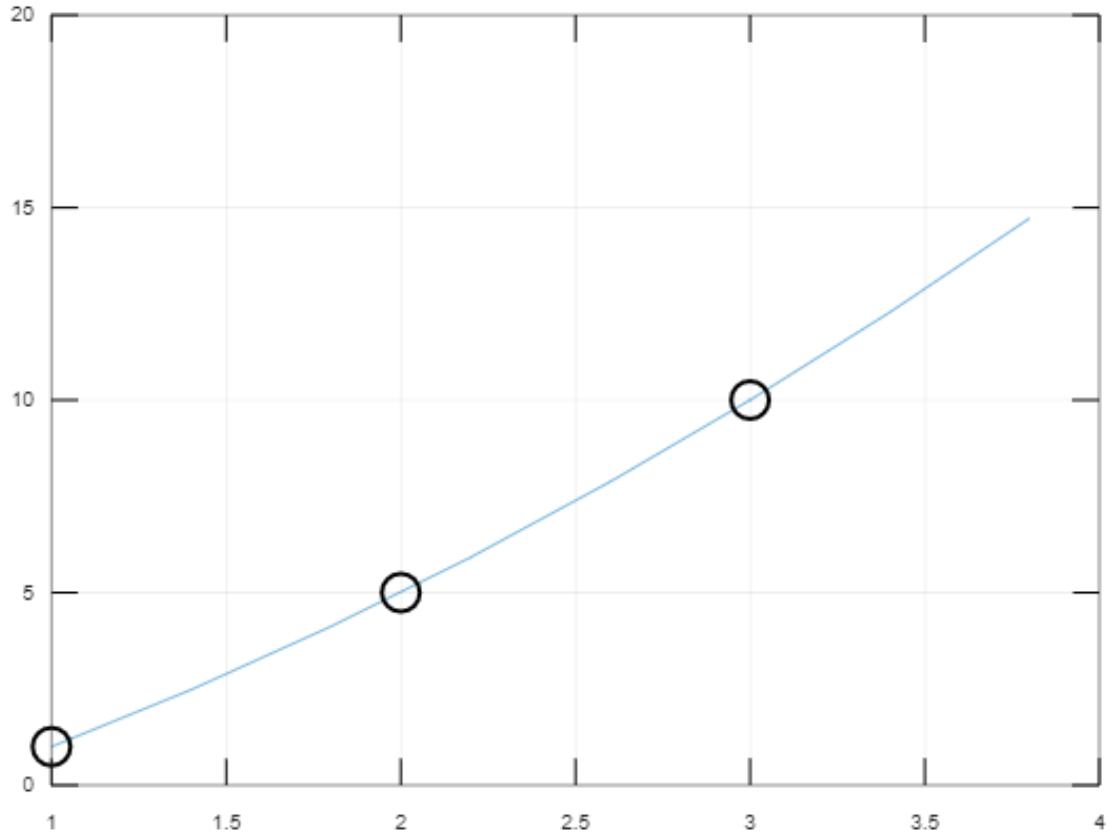


Рис. 3.3. Графік точок Варіанту 3.

З рисунка видно, що для проміжних точок (між точками 2 і 3) отримані інтерполяційні залежності досить сильно відрізняються. Також відрізняються і похідні функцій і в точках 2 і 3:

$$y_{123}'(x_2) \neq y_{234}'(x_2) \quad \text{и} \quad y_{123}'(x_3) \neq y_{234}'(x_3) \tag{3.24}$$

3.4 Линейная интерполяции двух кривых

Для построения промежуточной кривой, которая определяет промежуточную зависимость между точками 2 и 3 предложим линейную формулу (3.25).

$$y_{23}(x) = y_{123}(x)\frac{(x - x_3)}{(x_2 - x_3)} + y_{234}(x)\frac{(x - x_2)}{(x_3 - x_2)} \tag{3.25}$$

Ця функція проходить по двом середнім точкам із заданих чотирьох точках.

$$y_{123}(x_2) = y_{23}(x_2) \qquad y_{23}(x_3) = y_{234}(x_3) \tag{3.26}$$

І при цьому безперервною похідною в цих двох середніх точках:

$$y_{123}'(x_2) = y_{23}'(x_2) \quad \text{и} \quad y_{23}'(x_3) = y_{234}'(x_3) \tag{3.27}$$

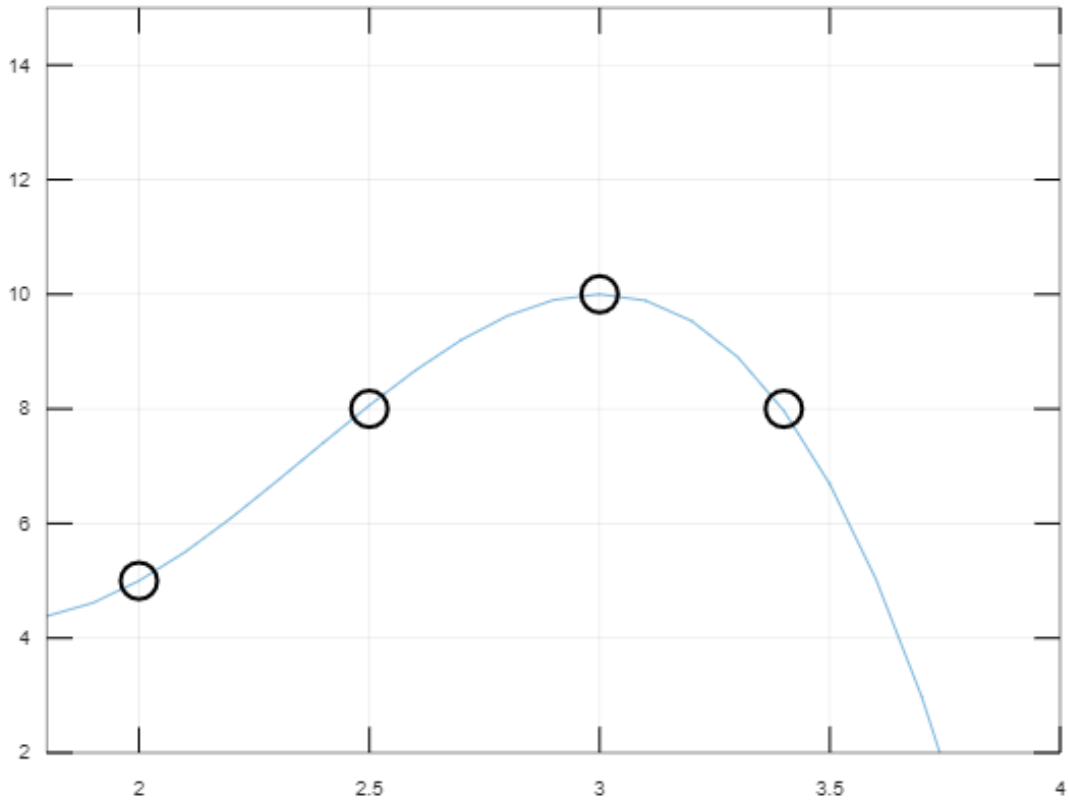


Рис. 3.4. Графік точок Варіанту 3.

3.5 Обробка реальних експериментальних даних

На наступному етапі досліджень ми обробляли експериментальні дані по відгуку окремих пікселів детектора на рентгенівське випромінювання заданої інтенсивностей.

Такий підхід дозволить провести процедуру «вирівнювання яскравості», після якої зображення на всій площі стає однорідним. Це дозволяє позбутися від наступних недоліків зображення, яке отримано на реальних напівпровідникових детекторах:

1. Різні коефіцієнти посилення окремих пікселів,

2. Геометричне зменшення яскравості на краях детектора викликане збільшенням відстані до фокусу випромінювача

3. Затемнення окремих пікселів напівпрозорими для рентгенівського випромінювання електродами.

4. Затемнення окремих пікселів елементами конструкції (у разі, якщо вони досить прозорі для рентгенівського випромінювання)

Для проведення процедури калібрування проводиться ряд експозицій «чистого» робочого поля при певних експозиціях, які відповідають заданим середнім значенням яскравості на всій площі детектора.

Таблиця 3.1.

Типові значення середньої яскравості на калібрувальних знімках

№ з/п.	Яскравість
1	100
2	200
3	500
4	700
5	900
6	1200
7	1500
8	3000
9	5000
10	10000
11	30000
12	50000

При складанні таблиці очікуваної яскравості враховують той факт, що в різних областях яскравості необхідно якісніше вирівнювання. До такої яскравості відносяться ті, які зазвичай виходять в робочих місцях зображення (наприклад, за легкими). З цієї причини розподіл яскравості за діапазоном неоднорідне.

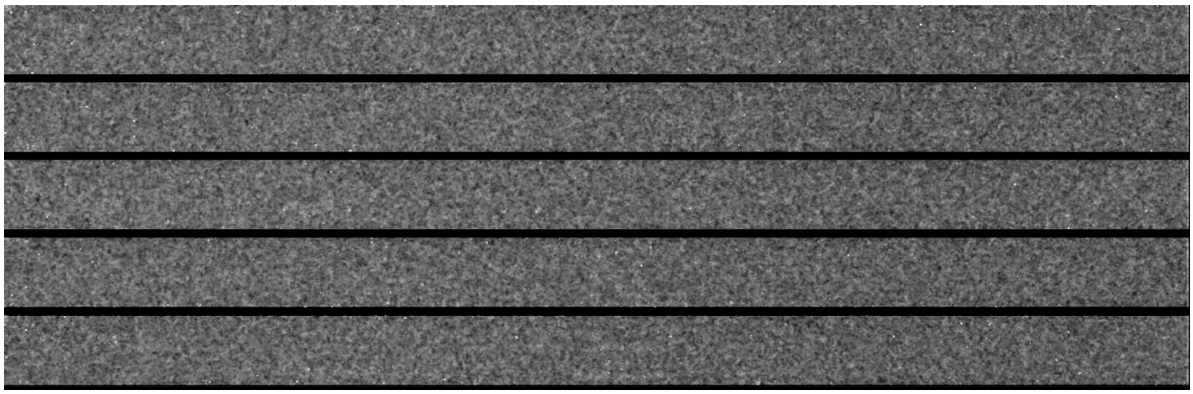


Рис. 3.4. Приклад каліброваного зображення на певній яскравості. У зображення входить п'ять послідовників зображень детектора.

На рис. 3.4 наведено приклад каліброваного зображення на певній яскравості в 3000 одиниць. У зображення входить п'ять послідовників зображень детектора. За цим п'яти знімків проводиться усереднення, яке дозволяє позбутися від випадкових шумів, характерних для одного знімка і виділити тільки характерну для даного пікселя інформацію.

Інформація про усереднені значення яскравості в пікселях заноситься в таблицю, для конкретної заданої калібрувальної яскравості. Як приклад розглянемо один з таких пікселів. Для зручності розглянемо піксель з координатами (100, 250) в матриці розмірами 64x1020.

Таблиця 3.1.

Типові значення яскравості в конкретному пікселі й реальної середньої яскравості по детектору для заданої середньої яскравості каліброваного знімка

№ з/п.	Калібрувальна яскравість	Яскравість пікселя	Реальна середня яскравість
1	500	433	478
2	700	724	777
3	900	888	897
4	1200	1222	1288
5	1500	1467	1562

6	3000	3122	3004
7	5000	5100	5217
8	10000	8300	8924
9	30000	28844	28877
10	50000	48764	47662

На етапі реальних досліджень в режимі реального часу будується калібрувальна крива для реальних значень яскравості, яка використовує дані з таблиць, які аналогічно Таблиці 3.1 містять дані для всіх пікселів приймального детектора.

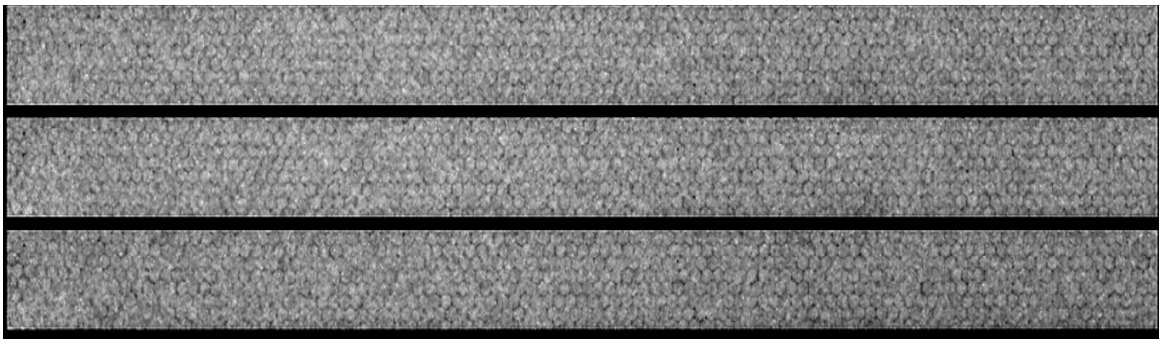


Рис. 3.5. Типичное изображение рабочего поля с явно выраженными изображениями ячеистой сетки проводников

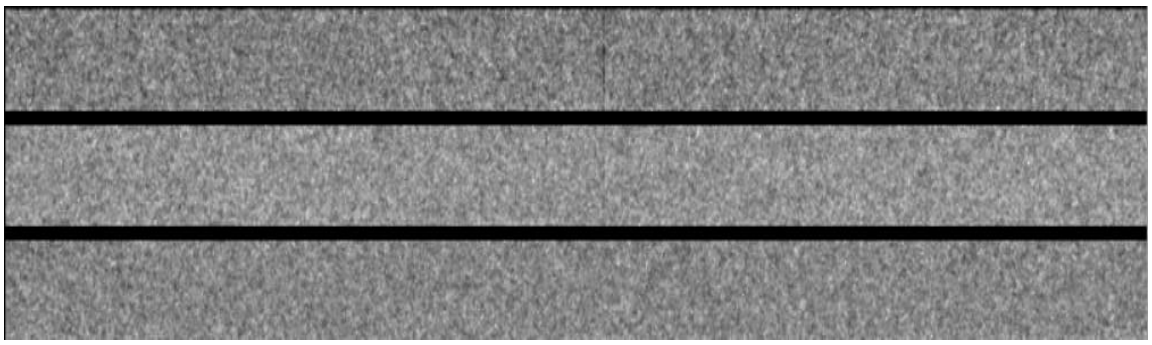


Рис. 3.6. Результат застосування процедури вирівнювання яскравості для зображення на рис. 3.5.

Результат застосування процедури вирівнювання яскравості для одного з калібрувальних знімків наведено на рис. 3.5, Де показано вихідне зображення, і на рис. 3.6, де показано зображення, отримане після проведення цієї процедури.



Рис 3.7. Застосування процедури вирівнювання яскравості на реальному зображенні.



Рис 3.7. Застосування процедури вирівнювання яскравості на реальному зображенні.

Таким чином в розділі обговорено та розроблено аналітичну модель процедури вирівнювання яскравості та продемонстровано результат роботи її програмної реалізації. Також проведено застосування розробленого алгоритму для для обробки реальних зображень.

ВИСНОВКИ

Мета та задачі, поставлені в цій роботі, були виконані. А саме:

- розроблено оригінальні методи калібрування детекторів рентгенівського зображення для діагностики легеневих захворювань;
- проведено моделювання процесів калібрування напівпровідникових детекторів рентгенівського зображення, які використовуються в сучасних апаратах для діагностики легеневих захворювань;
- розроблено аналітичну модель та її програмну реалізацію;
- розроблені алгоритми використані для обробки реальних зображень.
- Розроблено обчислювальний алгоритм призначені для розв’язку питань покращення зображень.

Це рішення може бути використано в реальних дослідженнях та дозволяє оптимізувати діагностику захворювань легенів в сучасних пристроях рентгенівської діагностики.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB.

2. Старовойтов Валерий, Цифровые изображения.

3. Голуб Юлия, Изображения: от получения до обработки.

4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. Издание 3-е, испр. и доп.

5. Умняшкин С.В, Основы теории цифровой обработки сигналов.

6. Некрасов К.А., Купряжкин, Параллельные вычисления на графических процессорах.

7. Kravchenko V.F., Churikov D.V., Digital Signal Processing by Atomic Functions.

8. Китаев В.М., Компьютерная томография.

9. Дубицкий Д.Л., Магнитно-резонансная томография предстательной железы.

10. Бородулина Е.А., Лучевая диагностика туберкулеза легких.

11. Игорь Прокопенко, Коронавирус.

12. Л. А. Больбасова, Адаптивная коррекция атмосферных искажений оптических изображений на основе искусственного опорного источника.

13. В. Акиньшин, Оптика. Учебное пособие.

14. В. В. Андреев, Программно-аппаратное обеспечение.

15. Яне Б., Цифровая обработка изображений.

16. В.Т. Фисенко, Т.Ю. Фисенко, КОМПЬЮТЕРНАЯ ОБРАБОТКА И РАСПОЗНАВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ

17. Волков В.Г., Гиндин П.Д., Достижения в технике видения.

18. Алексеев С.В., Таубин М.Л., Рентгеновская техника.

19. В. Лойко, А. В. Родигин, Калибровка детекторов ионизующих.

20. Изделия медицинские электрические, ХАРАКТЕРИСТИКИ УСТРОЙСТВ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ.

21. Medical electrical equipment — Characteristics of digital X-ray imaging devices.

22. Стучебров Сергей, ТОМОГРАФИЧЕСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ.

23. М.Я. Марусина, А.О. Казначеева, Современные виды томографии.

24. А.В. Пирогов, Н. В. Малехонова, ЭНЕРГОДИСПЕРСИОННАЯ РЕНТГЕНОВСКАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ ЭЛЕКТРОННОЕ УЧЕБНО-МЕТОДИЧЕСКОЕ ПОСОБИЕ.

25. М.И. Мазурицкий, Современная рентгеновская оптика, спектроскопия и микрофлуоресцентный анализ вещества.

26. Бойко В.И., Силаева М.Е, МЕТОДЫ И ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЯДЕРНЫХ И ДРУГИХ РАДИОАКТИВНЫХ МАТЕРИАЛОВ

27. Барчок Михаэль, Легкие.

28. https://www.meddiagnostica.com.ua/publikatsii/tsifrovaya-rentgenografiya-sovremennyj-metod-luchevoj-diagnostiki/

29. Рабинер и Голд, Теория и практика цифровой обработки.

30. Р. Богнер, А. Константинидис, Введение в цифровую фильтрацию.

31. The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing by Steven W. Smith.

32. С. Л. Марпл-мл., Цифровой спектральный анализ.

33. В. П. Дьяконов, Цифровые анализаторы.

34. Гришенцев А.Ю., Коробейников А.Г., Методы и модели цифровой обработки изображений.

35. Гонсалес Р, Цифровая обработка изображений : практические советы.

36. Гужов В. И., Методы измерения 3D-профиля объектов.

37. Перемитина Т. О., Компьютерная графика: учебное пособие.