Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна
Фізико-енергетичний факультет
Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи
магістра

на тему : Автоматичний вимір кардіоторакального індексу

Виконав: студент 6 курсу,
групи НФ-63
напряму підготовки
6.040204 Прикладна фізика
Сідченко Є.С.
Керівник: доктор фіз.-мат. наук, професор
Немченко К.Е.
Рецензент_____
(прізвище та ініціали)

Харків - 2017 року

РЕФЕРАТ

В предлагаемой работе изложены результаты исследований в области компьютерного зрения и томографии на основе TDI методики. На основе этого исследования предложен метод автоматического расчета кардиоторокального индекса. Главным заданием работы является разработка программного обеспечения, позволяющего проводить быструю предварительную оценку числовой характеристики сердца - кардиоторакального индекса.

Это задание подразумевает под собой следующие цели: изучить возможные алгоритмы поиска границ и особых точек на изображении, а также создать программное обеспечение, которое будет автоматически рассчитывать кардиоторакальный индекс.

Дипломный проект содержит: 51 страниц, 16 рисунки, 3 приложения, 15 источников.

Ключевые слова : КАРДИОТОРАКАЛЬНЫЙ ИНДЕКС, МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА, ТОМОГРАФИЯ, МЕТТОДИКА TDI, КАРДИОМЕГАЛИИ, ФЛЮОРОГРАФІЯ, ПОРОГ ЯРКОСТИ, ШИРИНА ЯРКОСТИ, КОМПЬЮТЕРНОЕ ЗРЕНИЕ, ГРАНИЦЫ.

РЕФЕРАТ

У пропонованій роботі викладені результати досліджень в області комп'ютерного зору і томографії на основі TDI методики. На основі цього дослідження запропоновано метод автоматичного розрахунку кардіоторакального індексу. Головним завданням роботи є розробка програмного забезпечення, що дозволяє проводити швидку попередню оцінку числової характеристики серця - кардіоторакального індексу.

Це завдання має на увазі під собою наступні цілі: вивчити можливі алгоритми пошуку меж та особливих точок на зображенні, а також створити програмне забезпечення, яке буде автоматично розраховувати кардіоторакальний індекс.

Дипломний проект містить: 51 сторінку, 16 рисунки, 3 додатки, 15 джерел.

Ключові слова: КАРДІОТОРАКАЛЬНИЙ ІНДЕКС, МЕДИЧНА ТЕХНІКА, ТОМОГРАФІЯ, МЕТТОДІКА TDI, КАРДІОМЕГАЛІЯ, ФЛЮОРОГРАФІЯ, ПОРІГ ЯСКРАВОСТІ, ШИРИНА ЯСКРАВОСТІ, КОМПЬЮТЕРНОЕ ЗІР, КОРДОНИ.

ABSTRACT

In the present paper we present the results of research in the field of computer vision and tomography based on the TDI methodology. Based on this study, a method of automatic calculating the cardiothoracic index was proposed. The main task of the work is the development of software that allows a quick preliminary evaluation of the numerical characteristics of the heart - cardiothoracic index.

This task implies the following objectives: to study possible algorithms for finding boundaries and singular points on the image, and also to create software that will automatically calculate cardiothoracic index.

The diploma project contains: 51 pages, 16 drawings, 3 applications, 15 sources.

Key words: CARDIOTHORACIC INDEX, MEDICAL EQUIPMENT, TOMOGRAPHY, METHODY OF TDI, CARDIOMEGAL, FLUOROGRAPHY, BRIGHTNESS THRESHOLD, BRIGHTNESS WIDTH, COMPUTER VISION, BORDERS.

ЗМІСТ

	Вступ	6
1.	Аналітичний огляд	7
1.1.	Флюорографічне обстеження пацієнтів	7
1.2.	Медична техніка на основі TDI	8
1.3.	Кардіоторакальний індекс	10
1.4.	Висновки до глави та постановка задачі	13
2.	Теоретичне дослідження	14
2.1.	Переваги та недоліки скануючих приймачів	14
2.2.	Кількісний опис методики TDI	16
2.3	Теоретичний огляд алгоритму розрахунку КТІ	19
2.4	Алгоритми пошуку контурів	19
2.5.	Висновки до теоретичної частини	27
3.	Практична частина	28
3.1.	Загальні відомості	28
3.2.	Функціональне призначення	29
3.3.	Структура програмного забезпечення	30
3.4.	Технічні засоби, які використовувалися для створення ПО	33
3.5.	Вхідні й вихідні дані	34
3.6.	Інструкція користувачеві	39
3.7.	Висновок до практичної частини	49
	Список використаних джерел	50

ВСТУП

Рентгенівські зображення грудної клітки у прямій проекції, отримані при серійному флюорографічне обстеження населення, часто є першим показником кардіомегалій і можливого захворювання серця. Крім того, рентгенівські зображення надають велику допомогу в оцінці характеру і причини збільшення серця. Доброю допоміжною інформацією для лікаря кардіолога була б кількісна оцінка розмірів серця.

Однією з кількісних оцінок розмірів серця, яку можна отримати за цифрованого зображення грудної клітки, яке було отримано у прямій проекції, є кардіоторакального індекс. Висновок лікаря-кардіолога про збільшення розмірів серця, як правило, ґрунтується на візуальній оцінці, що базується на досвіді лікаря і його уявленні про те, яким має бути нормальне серце.

Актуальність та новизна дипломної роботи полягає у тому, що в описах функціональних можливостей діючих і продаються на ринку рентгенівських апаратів (як вітчизняних, так і зарубіжних) опція, пов'язана з оцінкою кардіоторакального індексу, не представлена.

1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

1.1. Флюорографічне обстеження пацієнтів

Флюорографія - це рентгенологічне дослідження, під час якого рентгенівські промені проходять через тіло людини та потрапляють на флуоресцентний екран. Завдяки тому, що органи та тканини людини поглинають рентгенівські промені нерівномірно, промені доходять до екрану з різною інтенсивністю та залишають на ньому зменшене зображення(Рис. 1.1).

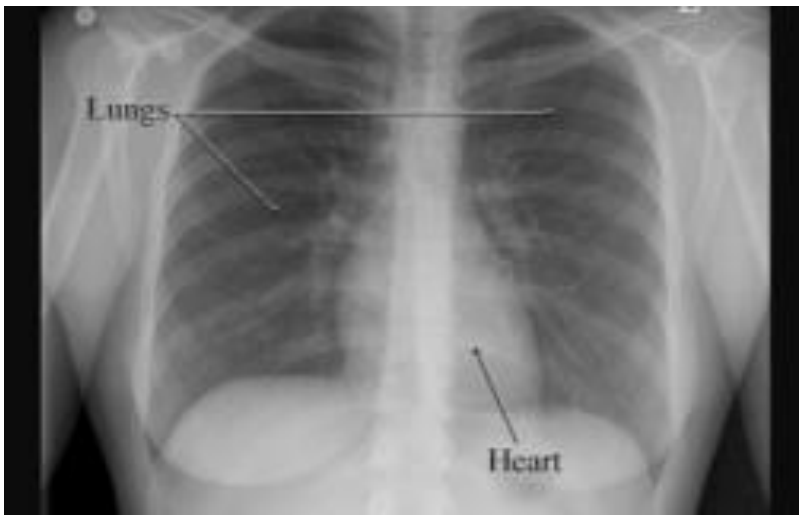


Рис. 1.1 . Результат флюорографії пациента

Основною відмінністю від рентгену легенів є те, що рентген застосовується для виявлення захворювань, таких як рак, туберкульоз, тощо, а флюорографічне обстеження - для скрінінгу захворювань та дослідження органів грудної клітини, у момографії або кісток і буває як стаціонарною, так і мобільною. Остаточне рішення в тому, яке з двох досліджень потрібно пацієнту залишається за лікарем.

Оскільки в наслідок флюорографії зображення відображають результат у зменшеному вигляді, виділяють дрібнокадрову (як 24 × 24 мм) та великокадрову(наприклад 100 × 100 мм) методики. Великокадрова завдяки

своєму великому завдяки своїй великій роздільній властивості є наближеною до рентгенографії.

В даний час плівкова флюорографія поступово замінюється цифровий. Цифрові методи дозволяють спростити роботу з зображенням (зображення може бути виведене на екран монітора, роздруковане, передано по мережі, збережено в медичній базі даних і т. П.), зменшити променеве навантаження на пацієнта і зменшити витрати на додаткові матеріали (плівку, проявник для плівки).

Існує дві найпоширеніші методики цифрової флюорографії. Перша методика, як і звичайна флюорографія, використовує фотографування зображення на флуоресцентному екрані, тільки замість рентген-плівки використовується ПЗС-матриця. Друга методика використовує пошарове поперечне сканування грудної клітини віялоподібним пучком рентгенівського випромінювання з детектуванням минулого випромінювання лінійним детектором (аналогічно звичайному сканеру для паперових документів, де лінійний детектор переміщається уздовж аркуша паперу), тобто цифровим інтегруванням сигналу з тимчасовою затримкою (TDI). Другий спосіб дозволяє використовувати набагато менші дози випромінювання, але має свій недолік - більший час отримання зображення.

1.2. Медична техніка на основі TDI

В останні роки цифрові скануючі рентгенівські апарати отримали широке поширення в медичній діагностиці в основному завдяки своїм перевагам перед апаратами на основі повноформатних цифрових приймачів. Їх переваги полягають у низькій вартості матрично-лінійного приймача, а також у відсутності необхідності використання відсіває растра, що веде до зниження променевого навантаження на пацієнта.

Однак, скануючі апарати вимагають підвищеної потужності живильного пристрою, що тягне за собою роботу на граничних теплових режимах рентгенівської трубки, а це, в свою чергу, призводить до зменшення терміну служби трубки, і навіть до її дострокового виходу з ладу. Для зниження даного негативного ефекту в скануючих апаратах встановлюють багаторядкові (матричні) лінійні приймачі, як з аналоговим (на основі ПЗС матриць), так і цифровим інтегруванням сигналу з тимчасовою затримкою (TDI).

В ідеальному випадку, тобто при рівномірному механічному русі лінійного приймача в одну сторону і при русі безперервного (не розбито на пікселі) рентгенівського зображення по робочому полю приймача з тією ж швидкістю, але в протилежному напрямку, ЧКХ рентгенівського зображення буде однаковою, як в напрямку переміщення, так і в напрямку, перпендикулярному даному. У результаті відбувається розбивання (квантування) рентгенівського зображення на пікселі, а безперервний час - на інтервали часу виносу, оцифровування і формування стовпців матриці рентгенівського зображення. У підсумку ЧКХ отриманого зображення в напрямку переміщення може значно відрізнятися від ідеального випадку.

Недоліком, властивим скануючим пристроям, є зайве опромінення пацієнта, викликане тим, що ширина коллімірованого пучка рентгена завжди, хоч і на малу величину, більше за ширину приймача. Таким чином, доза на пацієнті завжди виявляється більше, ніж вона могла б бути в разі застосування повноформатного приймача. Боротьба з цим недоліком ведеться протягом багатьох років і є однією з рушійних сил прогресу скануючих пристроїв.

Один із методів боротьби з цим недоліком є застосування широких приймачів, що містять більш ніж один рядок. У цьому випадку крайовий ефект виявляється значно меншим, в міру відносини площ зони зайвого опромінення і площі приймача.

Однак при цьому виникає нова проблема - проблема зчитування даних з широкого безперервно рухомого приймача. Спроба одночасно вирішення цих двох проблем - використання більш широкого приймача і збереження великій швидкості зчитування призвела до того, що було запропоновано унікальне рішення, що поєднує в собі переваги широких приймачів і повільне перенесення заряду в процесі накопичення сигналу.

Цей метод полягає в тому, що у формуванні сигналу в певному елементі зображення послідовно беруть участь різні області приймача. Сигнали, отримані від різних областей приймача в послідовні моменти часу підсумовуються і отримане значення присвоюється певному пікселю рентгенівського зображення. З цієї причини такий метод отримав назву TDI - time delay integration, тобто накопичення з часовою затримкою (ЧЗН).

Методика TDI дійсно позбавлена від багатьох недоліків скануючих однорядкових систем і від деяких недоліків повноформатних систем. Так як така система є скануючої системою, тобто, в ній використовується досить вузький рентгенівський пучок, то в цій системі істотно зменшений внесок комптонівського розсіяного випромінювання в зображення. При цьому, досить велика кількість рядків на приймачі дозволяє збільшити час інтегрування сигналу, що дає можливість використовувати менш потужні трубки і більш тривалі експозиції.

Однак ця методика не позбавлена від головного недоліку всіх скануючих систем - невисокого дозволу в напрямку сканування. Ця проблема виникає через необхідність здійснення безперервного руху, що завжди призводить до розмиття зображення.

1.3. Кардіоторакальний індекс

Під кардіоторакальним індексом (КТІ) розуміється відношення (в процентному розрахунку) максимального проекційного поперечного розміру

серця в передньо-задній проекції до поперечного розміру грудної клітини на рівні діафрагми, що відокремлює легені від внутрішніх органів(Рис. 1.2). Схема розрахунку КТІ та формула представлені на Рис. 1.3.

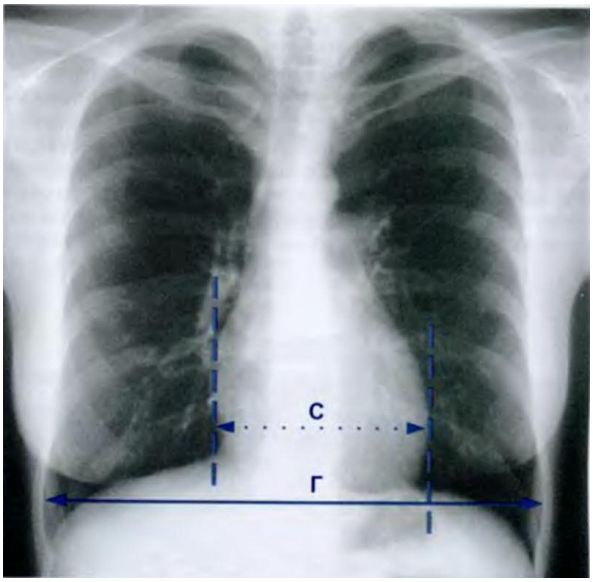


Рис. 1.2 . Кардіоторакальний індекс на флюорографічному зображенні

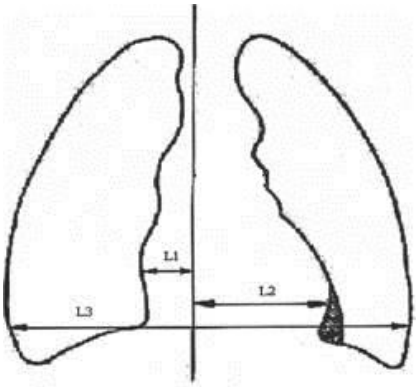


Рис. 1.3 . Схема розрахунку кардіоторакального індексу

Середня величина КТІ максимальна у новонароджених (близько 57%) і поступово знижується до 45% у 6 років. Вище 6-річного віку середня величина КТІ не перевищує 50%. Більшість рентгенологів вважають верхній межею норми КТІ величину 50%. У той же час в ході обстеження здорових

чоловіків європейської, азійської та афроамериканської раси встановлено, що КТІ перевищує 50% у європейців в 2% випадків, у азіатів - в 4% випадків, у афро-американців в 9% випадків. З цих даних слідують два висновки:

1. Для вибірки здорових людей існує певна ймовірність перевищення КТИ кордону 50%.

2. Частка здорових людей з КТИ вище 50% може відрізнятися для людей різної національності.

1.4. Висновки до глави та постановка задачі

Сьогодні флюорографічне обстеження населення займає провідну роль в сфері охорони здоров'я та допомагає попередити та виявити велику кількість різноманітних захворювань легень, серця та кісток, таких як: сторонні тіла, запалення, рак, кардіомегалій та інших. Майже у кожній клініці є кабінет флюорографічного обстеження, мобільні пункти надають послуги скрізь, а проходження обстеження є обов'язковим майже у всіх установах, насамперед у вищих навчальних закладах. У наш час високих технологій все ще немає заявленого програмного забезпечення, яке б при отриманні зображення перевіряло би його на захворювання серця. Основною числовою характеристикою є кардіоторакальний індекс, збільшення якого вказує на потенційні проблеми з серцем. Зараз лікарю необхідно лінійкою робити потрібні виміри, що значно сповільню процес і при великій кількості людей, як при мобільному флюорографічному обстеженню населення, може бути значно розтягнутим у часі.

Отже, головною задачею роботи є створення програмного забезпечення, яке дозволить проводити автоматичну попередню обробку зображень, отриманих при скануванні за допомогою методики TDI та давати кількісну оцінку кардіоторакального індексу, виявляючи знімки, на яких є його збільшення.

2. ТЕОРЕТИЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Переваги та недоліки скануючих приймачів

Для вивчення зміни якості скануємого зображення при використанні TDI розглянемо наступну модель (Рис. 2.1).

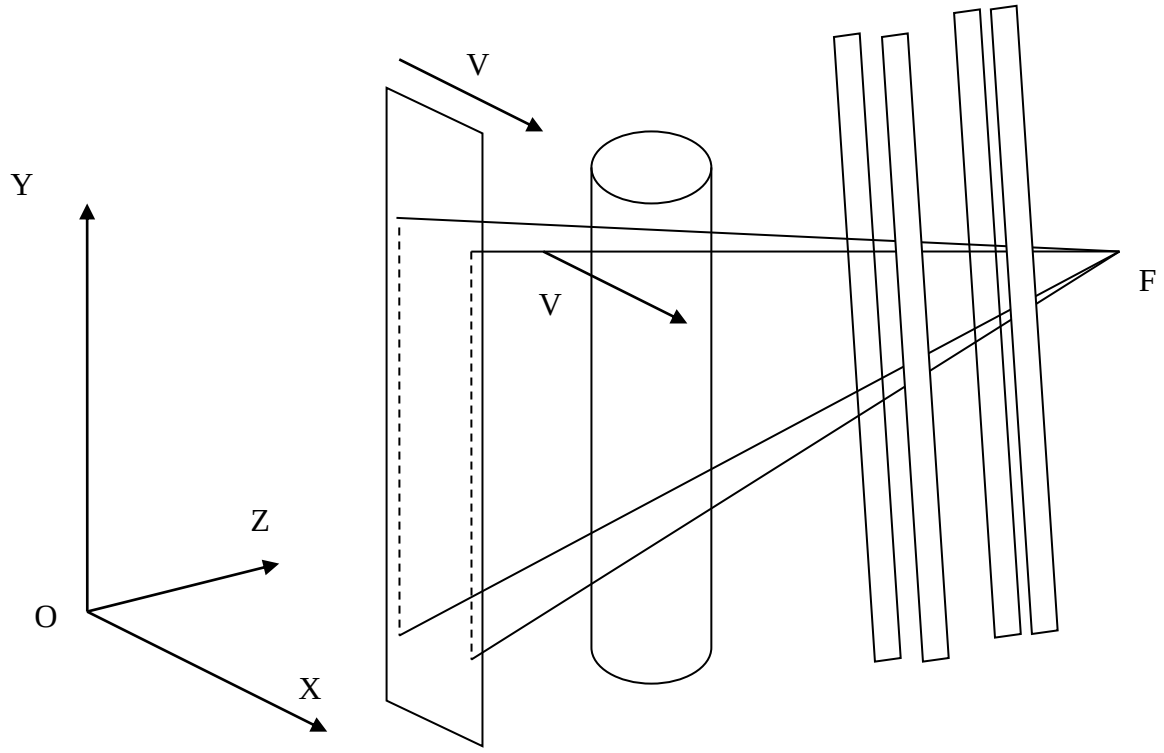


Рис.2.1. модель використання методики TDI

Припустимо, що лінійний приймач рентгенівського випромінювання розташований уздовж осі y, а плоский рентгенівський пучок, що проходить через досліджуваний об'єкт і потрапляє на приймач, паралельний площині yOz. При цьому, і приймач і пучок одночасно здійснюють скануючий рух уздовж осі x, тобто поперек площині, що містить приймач і пучок. Для зручності, уявімо, що об'єкт дослідження і, отже, що пройшли через нього рентгенівське випромінювання, однорідні уздовж осі y, тобто уздовж

приймача. У цьому випадку завдання стає двовимірним і досить простим для вивчення, оскільки нам необхідно буде вивчати лише поперечний розподіл інтенсивності, а саме розподіл інтенсивності уздовж осі x.

Тепер припустимо, що інтенсивність рентгенівського випромінювання після проходження об'єкта дослідження має деяку залежність I (x) від координати x. При цьому, величина I (x) є інтегральною інтенсивністю, тобто інтенсивністю, накопиченої за весь час експозиції, а потужність сигналу передбачається не залежить від часу.

Також припустимо, що приймач є нескінченно вузьким, не вносить власних шумів, і не вимагає тимчасового накопичення. У цьому випадку сигнал J (x) на приймачі, отриманий в результаті сканування, буде в точності відповідати падаючого на нього рентгенівському випромінюванню

$$J(x) \propto I(x). \tag{1}$$

Тепер розглянемо випадок звичайного сканування, коли приймач рухається із заданою швидкістю V вздовж осі x. При цьому припустимо, що приймач має ширину d, а сигнал накопичується в приймачі протягом часу τ і виноситься миттєво.

У цьому випадку отримане зображення буде просторово дискретним з шириною пікселя рівній d, і буде визначатися наступною формулою

$$G_n = \int_{X_n}^{X_n+d} dx G(x) = \int_{X_n}^{X_n+d} dx \int_{x}^{x+V\tau} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{V\tau}. \tag{2.1}$$

Тут величина являє собою значення сигналу в n-те пикселе зображення, а й - координати лівої і правої меж цього пікселя. Внутрішній інтеграл в (2.1) виходить таким чином. Спочатку ми вводимо поняття «потужності сигналу», тобто, сигналу, який міг бути накопичений за одиницю часу, а потім інтегруємо за часом з урахуванням руху

$$G(x) = \int_0^{\tau} \frac{J(\tilde{x}(t))}{\tau} dt \equiv \int_{x}^{x+V\tau} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{V\tau} \tag{2.2}.$$

Тут залежність $\tilde{x}(t) = x + Vt$ являє собою закон руху детектора з постійною швидкістю V.

Слід зазначити, що найчастіше швидкість і час інтегрування для формування зображення в одному пікселі вибираються так, щоб розмір пікселя в кінцевому зображенні дорівнював розміру детектора, тобто

$$d = V\tau. \tag{2.3}$$

У випадку дуже малій швидкості руху, який відповідає отриманню зображення нерухомим приймачем, формула (2.1) дає стандартний результат для дискретних зображень

$$G_n = \int_{X_n}^{X_n+d} dx J(x), \tag{2.4}$$

згідно з яким сигнал в пікселі відповідає повному випромінюванню, що потрапив у цей піксель. Таким чином, при просторової дискретизації зображень відбувається розмиття, пов'язане з кінцевим розміром елементарних детекторів приймача рентгенівського зображення.

У той же час, як видно з (2.1), при скануванні відбувається додаткове розмиття сигналу, пов'язане з необхідністю руху приймача. Через таке погіршення, частотно-контрастні характеристики (ЧКХ), і, отже, DQE (detective quantum efficiency) скануючих приймачів вздовж напрямку сканування помітно гірше ЧКХ і DQE уздовж самого лінійного приймача [9]. Цей факт завжди був основним недоліком властивим всім скануючим пристроям, подолати який не вдається через необхідність безперервного руху приймача і безперервного опромінення рентгенівським випромінюванням.

2.2. Кількісний опис методики TDI

Для кількісного опису методики TDI зручно представити поняття ідеального TDI, в якому область накопичення сигналу рухається через ресивер

зі швидкістю строго рівною по величині швидкості приймача і спрямована, у зворотному напрямку (див. рис. 2.2).

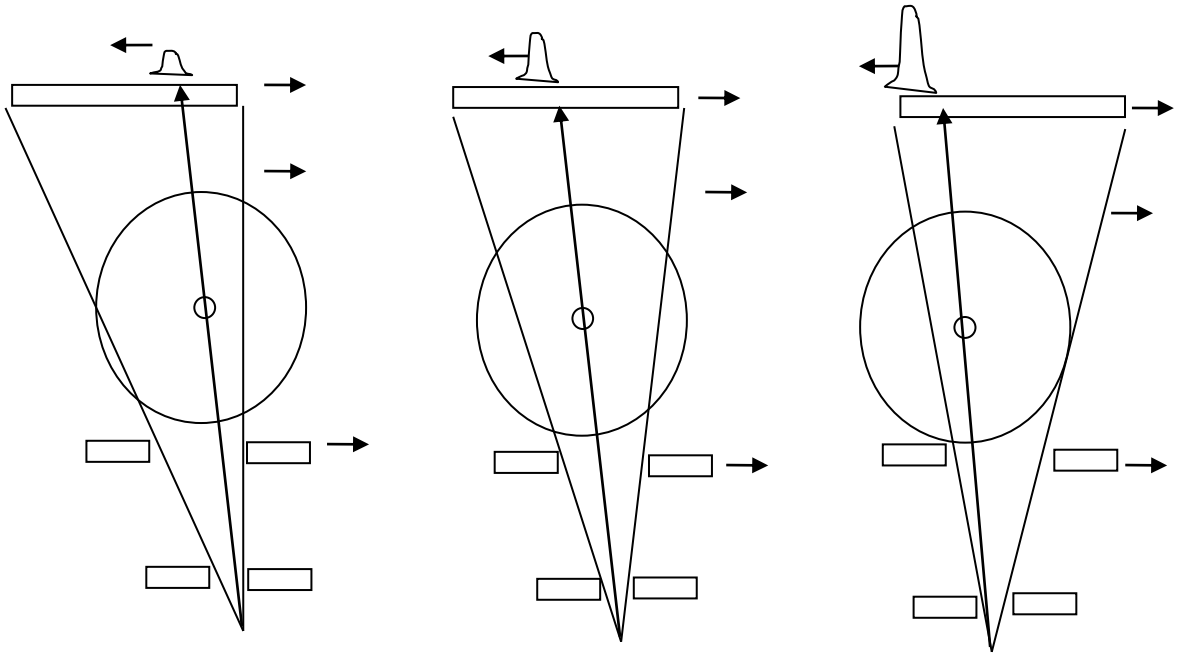


Рис. 2.2. Схематичне представлення методики TDI.

В цьому випадку не буде відбуватися розмиття, зв'язаного зі скануючим рухом, і сигнал у пікселі буде визначатися таким же співвідношенням, як і у випадку нерухомого приймача:

$$G_n = \int_{X_n}^{X_n+d} dx J(x). \qquad (2.5)$$

Співвідношення (2.5) можна переписати так, щоб в нього явно входила швидкість руху і під час експозиції

$$G_n = \int_0^T dt \int_{X_n}^{X_n+d} dx W(x), \qquad (2.6)$$

де W(x) – потужність випромінювання, яке пройшло через об'єкт.

В реальних пристроях рух області накопичення сигналу не відбувається безперервно. Цей процес поділений на два етапи. Спочатку протягом певного проміжку часу tel область накопичення нерухома відносно приймача і знаходиться в одному з елементарних детекторів приймача(електронна експозиція). В цей час проходить накопичення сигналу. Потім, майже миттєво, відбувається перенос накопиченого сигналу у сусідній елементарній детектор приймача і відбувається подальше накопичення сигналу. Величина tel пов'язана із швидкістю руху V і розміром елементарного детектора d співвідношенням, аналогічним (2.3):

$$d = Vt_{el}. \tag{2.7}$$

Накопичений за час tel сигнал виявляється рівним

$$G_n^{(el)} = \int_{X_n}^{X_n+d} dx \int_{x}^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{V t_{el}}. \tag{2.8}$$

Повний сигнал, накопичений за час експозиції T, буде дорівнювати

$$G_n = N \int_{X_n}^{X_n+d} dx \int_{x}^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{V t_{el}}. \tag{2.9}$$

Тут величина N визначає кількість елементарних експозицій и дорівнює $N = T / t_{el}$. Таким чином отримуємо формулу для сигналу в методиці TDI

$$G_n = \frac{T}{t_{el}} \int_{X_n}^{X_n+d} dx \int_{x}^{x+Vt_{el}} J(\tilde{x}) \frac{d\tilde{x}}{Vt_{el}}. \tag{2.10}$$

Цей вираз дозволить провести кількісний аналіз властивостей зображень, отриманих методикою TDI.

Зауважимо, що в залежності від пристрою приймача сигнали, накопичені під час елементарних експозицій можна не переносити в наступний елемент детектора, а зчитувати і зберігати після оцифрування з подальшим підсумовуванням вже програмними методами. Така ідея, зокрема, реалізована в приймачі [10].

2.3. Теоретичний огляд алгоритму розрахунку КТІ

На першому етапі по цифрованої інформації рентгенівського зображення грудної клітини пацієнта необхідно виділити хребетний стовп за ознакою максимальної проекційної густини, або (що пропорційно щільності) за ознакою максимального логаріфміческого ослаблення випромінювання L в 1/3 центральній частині зображення по горизонту.

$$L = ln\{I_0/I\} \tag{2.11}$$

Праворуч від хребетного стовпа пацієнта (На рентгенівському знімку це зліва) діафрагма має більш однорідне фонове з проводження внутрішніх органів відображення, тому її межа буде виділятися саме на цій стороні на відстані приблизно 8 см від хребта. Контур грудної клітини потрібно буде виділяти при русі вправо і вліво від хребта, починаючі з відступу від осі хребта на ± 8 см.

Оскільки час сканування вузьким пірамідальним рентгенівським пучком тіла пацієнта на флюорографі становить ~ 6 с. Середній проекційний поперечний розмір серця складає ~ 14 см, поле знімка з тимчасової розгортці пучка становить ~ 40 см. Це означає, що час сканування серця становить приблизно 2 с, тобто серце виконує в середньому два серцебиття за період його сканування. У зв'язку з цим може виявитися доволі важким завданням знайти контуру серця.

2.4. Алгоритми пошуку контурів

Пошук контурів - термін в теорії обробки зображення і комп'ютерного зору ґрунтується на алгоритмах, які виділяють точки цифрового зображення, в яких різко змінюється яскравість або є інші види неоднорідності. У наш час існує велика кількість алгоритмів для детектування границь зображення, які поділяються на алгоритми детектування власне границь та точок інтересу. "Точка інтересу" представляє точку в зображенні, яка має чітко визначену

позицію і може бути рішуче виявлена. Це означає, що "точка інтересу" може бути кут, але він також може бути, наприклад, ізольована точка максимуму інтенсивності локального або мінімуму, лінійних закінчень, або точки на кривій, де кривизна має локальний максимум.

В ідеальному випадку, результатом виділення контурів є набір пов'язаних кривих, що позначають межі об'єктів, граней і відбитків на поверхні, а також криві, які відображають зміни положення поверхонь. Таким чином, застосування фільтра виділення контурів до зображення може істотно зменшити кількість оброблюваних даних, через те, що відфільтрована частина зображення вважається менш значущою, а найбільш важливі структурні властивості зображення зберігаються. Однак не завжди можливо виділити контуру в картинах реального світу середньої складності. Межі виділені з таких зображень часто мають такі недоліки як фрагментованість (криві кордонів не з'єднані між собою), відсутність кордонів або наявність хибних, які не відповідають досліджуваного об'єкта, меж.

2.4.1. Moravec

Це один з найбільш ранніх алгоритмів виявлення границь та визначає границю так, щоб вона була точкою з низькою само подібністю. Алгоритм перевіряє кожен піксель в зображенні, щоб побачити, якщо границя присутня, розглядаючи, які подібні пікселі є поруч та як в основному перекриваються ділянки. Подібність вимірюється взявши суму квадратів різниць (SSD) між відповідними пікселями двох пластирів. Більш низьке число вказує на більшу схожість.

Якщо піксель знаходиться в області рівномірної інтенсивності, то сусідні ділянки будуть виглядати подібним образом. Якщо піксель на краю, то області в перпендикулярному до краю напрямку будять виглядати зовсім інакше, але прилеглі ділянки в напрямку, паралельному краю призведе лише

невелика зміна. Якщо піксель на функції зі зміною в усіх напрямках, то жодна з найближчих областей не виглядатиме подібно.

Сила контуру визначається як найменший SSD між пластиром і його сусідами (по горизонталі, по вертикалі і по двох діагоналях). Якщо ця кількість велика, то зміна уздовж всіх напрямків або дорівнює йому або більше його, так що я можливість сказати, що всі довколишні ділянки виглядають по-різному.

Якщо сила границі розрахована для всіх локацій і виявилось, що границя має локальний максимум, то функція має точку інтересу в ньому. Однією з головних проблем оператору Моравека є те, що він не є ізотропним. Тобто якщо ребро присутнє, але не в напрямку сусідів (по горизонталі, вертикалі або діагоналі), то найменший SSD буде великий і край буде неправильно обраний в якості "точки інтересу".

2.4.2. Harris

Детектор границь Харріса та Стефенса є покращеною версією детектора Моравека. Покращення було здійснено шляхом впровадження анізотропії по всім напрямкам. Це означає, що для дослідження змін яскравості по множині напрямків використовуються похідні яскравості по деякім принципіальним напрямкам. При цьому зважена сума квадратів різниці (SSD) при зсуві вікна спостереження буде дорівнювати

$$E(u,v) = \sum_{(x,y)\in W} \mathrm{w(x,y)(I(x+u,y+v) - I(x,y))^2} \approx \mathrm{(x\ y)M}\begin{pmatrix}\mathrm{x}\\ \mathrm{y}\end{pmatrix} \quad (2.12)$$

Тут w(x,y) – вагова функція, найчастіше функція Гауса або бінарне вікно. M - автокореляційна матриця:

$$M = \sum_{(u,v)\in W} w(u,v)\begin{bmatrix} I_x^2 & I_xI_y \\ I_xI_y & I_y^2 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

Також для спрощення розрахунків Харрісом та Стефенсом була впроваджена міра відгуку:

$$R = detM - (trM)^2 > k \quad (2.14)$$

Тут k - емпірична константа і лежить у межах [0,04;0,04].

Таким чином значення R більше за 0 для кутових особливих точок. Потім проводиться відсіювання точок по знайденому значенню R та знаходяться локальні максимуми функції відгуку в околицях заданого радіусу та обираються у якості особливих точок.

Детектор Харріса є найбільш оптимальним детектором L-зв'язних кутів та є інваріантним до поворотів, частково інваріантне до афінних перетворень інтенсивності. До недоліків відноситься велика чутливість до шумів та масштабу зображення.

2.4.3. Shi-Tomasi

Кутовий детектор Ші-Томасі є модифікованою версією детектора Харриса. Різниця полягає у розрахунках мір відгуку. Ші-Томасі передбачає, що пошук кутів буде більш стабільним та вводить у алгоритм на пряму пошук значення $\min(\lambda_1, \lambda_2)$.

2.4.4 Förstner

Детектор Фёрстнера та Гёлча використовує ту ж саму міру кутів, що і детектор Харріса. Вони використали більш складну у розрахунковому плані реалізацію, яка явно разраховує усі власні значення. Функція відгуку кута Фёрстнера вираховується за наступною формулою:

$$R = \frac{\lambda_1 \lambda_2}{\lambda_1 + \lambda_2} = \frac{detM}{trM} \quad (2.15)$$

Також вираховується міра окружності кутів

$$1 - \left(\frac{\lambda_1 - \lambda_2}{\lambda_1 + \lambda_2}\right)^2 = \frac{4detM}{(trM)^2} \quad (2.16)$$

Порівнюючи із детектором Харріса алгоритм Фёрстнера обладає кращими властивостями локалізації та використовується як модифікація

алгоритму Харріса для знаходження кругових особливих точок разом с кутами.

2.4.5 Fast

Алгоритм розглядає окружність із 16 пікселів навколо оглядаємої точки P(Рис. 2.3).

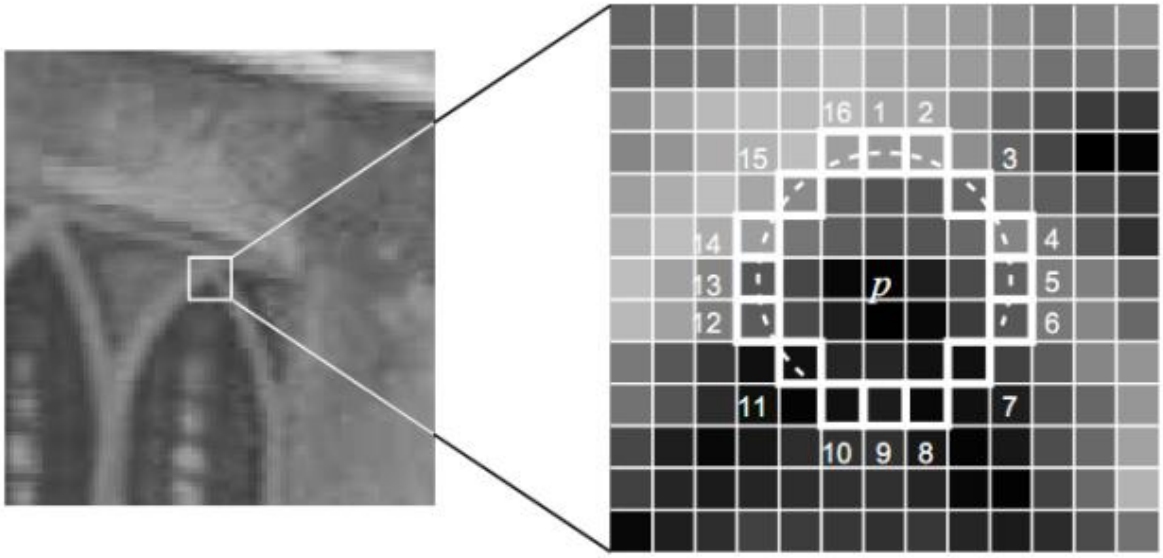


Рис. 2.3 Ілюстрація швидкого алгоритму

Ця точка вважається кутовою, якщо для неї існує N суміжних пікселей на окружності, інтенсивність яких більше ніж $I_p + t$, або усі з яких менші ніж $I_p - t$, де I_p - інтенсивність точки, P, t - порогові величини. Далі проводиться порівняння інтенсивності точок по вертикалі та горизонталі з номерами 1, 5, 9, 13 с інтенсивністю в точці P для того, щоб відсіяти помилкові варіанти. Якщо хоча б для 3 с цих точок виконується умова $I_{pi} > I_p + t$ або $I_{pi} < I_p + t$, де i=1..4. Якщо ця умова виконується - розглядаються усі 16 точок. Для стабільного знаходження особливих точок, виходячи з експериментів, N повинне бути не менш ніж 9.

Основним недоліком даного алгоритму є те, що внаслідок його швидкої реалізації біля деяких областей можливе знаходження кількох особливих точок, деякі з яких будуть помилковими. Інакше кажучи, ефективність алгоритму буде залежати від порядку обробки зображення та розподілу пікселей.

2.4.6 Fast-er

У 2008 році Edward Rosten, Reid Porter та Tom Drummond запропонували модифікацію швидкого алгоритму, яка являється стабільним до повторювань та базується на машинному навчанні. При цьому використовується кільце із 48 пікселей, які розташовані більш ніж у 1 ряд (Рис. 2.4).

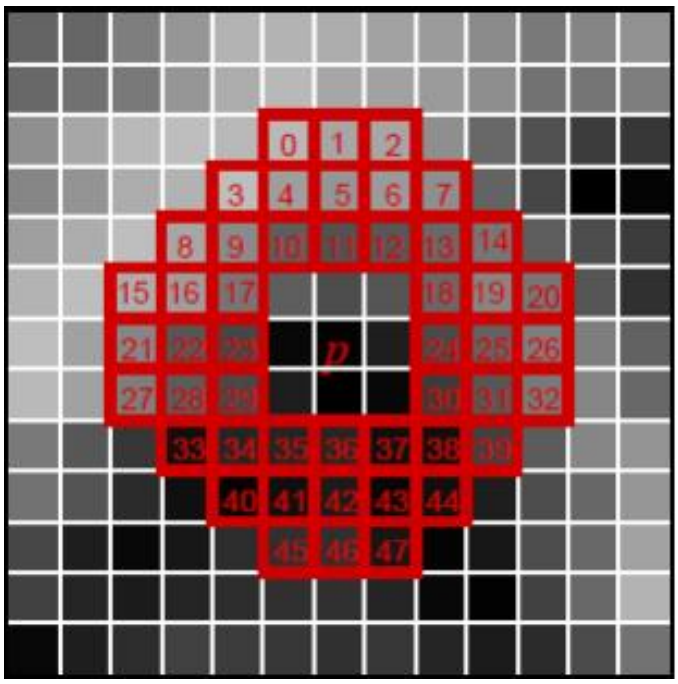


Рис. 2.4 Ілюстрація Fast-er алгоритму

Для класифікації особливих точок використовується алгоритм ID3 з використання дерева розв'язку. Алгоритм оптимізує порядок обробки пікселей та видає найбільш оптимальний детектор. При цьому ціна дерева розв'язків розраховується за формулою:

$$cost = (k_R + R^{-2})(k_N + N^{-2})(k_s + S^{-2}) \quad (2.17)$$

Тут:

R - міра повтору;

N - кількість знайдених особливих точокж

S - кількість вузлів у дереві розв'язків.

Оскільки Fast-er виконую додаткові операції порівняно із швидким алгоритмом, його виконання займає більше часу, але завдяки усуненню проблеми детектування помилкових точок у місцях повторювань він є більш оптимальним та рекомендованим для використання.

2.5. Висновки до теоретичної частини

Методика TDI, яка є однією з найпрогресивніших скануючих методик отримання рентгенівського зображення, практично повністю позбавлена від недоліків властивих звичайних скануючих систем - надлишкового дозового навантаження на методиці TDI пацієнта, високої потужності рентгенівських джерел. Однак проблема поганої розподільної здатності вздовж напрямку сканування також властива, як і іншим скануючими методиками. Хоча, слід зазначити, що в принципі, при відповідних технічних підходах, методика TDI може наблизитися за цим параметром до стаціонарних детекторам.

Кардіоторакальний індекс є однією за найважливіших чисельних характеристик, завдяки яким лікарі можуть дати попереднє висновок о наявності кардіомегалій чи проблем із серцем. Автоматичний розрахунок індексу потребує використання алгоритмів детектування кутів та границь. Існує велика кількість алгоритмів, кожен з яких має свої переваги, недоліки та проблеми реалізації і потребують перевірки експериментальним шляхом.

3. ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

3.1. Загальні відомості

Перше ПЗ було створено у середовищі розробки Embarcadero® RAD Studio XE6 з використанням VCL From - C++ Builder. Мова програмування - C++.

Додаткові використані бібліотеки для C++:

– бібліотека візуальних компонентів VCL - об'єктно-орієнтована бібліотека для розробки програмного забезпечення, розроблена компанією Borland для підтримки принципів візуального програмування;

– fstream.h - стандартна бібліотека C++, яка включає до себе набір функцій, методів та класів, які надають інтерфейс для читання/запису даних до/з файлу використовуючи потоки в якості об'єктів маніпулювання.

Друге ПЗ було створене на мові програмування Python стандартної реалізації CPython версії 2.7.13 у IDLE(Python GUI). Python - скриптований та інтерпретований язик програмування, інтерпретатор якого при першому запуску програми перетворює інструкції у байт код та зберігає його у файл у форматі ".pyc", який потім запускається на віртуальній машині PVM. Під час наступних запусків програми інтерпретатор відстежує зміни у файлі, якщо їх не було - відразу ж запускає його.

Додаткові використані бібліотеки для Python:

- бібліотека OpenCV версії 2.4.13, яка є набором функцій, алгоритмів та методів для комп'ютерного бачення, обробки зображень та розрахування чисельних алгоритмів. Ця бібліотека реалізована на мові програмування C++, має відкритий код та поширюється на умовах ліцензії BSD;

- бібліотека NumPy для мови програмування Python, яка має відкритий код та використовується для підтримки багатовимірних масивів масивів (та матриць) а також підтримує високорівневі математичні функції, призначені для роботи із багатовимірними масивами. Основне призначення цієї

бібліотеки полягає у тому, що мова програмування Python значно повільніша, ніж більшість інтерпретуємих мов, таких як C++, а функції цієї бібліотеки оптимізовані для роботи із багатовимірними масивами та компенсує цей недолік;

- бібліотека timeit, яка містить у собі функції, які необхідні для роботи із часом та таймерами, використовувалась для розрахунку часу виконання программи для обробки одного зображення.

3.2. Функціональне призначення

Функціональним призначенням першого ПЗ є обробка зображень, отриманих завдяки рентгенівського сканування з метою отримання якісного зображення досліджуваного об'єкта та збереження їх до прийнятного звичайному обзору файлів.

До функцій цієї програми належать:

– розшифрування та відображення бінарних зображень заданого типу;

– настройка порогу яскравості, ширини яскравості та власне яскравість зображення з метою приведення зображення в прийнятний для ока вигляд;

– можливість масштабування оброблюваного зображення з метою перевірки якості отриманого зображення із заданою шириною співпадаючих частин;

– збереження обробленого зображення у вигляді бінарного зображення з урахуванням правил, необхідних для подальшого дешифрування і відображення;

– збереження обробленого зображення у класичних для зображень форматах.

Функціональним призначенням другого ПЗ є автоматична обробка зображення, отриманого під час флюорографічного обстеження та попередня оцінка кардіоторакального індексу.

3.3. Структура програмного забезпечення

Перше створене ПЗ складається з 7 блоків, кожен з яких виконую свою функцію и має власну структуру:

I. Ініціалізація програми

Функція: створення візуальної форми програми зі всіма компонентами та резервування глобальних змінних.

Структура:

1. Створення VCL форми;
2. Підключення бібліотек;
3. Опис глобальних змінних та масивів.

II. Завантаження та обробка вхідних даних:

Функція: ініціалізація, зчитування та збереження до масиву вхідних даних.

Структура:

1. Відкриття файлового потоку.
2. Резервування пам'яті та зчитування змісту файлу до масиву;
3. Закриття файлового потоку.

III. Підготовка вхідних даних до обробки:

Функція: перетворення чисельної інформації масиву даних до виду, необхідного для виводу зображення на екран. Налаштування параметрів яскравості зображення.

Структура:

1. Розрахунок та вивід вхідного зображення на екран;
2. Розблокування елементів налаштування яскравості та обробки зображення;
3. Введення значень порогу яскравості, ширини яскравості та власне яскравості;

4. Розрахунок та вивід зображення на екран.

IV. Масштабування зображення:

Функція: наближення або віддалення відображуваного зображення та зміна точки огляду.

Структура:

1. Розрахунок поточних розмірів зображення;
2. Зміна розмірів зі збереженням точки огляду;
3. Зміна точки огляду шляхом зміни положення зображення.

V. Збереження результуючого зображення:

Функція: перетворення та збереження обробленого зображення до одного з пропонованих форматів.

Структура:

1. Збереження бітмапу зображення у растрове зображення формату "bmp";
2. Відкриття файлового потоку;
3. Збереження масиву значень зображення до бінарного файлу формату к "raw";
4. Закриття файлового потоку;
5. Звільнення зарезервованої пам'яті.

VI. Очистка зображення

Функція: очистка бітмапу зображення.

Структура:

1. Привласнення значення 0 до бітмапу зображення;
2. Звільнення зарезервованої пам'яті.

VII. Закриття програми

Функція: повне закриття програми зі всіма компонентами.

Структура:

1. Привласнення значення 0 до бітмапу зображення;
2. Звільнення зарезервованої пам'яті;
3. Закриття VCL форми програми.

Друге ПЗ складається з 7 блоків, кожен з яких виконую свою функцію и має власну структуру:

I. Ініціалізація програми

Функція: ініціалізація, резервування глобальних змінних та підключення бібліотек.

Структура:

1. Підключення бібліотек;
2. Опис глобальних змінних та масивів.

II. Завантаження та обробка вхідних даних:

Функція: ініціалізація, зчитування та збереження до масиву вхідних даних методами бібліотеки OpenCV.

Структура:

1. Ініціалізація змінної, яка містить шлях до зображення;
2. Ініціалізація потоку даних методом бібліотеки OpenCV та збереження його до масиву, який містить значення пікселей;
3. Збереження параметрів зображення до глобальних змінних.

III. Підготовка вхідних даних до обробки:

Функція: зміна розмірів вхідного зображення для компенсації залежності алгоритму Shi-Tomasi від масштабування зображення, виділення у зображенні необхідної для аналізу частини зображення та перетворення зображення із BGR до Gray.

Структура:

1. Оцінка розмірів вхідного зображення та його пропорційне зменшення, для компенсації залежності від масштабування та зменшення часу роботи алгоритму;
2. Обрізання верхньої частини зображення, яка містить зайву для аналізу інформацію и наявність якої буде сильно уповільнювати роботи алгоритму та надавати зайву для розрахунку інформацію;
3. Переведення зображення із BRG до Gray;
4. Внесення параметрів підготовленого зображення до глобальних змінних.

IV. Застосування алгоритму Shi-Tomasi:

Функція: розрахунок, знаходження та внесення до масиву особливих точок границь зображення.

Структура:

1. Застосування алгоритму Shi-Tomasi методами бібліотеки OpenCv;
2. Ініціалізація масиву особливих точок;
3. Заповнення масиву точками, знайденими алгоритмом.

V. Виборка особливих точок:

Функція: виборка особливих точок за місцем їх знаходження на контрольних "органах", а саме: хребетний стовп, грудна клітина, серця та діафрагма та занесення їх у масиви даних.

Структура:

1. Винесення особливих точок лівої частини хребта та серця у масив;
2. Винесення особливих точок правої частини хребта та серця у масив;
3. Винесення особливих точок грудної клітини у масив;
4. Сортування масивів.

VI. Розрахунок кардіоторакального індексу

Функція: розрахунок кардіоторакального індексу.

Структура:

1. Оцінка X-их координат контрольних точок, необхідних для розрахунку кардіоторакального індексу;
2. Розрахунок кардіоторакального індексу за формулою.

VII. Вивід результатів

Функція: вивід результатів роботи ПЗ на екран та збереження .

Структура:

1. Позначення особливих точок на зображенні синіми колами;
2. Позначення контрольних точок червоними вертикальними лініями;
3. Вивід зображення на екран;
4. Вивід значення кардіоторакального індексу в консоль.

3.4. Технічні засоби, які використовувалися для створення ПЗ

Обидві програми було створено на ноутбуці фірми Hewlett-Packard моделі - Pavilion dv6 Notebook PC з користувацькою операційною системою Windows 7 Домашня базова.

Середовище розробки першого ПЗ - Embarcadero® RAD Studio XE6, яке має такі системні вимоги:

– 1ГБ ОЗУ (рекомендовано 2ГБ и більше);

– від 3 до 44 ГБ вільного місця на жорсткому диску в залежності від редакції та конфігурації;

– базовий графічний процесор будь-якого постачальника , класу DirectX 9.0 або вище (Pixel Shader 2.0);

– процесор Intel® Pentium® або сумісний , з частотою не менше 1,6 ГГц (рекомендується 2 ГГц і вище) ;

– монітор з роздільною здатністю 1024 × 768 або вище;

– миша або інший вказівний пристрій.

Вибір цього середовища був зумовлений тим, що у наші дні Embarcadero® RAD Studio являється однією з передових середовищ розробки та об'єднує у собі найкращі сторони таких середовищ розробки, як C++ Builder та Delphi та надає широкий спектр можливостей для розробників: мультиплатформеності, широкий вибір додаткових бібліотек та можливість написання програм як для 32-розрядної, так і для 64-розрядної операційної системи, є компілюємою мовою програмування та має гнучкий інтерфейс для створення інтерфейсу програми.

Для запуску програми необхідна наявність операційної системи Windows XP або вище. Наявність встановленого середовища розробки або бібліотек не обов'язкове, оскільки при компіляції програми усі необхідні компоненти автоматично додаються до програми. Також є можливість для компіляції під інші операційні системи такі як Mac OS або Linux.

Для створення другої частини програмного забезпечення було застосовано IDLE (Python GUI) для Python 2.7.13. Вибір цієї мови програмування був зумовлений наявності комфортних та потужних бібліотек для обробки зображення та роботи із многовимірними масивами.

3.5. Вхідні й вихідні дані

Вхідними даними першого ПЗ є бінарні файли, які мають назву виду "202698AE_4112_6120_ Ccd11.raw", де:

– "202698AE", "Ccd11" - кодовий номер або назва зображення, яке служить для ідентифікації змісту файлу;

– "4112" - ширина зображення у пікселях. Повинна стояти після першого входження символу "_";

– "6120" - висота зображення у пікселях. Повинна стояти відразу після ширини і відокремлюватися від неї символом одним символом, стандартно "_";

– "raw" - спеціальний формат файлів, у якому зберігаються бінарні фрагменти зображення, отриманні при скануванні з методикою TDI.

Ці файли повинні містити в собі масив чисел формату unsigned short int, значення яких належить проміжку від 0 до 65535. Після приведення їх до проміжку від 0 до 255 та передачі до бітмапу зображення за заданою схемою буде отримано зображення (Рис.3.1).

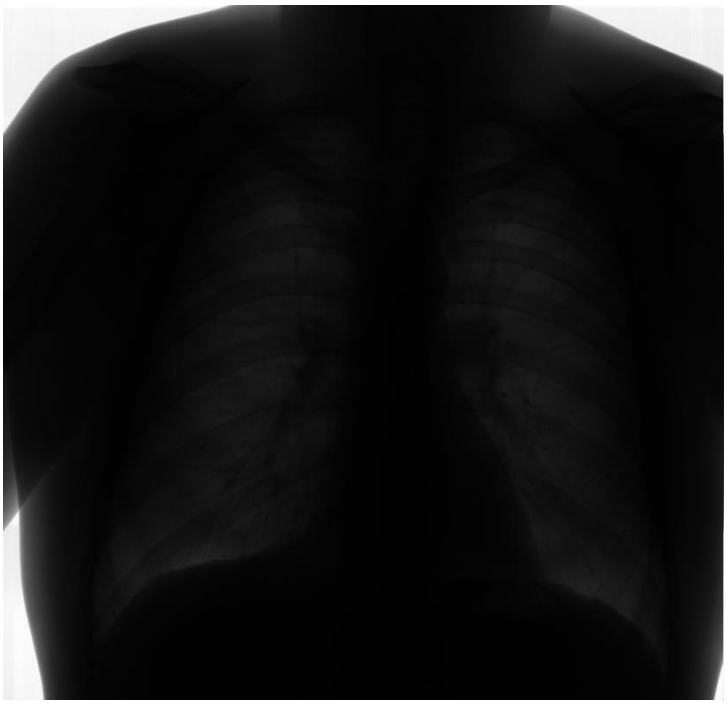


Рис. 3.1. Вхідне фрагментарне зображення Glued2803214958_4217_4067_Image.raw

Також є можливість відкривати файли з результатами обробки, числові значення яких знаходяться в проміжку від 0 до 255. Але в цьому випадку буде неможливе налаштування ширини та порогу яскравості.

Вихідними даними є бінарні файли та растрові зображення, які стандартно мають назву виду "Result _1032_2835.raw", де:

– "Result" - кодовий номер або назва зображення, яке служить для ідентифікації змісту файлу и може бути вказаний під час збереження зображення;

– "1032" - ширина зображення у пікселях, яка може відрізнятися від значення до обробки. Повинна стояти після першого входження символу "_";

– "2835" - висота зображення у пікселях, яка може відрізнятися від значення до обробки. Повинна стояти відразу після ширини і відокремлюватися від неї символом "_";

– "raw" - формат файлу, може бути "raw" для бінарного файлу або "bmp" для растрового зображення.

Вихідний бінарний файл містить в собі масив чисел формату unsigned short int, значення яких належить проміжку від 0 до 255 і містить в собі оброблене зображення, як у прикладі(Рис. 3.3).



Рис. 3.2. Результат обробки першим ПЗ зображення Glued0205093222_4217_4067_Image.raw

Для обробки зображення (див. Рис. 3.1.) до кінцевого варіанту (див. Рис. 3.2) поріг яскравості був встановлений на рівні 10000, що дало прийнятний людському оку результат;

Для розрахунків кардіоторакального індексу такий варіант обробки зображення (Рис 3.2) має забагато зайвої інформації, яка буде вносити шуми до роботи алгоритму Shi-Tomasi та давати велику кількість помилкових особливих точок на ребрах, легенях та жировому прошарку і, як наслідок, зовсім невірний результат розрахунку кардіоторакального індексу (Рис. 3.3).

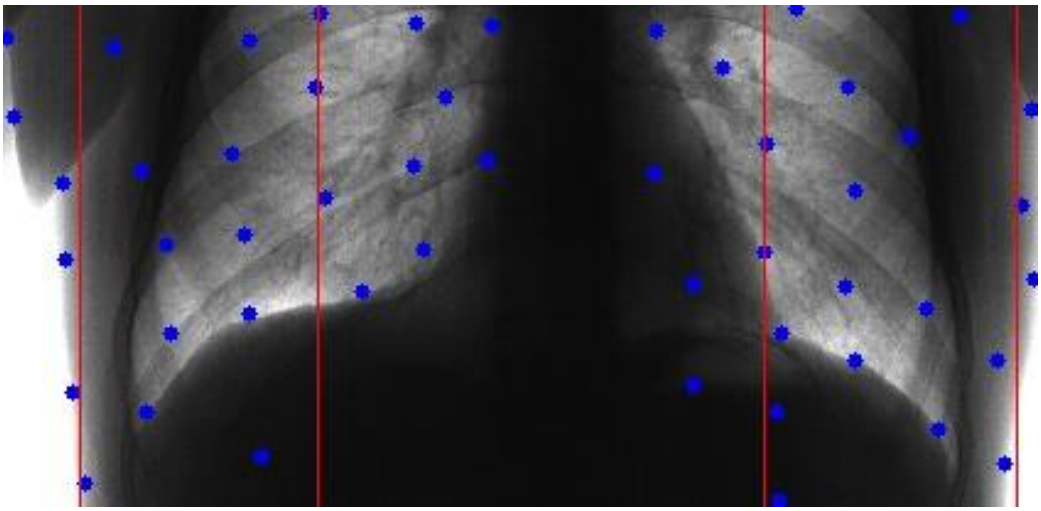


Рис. 3.3. Результат розрахунку при невірному значенні порогу яскравості

Для правильної роботи алгоритму необхідно виділити хребетний стовп, грудну клітину, серце та діафрагму, видаливши з зображення якомога більше інших об'єктів. Для цього ширину порогу яскравості необхідно встановити на рівні приблизно 2000 (Рис. 3.4).

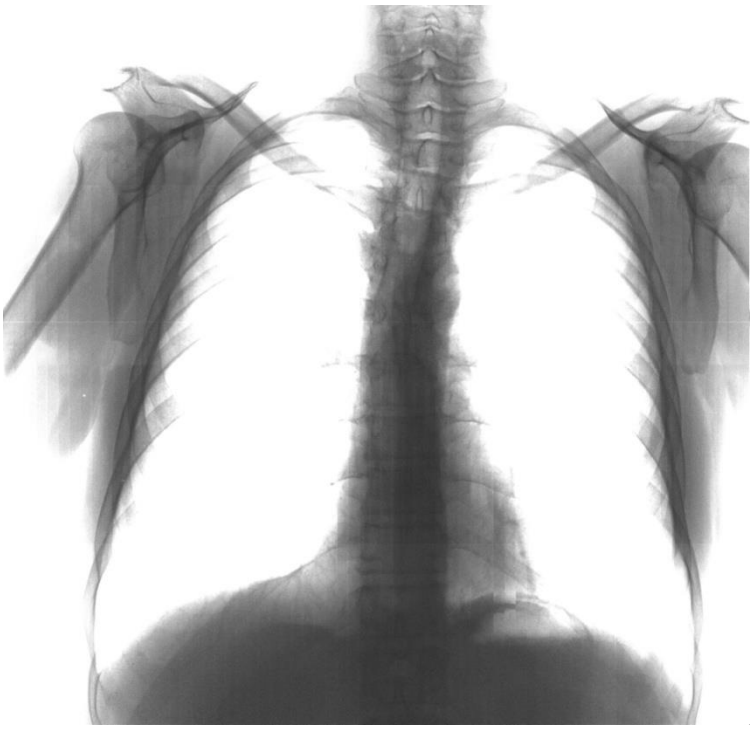


Рис. 3.4. Прийнятне для розрахунку КТИ зображення

При ширині яскравості 2000 результат роботи другого ПЗ представлено на зображенні (Рис. 3.5).

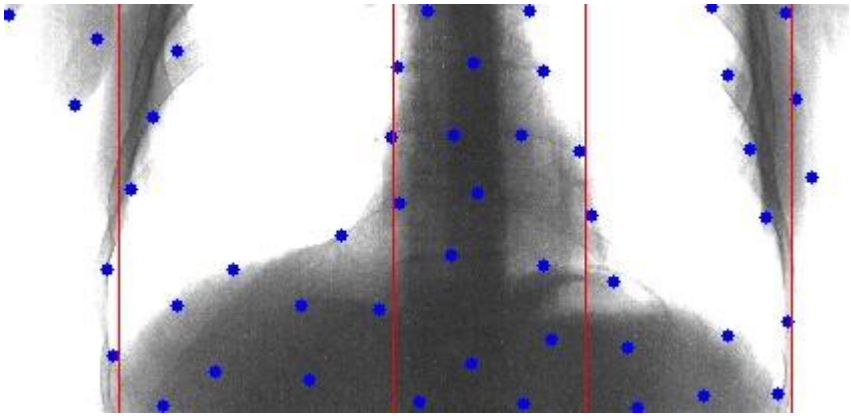


Рис. 3.5. Результат знаходження КТІ

Сині точки позначають знайдені алгоритмом Shi-Tomasi цікаві точки, червоні ліній - X-ові координати знаходження контрольних точок для формули розрахунку КТІ, яке на даному зображенні має розраховане значення 29.57% при часі виконання 0.5098 секунд. Розрахунок класичним способом

"лінійкою" цього зображення дав результат приблизно 32%. Результати розрахунку на наявних 10-и зображень показав, що КТІ, який видає ПО майже завжди на кілька відсотків менший. Це є результатом того, що контури серця є доволі однорідні порівняно із його навколишнім середовищем і розмиваються, внаслідок чого його розрахована ширина зменшується. Отже, верхнім порогом норми КТІ, розрахованого цим ПО стоїть вважати значення 45%, при перевищенні якого знімок пацієнта необхідно перевіряти власне лікарю.

3.6. Інструкція користувачеві

3.6.1. Інструкція користувачеві першого ПЗ

Перше ПЗ призначене для перегляду зображень флюорографічного обстеження та настройки яскравості, а також його збереження у звичайний формат зображень, яке буде можливо запустити на будь якому комп'ютері.

Запуск програми

Для того, щоб виконати запуск Програми, необхідно скористатися одним з наступних способів:

– Запустити провідник "Мій комп'ютер" або аналогічний, знайти місце розташування програми та запустити виконуючий файл "DiplomProject.exe";

– Запустити провідник "Мій комп'ютер" або аналогічний, знайти місце розташування будь-якого підходящого для обробки зображення формату "raw" та встановити для нього виконуючим файлом програму "DiplomProject.exe", відмітивши пункт "Використати для всіх файлів даного типу" та натиснути кнопку "ОК" (Рис. 3.6). Після цього для запуску програми буде достатньо запустити будь-який вхідний файл з форматом "raw".

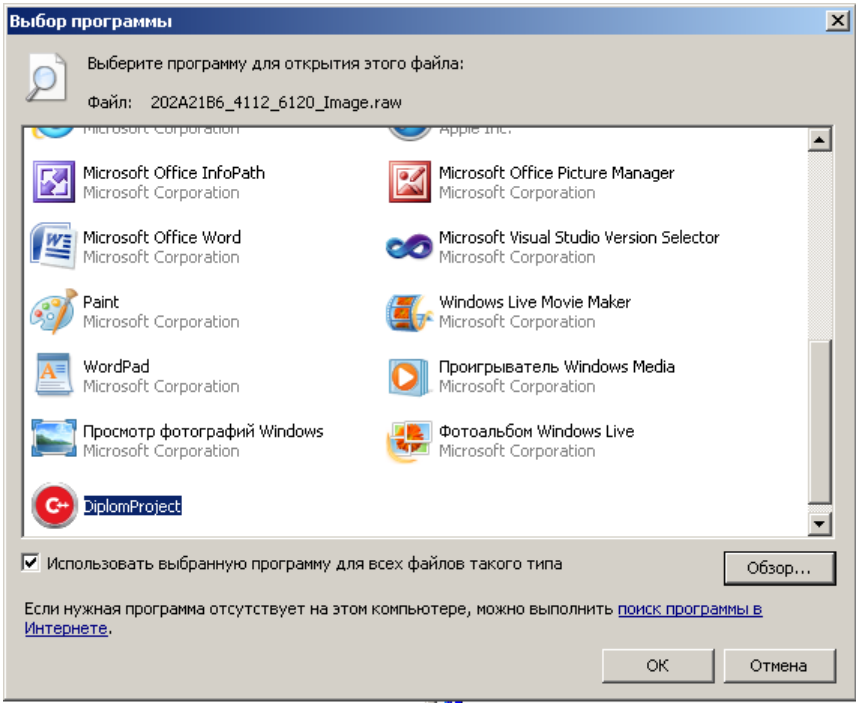


Рис. 3.6. Встановлення виконуючої програми

Головне вікно програми

Після успішного запуску відображується головне вікно Програми (Рис. 3.7).

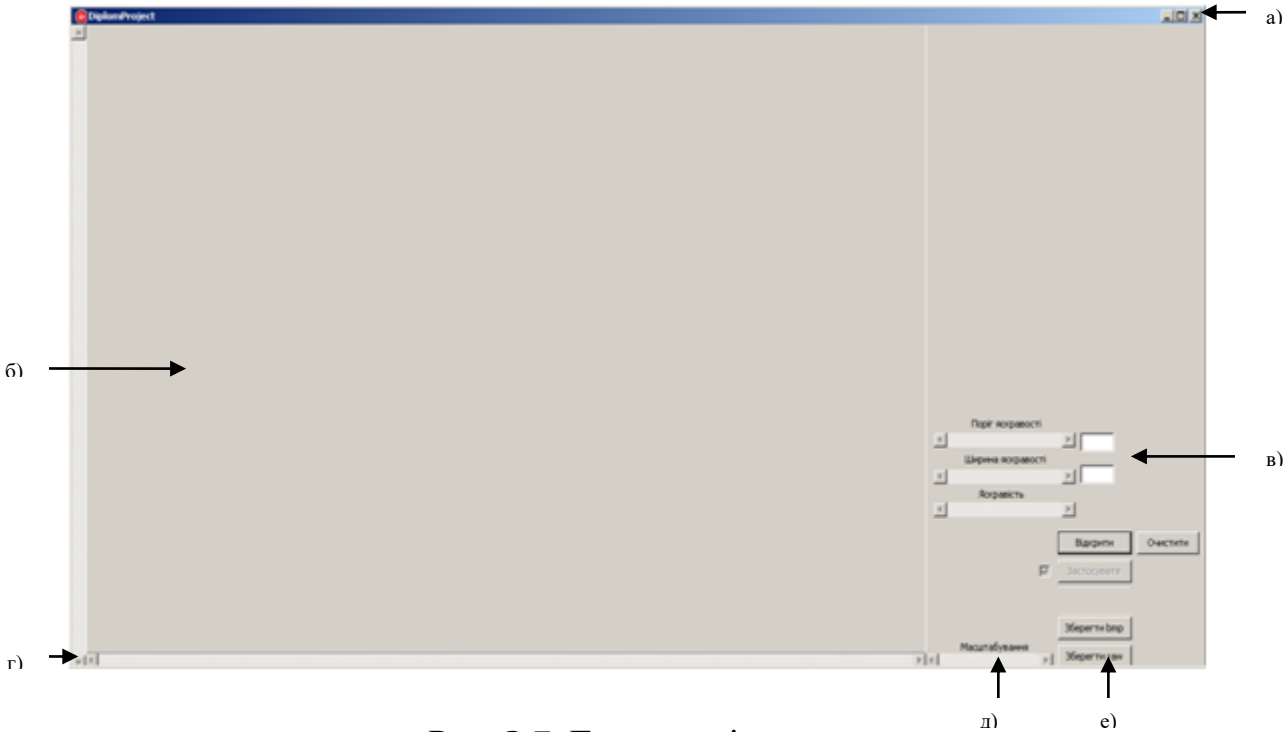


Рис. 3.7. Головне вікно програми

Розшифрування умовних позначок у головному вікні програми(див. Рис. 3.7):

а) заголовок головного вікна. Відображає назву програми та містить на собі кнопки "Згорнути", "Згорнути у вікно"/"Розгорнути" та "Закрити";

б) робоча область. Слугує для відображення оброблюваного зображення;

в) параметри яскравості. Дозволяють проводити налаштування яскравості з метою позбавитися покращення зорового сприйняття зображення.

г) керування зображенням. Дозволяє прокручувати зображення, змінюючи точку огляду;

д) шкала масштабування. Слугує для змінення розмірів відображення зображення шляхом його маштабування;

е) основні командні кнопки.

3.6.3. Відкриття зображення

Для відкриття зображення у головному вікні програми необхідно натиснути кнопку "Відкрити"(див. Рис. 3.7), після чого буде відкрито діалогове вікно відкриття файлів(рис. 3.8).

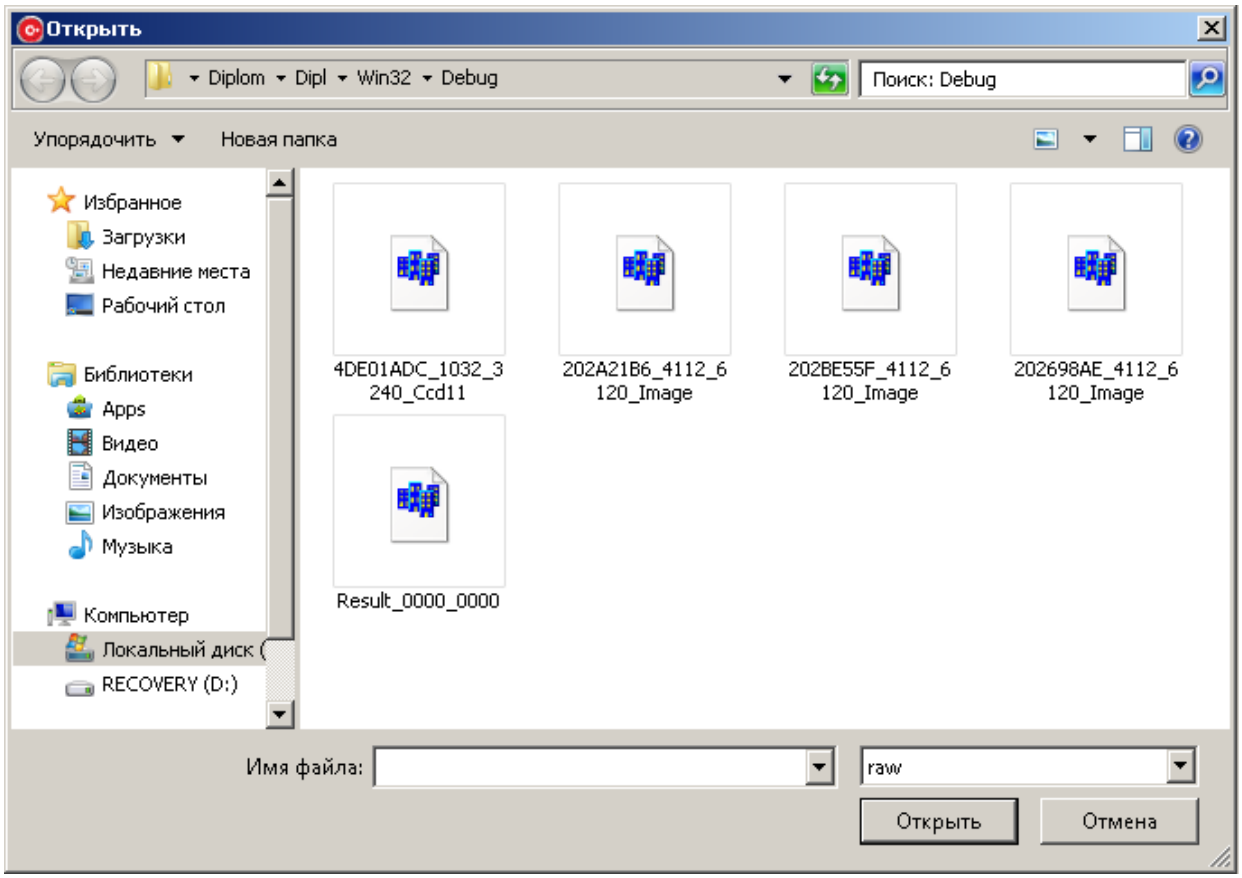


Рис. 3.8. Діалогове вікно відкриття файлів

Для відкриття файлу необхідно перейти до його місця розташування, обрати необхідний файл та натиснути "Открыть". В разі помилкового відкриття діалогового вікна слід натиснути кнопку "Отменить". Фільтр діалогового вікна налаштовано на файли формату "raw", отже він відразу відсіює усі файли, які не можливо відкрити. Після цього вміст файлу буде автоматично оброблено у зображення та відображено до робочої області головного вікна програми(див. Рис. 3.7).

Попередження: файл, що відкривається, повинен мати коректно задану назву та розміри.

Налаштування яскравості

Задля надання гідної для людського ока якості використовується налаштування порогу яскравості, ширини яскравості та власне яскравості(Рис. 3.9), які знаходяться на головній формі(див. Рис. 3.7).

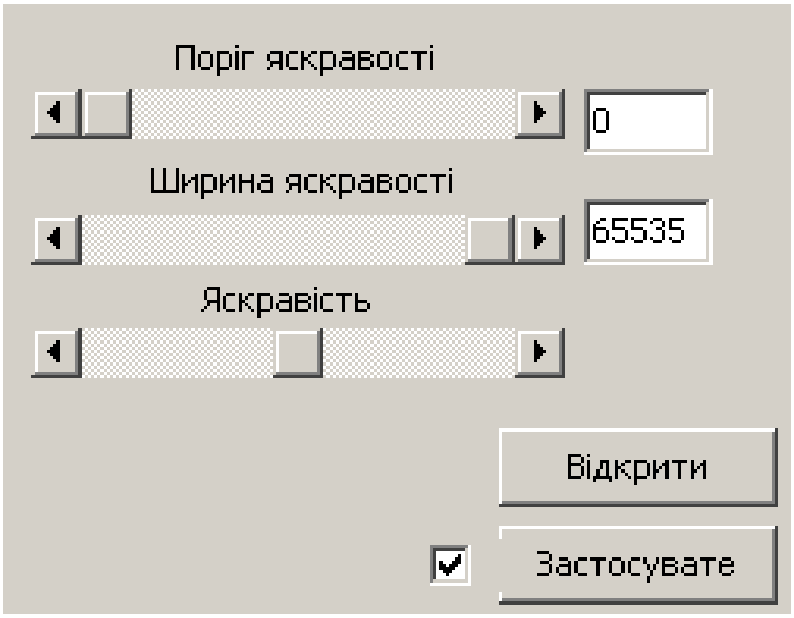


Рис. 3.9. Меню налаштування параметрів яскравості

Налаштування порогу яскравості:

Повзунок "Поріг яскравості" відповідає за мінімальне числове значення пікселей зображення. Для зміни значення порогу яскравості слід пересунути відповідний повзунок ліворуч або праворуч до необхідного положення. Поточне значення порогу яскравості відображається у вікні праворуч повзунка. Введення нового значення автоматично пересуває повзунок у задане положення, яке обмежено значеннями від 0 до 65535. В разі, якщо сума чисельних значень порогу та ширини яскравості буде більша за 65535, ширина яскравості буде автоматично знижена.

Налаштування ширини яскравості:

Повзунок "Ширина яскравості" відповідає за максимальне числове значення пікселей зображення відносно порогу яскравості. Для зміни значення ширини яскравості слід пересунути відповідний повзунок ліворуч або праворуч до необхідного положення. Поточне значення порогу яскравості відображається у вікні праворуч повзунка. Введення нового значення автоматично пересуває повзунок у задане положення, яке обмежено значеннями від 0 до 65535-X, де X - значення порогу яскравості.

Налаштування яскравості:

Для зміни яскравості зображення слід пересунути відповідний повзунок ліворуч чи праворуч. Початкове значення повзунка є 0 та обмежене значеннями -255 ліворуч та 255 праворуч. Поточне значення яскравості вказує спільне для всіх пікселей числове відхилення від початкового значення.

Виконання налаштувань у режимі економії розрахункової потужності процесору:

У звичайному режимі роботи програми розрахунки та зміна у зображенні відбувається одночасно з пересуванням повзунків налаштувань порогу яскравості, ширини яскравості та яскравості. В наслідок цього при великих розмірах зображення та швидких пересуваннях повзунків відбувається перенавантаження розрахункових можливостей комп'ютера, що може викликати зависання програми або позбавити плавності зміни зображення. Задля запобігання цього можливе включення економного режиму. Для цього слід поставити відмітку біля кнопки "Застосувати" (див. Рис. 3.9). Коли відмітку встановлено пересування повзунків змінює лише числові значення відповідних змінних та відбувається розблокування кнопки "Застосувати". Для прийняття змін та розрахунок змін до зображення необхідно натиснути кнопку "Застосувати". Після зняття відмітки кнопка "Застосувати" знову блокується та робота програми переходить у звичайний режим.

Важливо: розрахунок чисельних значень пікселей та обробка зображення ведеться відносно первинного необробленого стану навіть після багаторазового натискання кнопки "Застосувати" або змін режиму роботи.

Збереження зображення

Оброблене та дефрагментоване зображення є можливість зберегти в один з двох форматів: "raw" та "bmb".

Для збереження у форматі "raw" необхідно натиснути кнопку "Зберегти raw" на головному вікні програми (див. Рис. 3.7), після чого буде відкрито діалогове вікно збереження у формат "raw".

Для збереження у форматі "bmp" необхідно натиснути кнопку "Зберегти bmp" на головному вікні програми (див. Рис. 3.7), після чого буде відкрито діалогове вікно збереження у формат "bmp".

Обидва діалогові вікна збереження файлів мають однаковий вигляд та активні кнопки, але формат збереження мають різний(Рис. 3.11).

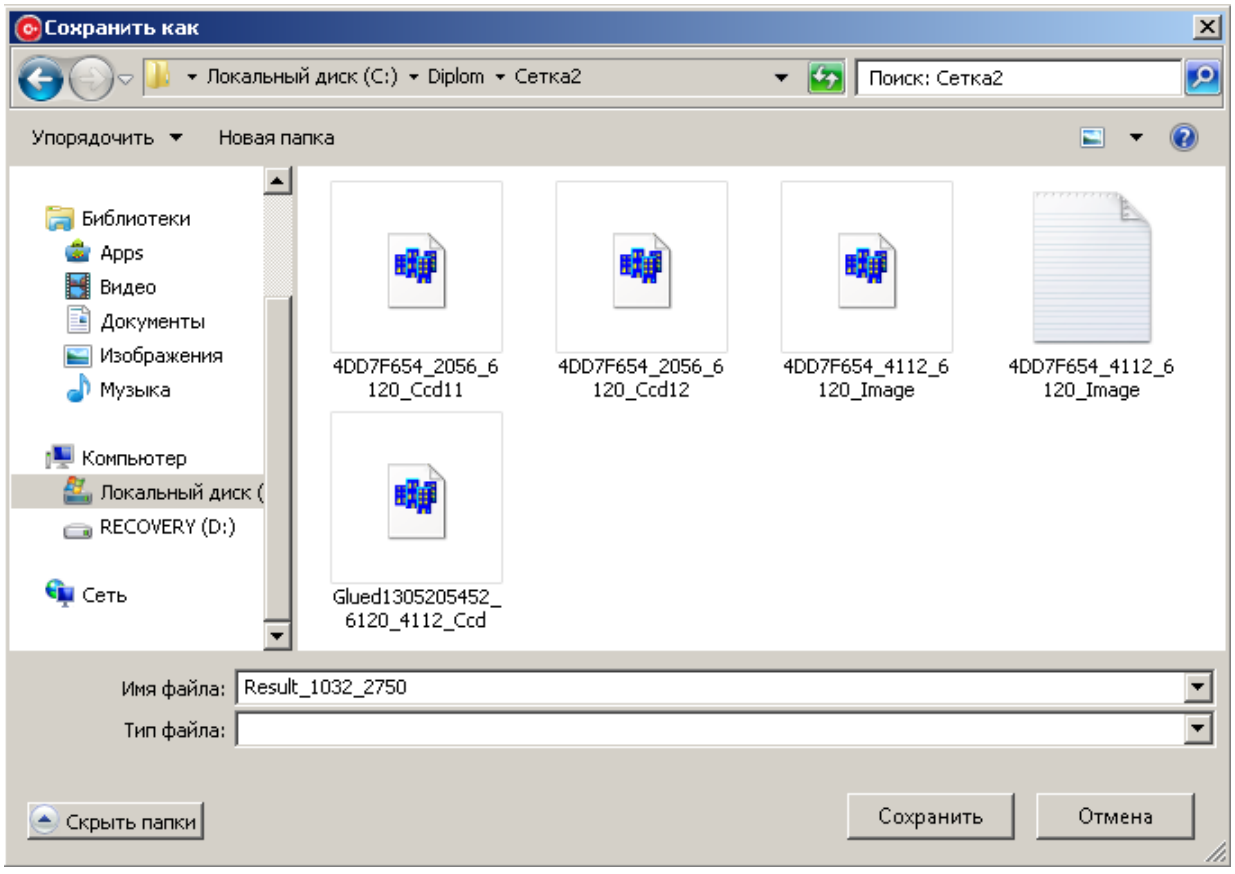


Рис. 3.11. Діалогове вікно збереження зображення

Після відкриття діалогового вікна буде автоматично вказано стандартне ім'я файлу, яке має таку схему:

– "Result" - кодовий номер або назва зображення, яке служить для ідентифікації змісту файлу й може бути вказаний під час збереження зображення;

– "1032" - ширина зображення у пікселях, яка може відрізнятися від значення до обробки. Для "raw" повинна стояти після першого входження символу "_";

– "2750" - висота зображення у пікселях, яка може відрізнятися від значення до обробки. Для "raw" повинна стояти відразу після ширини і відокремлюватися від неї символом "_";

– Вказувати формат "raw" або "bmb" не є необхідним, його буде вказано автоматично в залежності від того, якою кнопкою було відкрито діалогове вікно збереження.

Після відкриття діалогового вікна збереження зображення необхідно вказати назву файлу та вказати шлях для його збереження. Назва для формату "raw" повинна бути вказана у коректній для подальшого використання формі.

Масштабування зображення

Масштабування зображення проводиться завдяки повзунку "Масштабування", який знаходиться на головному вікні програми ліворуч від кнопок збереження зображення. Для зменшення зображення необхідно пересунути повзунок ліворуч. Для збільшення зображення необхідно пересунути повзунок праворуч. Під час масштабування зображення змінюється лише відображення, розміри власне зображення залишаються незмінними.

В разі, якщо зображення має великі розміри або проведено достатньо велике масштабування зображення може займати багато місця і не буде цілком відображене до робочої області головного вікна. В цьому випадку для

зміни точки обзору зображення необхідно пересувати великі повзунки ліворуч та під робочою областю програми (див. Рис. 3.7).

Очистка робочої області

Для очистки робочої області головного вікна програми (див. Рис. 3.7) необхідно натиснути кнопку "Очистити". При цьому буде очищено робочу область головного вікна програми, видалені всі буфери даних та звільнено всю зарезервовану пам'ять. Після цього програма перейде у стан, в якому була безпосередньо після запуску.

Керування заголовком головного вікна програми

Заголовок головного вікна програми (див. Рис. 3.7) окрім назви містить на собі три кнопки з такими функціями:

– "Згорнути". Слугує для згортання програмного вікна, після чого воно не буде відображатися. Для повернення програмного вікна буде необхідно натиснути на іконку програми на панелі задач;

– "Згорнути у вікно"/"Розгорнути". Слугує для зменшення розміру головного вікна програми до віконного та повернення початкового розміру;

– "Закрити". Слугує для очищення робочу область головного вікна програми, видалення всі буфери даних, звільнення всієї зарезервованої пам'яті та закриття програми.

3.6.2. Інструкція користувачеві до другого ПЗ

Друге програмне забезпечення являє собою скрипт, написаний мовою програмування Python і не має графічного інтерфейсу керування. В шапці скрипта містяться 3 змінні sourcePath, resultPath та badResultPath. Перша повинна містити в собі повний шлях до директорії, яка містить у собі зображення, необхідні для обробки у виді 'C:/Python27/detect/'. Друга - шлях до директорії, в яку будуть зберігатися усі результати обробки, значення КТИ

буде дописуватися до імені вхідного зображення. Третя змінна повинна містити шлях до директорії, у яку будуть записуватися результати, які потребують перевірки лікарем разом із вхідним зображення, для полегшення доступу та звірки результатів.

3.7. Висновки до практичної частини

В процесі виконання дипломної роботи було розроблено два програмних забезпечення. Перше являє собою програму для перегляду бінарних файлів у форматі "raw", які містять результати флюорографічного обстеження пацієнта у великому дозволі, а також дозволяє робити з ними наступні операції:

1. Налаштування порогу та ширини яскравості зображення.
2. Можливість масштабування в режимі зображення.
3. Збереження результатів до “raw” файлів.
4. Збереження результатів до “bmp” зображень.

Друге (і основне) програмне забезпечення являє собою скрипт із великою швидкістю виконання, написаний мовою програмування Python, який надає змогу проводити попередню оцінку наявності кардіомегалій у пацієнтів шляхом розрахунку чисельної характеристики серця - кардіоторакального індексу. Це значення є дуже близьким до значення, отриманого класичною "ручною" перевіркою лінійкою і дає можливість робити попередню оцінку КДИ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Основы рентгенодиагностической техники. Под редакцией Н.Н.Блинова. – М.:Медицина 2002. – 392 с.
2. Ostman, Brad (15 Jan 2010). "TDI CCDs are still the sensors of choice for demanding applications". Laser Focus World World Magazine. PennWell Corporation. Retrieved 22 May 2013.
3. Holdsworth, D. W.; Gerson, R. K.; Fenster, A. (7 June 1990). "A time‐delay integration charge‐coupled device camera for slot‐scanned digital radiography". Medical Physics. AAPM and of the COMP/CCPM/IOMP. doi:10.1118/1.596578. Retrieved 22 May 2013.
4. Бехтерев А.В., Куроченко А.Е., Попов В.И., Путьмаков А.Н. Диагностический рентгеновский сканирующий цифровой аппарат. Полезная модель РФ № 56157 от 10.05.2006
5. Бехтерев А.В., Ещенко В.Н., Маглели А.В., Попов В.И.. Заявка №2006145313/22 (049466) от 30.01.07 «Приемник рентгеновский матричный».
6. Time-delay integration CCD read-out technique - Image deformation Gibson, Brad K.; Hickson, Paul. Monthly Notices of the Royal Astronomical Society (ISSN 0035-8711), vol. 258, no. 3, p. 543-551. 1992.
7. TDI charge-coupled devices: Design and applications Wong, H.-S. ; IBM Research Division, Thomas J. Heights, New York 10598, USA ; Yao, Y.L. ; Schlig, E.S.IBM Journal of Research and Development (Volume:36 , Issue: 1) 1992.
8. Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems N W Marshall1, P Monnin2,3, H Bosmans1, F O Bochud and F R Verdun. Phys. Med. Biol. 56 (2011) 4201–4220.
9. New detector technology Robert G.Gould, in The expanding Role of Medical Physics in Diagnostic Imaging. 1997, Advanced medical Publishing, Madison, Wisconsin.
10. Журнал "Медицинская техника № 5", Москва 2014р.

11. "C++ Builder 6. Справочное пособие. Язык C++", Архангельский А.Я., Москва, Бином-Прес, 2002р.

12. "Borland C++ Builder 6 Developer's Guide 1/e", Jarrod Hollingworth, Bob Swart, Mark Cashman Cashman, Paul Gustavson.

13. "A Byte of Python", Swaroop Chitlur.

14. "Programming with Python", Padmanabhan T.R, 2016p.

15. OpenCV developer guide http://docs.opencv.org/master/d9/df8/tutorial_root.html