

Міністерство освіти та науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра _____ біомедичної інженерії
(повна назва)

АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)

Система моніторингу дози опромінення у
рентгенівській комп'ютерній томографії.
(тема)

Виконав:
студент 2 курсу, групи БМІм-18-1
_____ Дорош А. М.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність _____ 163-Біомедична інженерія
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми _____ освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____ біомедична інженерія
(повна назва освітньої програми)

Керівник _____ доц. Авер'янова Л.О

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____ Аврунін О.Г.

2019 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)
Кафедра біомедичної інженерії
(повна назва)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код і повна назва)
Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)
Освітня програма біомедична інженерія
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

« ____ » _____ 2019 року.

ЗАВДАННЯ
НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові Дорош Аліні Миколаївні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Система моніторингу дози опромінення
у рентгенівській комп'ютерній томографії

затверджена наказом по університету від «28 жовтня 2019 року №1554 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії . _____

3. Вихідні дані до роботи _____

3.1 Тип томографічної системи: мультиспіральний комп'ютерний
томограф з регульованою активною апертурою блока детектування;

3.2 Зона сканування: органи грудної клітки дорослої людини;

3.3 Спеціальне експериментальне обладнання: рентген-антропоморфний
фантом людини з набором термолюмінісцентних детекторів;

3.4 Програмне забезпечення для визначення індексу дози КТ.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

4.1. Медико-технічне обґрунтування.

4.2 Синтез структурної схеми системи моніторингу дози опромінення
у рентгенівській КТ.

4.3 Розробка методу оцінки дозного навантаження при КТ органів грудної
клітки людини

4.4 Розробка програмного модуля реєстрації дозиметричних параметрів
в комп'ютерній томографії

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) _____

5.1 Система моніторингу дози опромінення у рентгенівській комп'ютерній томографії. Схема структурна (кресл., арк. А4)

5.2 Програмний модуль реєстрації дозиметричних параметрів в комп'ютерній томографії. Схема програми (кресл., арк. А4)

5.3 Медико-технічне обґрунтування роботи (плакат, арк. А4)

6. Консультанти розділів роботи

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата
Спеціальна частина	доц. Авер'янова Л.О.		

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз технічного завдання	01.10 – 06.10.19	
2	Огляд медико-технічної літератури	07.10 – 13.10.19	
3	Медико-технічне обґрунтування	14.10 – 20.10.19	
4	Аналіз вимог щодо розрахунку ефективної дози при КТ дослідженнях.	21.10 – 22.10.19	
5	Синтез структурної схеми системи моніторингу дози опромінення у рентгенівській КТ.	23.10– 27.10.19	
6	Розробка методу оцінки дозового навантаження при КТ органів грудної клітини людини	28.10 – 02.11.19	
7	Розробка програмного модуля реєстрації дозиметричних параметрів КТ.	02.11 – 08.11.19	
8	Оформлення пояснювальної записки	10.11 – 17.11.19	
9	Підготовка до захисту	27.11 – 10.12.19	

Дата видачі завдання 01.10.2019 р.

Студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____ доц. Авер'янова Л.О.
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи: ___с., ___ табл., ___ рис., ___ дод., ___ джерел.

РЕНТГЕНІВСЬКА КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ, ЕКВІВАЛЕНТНА ДОЗА, ЕФЕКТИВНА ДОЗА, КОМП'ЮТЕРНО-ТОМОГРАФІЧНИЙ ІНДЕКС ДОЗИ, ТЕРМОЛЮМІНІСЦЕНТНА ДОЗИМЕТРІЯ.

Об'єкт розробки – визначення ефективної дози пацієнта в моніторингу комп'ютерної томографії для області грудної клітки.

Предмет розробки – засоби та методи обробки даних термолюмінісцентної дозиметрії в КТ.

Мета роботи – створення методики розрахунку ефективної дози пацієнта в КТ.

Метод – розрахунок ефективної дози за допомогою термолюмінісцентної дозиметрії.

У роботі проведено розробку методики розрахунку ефективної дози пацієнта при КТ-обстеженні. Розрахунок проводиться за результатами ТЛ-дозиметрії. Методика дозволяє отримати дані національного моніторингу КТ та порівняти їх з дослідженнями других країн. Застосування цього методу розрахунку дозволить удосконалити процес планування КТ-дослідження та забезпечить мінімізацію ефективної дози для пацієнтів.

Інноваційність роботи – удосконалення методики визначення ефективної дози при КТ для реалізації системи національного моніторингу КТ.

Актуальність роботи – зниження ризику стохастичних ефектів, які можуть спричинити радіонуклідний рак. Визначення параметрів ефективної дози для вибору параметрів КТ-системи, для певного виду дослідження.

ABSTRACT

Explanatory note of attestation work __ p., __ table, ___ pics, __ ap.,
__ sources.

X-ray COMPUTER TOMOGRAPHY, EQUIVALENT DOSE, EFFECTIVE
DOSE, COMPUTER-TOMOGRAPHIC DOSE INDEX,
THERMOLUMINESCENT DOSE.

Object of development is to determine the effective dose of a patient in the monitoring of CT scan for the chest area.

The subject of development - means and methods of data processing thermoluminescent dosimetry in CT.

The purpose of the work is to create a method for calculating the effective dose of the patient in CT.

The method is to calculate the effective dose using thermoluminescent dosimetry.

The method of calculation of the effective dose of the patient at CT examination is developed in the work. The calculation is based on the results of TL dosimetry. The methodology allows to obtain national CT monitoring data and to compare them with studies of other countries. The use of this calculation method will improve the planning of the CT study and will minimize the effective dose for patients.

Innovation of work - improvement of the method of determining the effective dose at CT for the implementation of the system of national monitoring of CT.

The urgency of work is to reduce the risk of stochastic effects that can cause radionuclide cancer. Determination of effective dose parameters for the choice of CT system parameters for a particular type of study.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ.....	10
1.1 Рентгенівська КТ-візуалізація органів грудної клітки людини..	10
1.2 Принцип сканування в КТ різних поколіннях та типів.....	12
1.3 Методи сканування в КТ.....	17
1.3.1 Послідовна КТ.....	17
1.3.2 Спіральна КТ.....	18
1.3.3 Мультиспіральна КТ.....	20
1.4 Технічні характеристики КТ.....	21
1.5 Ком'ютерна томографія в Україні.....	22
1.6 Висновки до розділу 1.....	24
2 СИНТЕЗ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ДОЗИ ОПРОМІНЕННЯ У РЕНТГЕНІВСЬКІЙ КТ.....	25
2.1 Аналіз принципів дозиметрії КТ.....	25
2.1.1 Визначення ефективної дози на фантомах РММА.....	25
2.1.2 Визначення розподілу доз у антропоморфному фантомі...	27
2.1.3 Внутрішня дозиметрія КТ-системи.....	29
2.2 Опис структурної схеми системи моніторингу дози опромінення у рентгенівській КТ.....	30
2.3 Висновки до розділу 2.....	31
3 РОЗРОБКА МЕТОДУ ОЦІНКИ ДОЗНОГО НАВАНТАЖЕННЯ ПРИ КТ ОРГАНІВ ГРУДНОЇ КЛІТКИ ЛЮДИНИ.....	32
3.1 Аналіз методик розрахунку ефективної дози при КТ- обстеженнях	32
3.1.1 Розрахунок комп'ютерно-томографічного індексу дози..	32

3.1.2 Розрахунок дози при ТЛ-дозиметрії.....	35
3.2 Організація і проведення КТ-дослідження з дозиметрією.....	39
3.3 Аналіз отриманих результатів.....	43
3.4 Порівняння зображення в КТ.....	50
3.5 Висновки до розділу 3.....	52
4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО МОДУЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ В КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ..	54
4.1 Алгоритм розрахунку ефективної дози при КТ-обстеженні.....	54
4.2 Алгоритм роботи програмного модулю.....	57
4.3 Висновки до розділу 4.....	58
ВИСНОВКИ.....	59
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	61
Додаток А	
Додаток Б	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- МСКТ – мультиспіральна комп'ютерна томографія;
LDCT – низькодозова КТ;
ГК – грудна клітка;
ТЛ-дозиметр – термолюмінесцентний дозиметр;
ЧКМ – червоний кістковий мозок;
ДІЯР – Державна інспекція ядерного регулювання України;
МОЗ – Міністерство охорони здоров'я України;
CTDI – індекс дози КТ;
DLP – добуток дози на довжину КТ-сканування;
E – ефективна доза;
D – поглинута доза;
H – еквівалентна доза;
 E_{DLP} - дозовий коефіцієнт;
 w_T – тканинний зважувальний фактор;
 w_R – радіаційний зважувальний фактор.

ВСТУП

Комп'ютерна томографія – один з найінформативніших методів медичної візуалізації. Проте високе дозне навантаження на пацієнта при КТ є несприятливим чинником, який в 1 випадку на 10 тис. обстежень може призвести до радіоіндукованого раку. У розвинутих країнах колективна доза опромінення населення від радіологічних процедур є предметом постійного моніторингу та є визначальним чинником, який зумовлює постійне удосконалення рентгенівського обладнання та засобів захисту. За даними Всеукраїнського аудиту станом на 2019 р. була проведена оглядова характеристика кількості КТ та фірм-виробників на території України. Дані Державної інспекції з ядерного регулювання свідчать, що на території України знаходиться 525 систем КТ, а за даними МОЗ їх 103. Ця різниця спричинена стрімким зростанням кількості КТ-систем у приватних та відомчих медичних установах, дані про які не в повному обсязі наявні в МОЗ. Отже, в Україні поки що не діє система моніторингу дози від КТ на загальнодержавному рівні.

Парк систем КТ в Україні представлений різними поколіннями томографів. Технічні особливості кожної системи та методика сканування прямим чином впливають на формування дозного навантаження на пацієнта. Отже, актуальною задачею є вивчення впливу параметрів сканування на формування дози.

В роботі аналізуються методики розрахунку ефективної дози при КТ-обстеженні, які базуються на визначенні індексу дози та термолюмінесцентної дозиметрії (ТЛД). Метод ТЛД є більш прийнятним, бо дає можливість розраховувати еквівалентну дозу на орган або тканину пацієнта.

В роботі застосована технологія ТЛД при опроміненні антропоморфного дозиметричного фантома. Проведений аналіз основних параметрів КТ-дослідження за допомогою, яких можливо змінювати дозу опромінення. Було

виявлено, що дозне навантаження отримують органи та тканини, які не скануються.

Розраховані ефективні дози при зміні активної апертури рентгенівського пучку при сканування 16-зрізовому КТ та 64-зрізовому КТ.

За допомогою дозового коефіцієнта можливо перевірити дані, отримані за допомогою дозиметра, вбудованого в КТ та розраховану ефективну дозу за допомогою ТЛ-дозиметрії. Велике дозове навантаження на пацієнтів при проведенні КТ-досліджень в порівнянні з рентгенографічними дослідженнями вимагає знаходження шляхів зменшення і контролю цих навантажень на пацієнтів при КТ-дослідженнях, що і було зроблено в даній роботі.

Результати роботи можуть бути впроваджені в кабінетах КТ-досліджень, а також використовуватися для удосконалення блоку контролю параметрів опромінення рентгенівського томографа.

Отримані результати були опубліковані в двох доповідях міжнародних наукових конференцій та у статті фахового видання України.

1. МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

1.1 Рентгенівська КТ-візуалізація органів грудної клітки людини

Рентгенівська КТ-візуалізація є провідним методом диференціальної діагностики органів грудної клітки (ОГК), особливо при постановці діагнозу раку легень (РЛ). Від РЛ щороку в світі помирає близько 1,6 млн осіб - за кількістю смертей це онкологічне захворювання знаходиться на першому місці. 1 серпня 2018 року в журналі Американської асоціації досліджень раку було опубліковано дослідження, згідно з яким показники смертності від РЛ у жінок в період з 2015 по 2030 рік зростуть майже наполовину - на 43%. Дослідники припускають, що до кінця цього періоду більше жінок буде вмирати від раку легень, ніж від раку молочної залози.

Використання комп'ютерної томографії при низькій дозі опромінення (LDCT) для скринінгу РЛ знижує рівень смертності на 20%, однак цей метод обстеження використовується далеко не так ефективно, як дозволяє його потенціал, вважає команда дослідників під керівництвом Хуана Карлоса Мартіна-Санчеса, професора Міжнародного університету Каталонії в Барселоні. За даними авторів дослідження, смертність від РЛ вже перевищила смертність від раку молочної залози в декількох країнах. Фактично, згідно з прогнозами, з 2015 року по 2030 рік смертність від раку молочної залози (стандартизована за віком) знизиться на 9%, в той час як смертність від раку легень зросте. Така тенденція спостерігатиметься в 26 з 52 проаналізованих країн, причому 24 з них належать до групи країн з високим ВВП на душу населення - очевидно, це пов'язано з більш широкою поширеністю тютюнокуріння в цих країнах.

Для профілактики РЛ можна використовувати LDCT для скринінгу, однак його впровадження все ще обмежене, незважаючи на рекомендації цільової групи профілактичних служб США. Деякі фахівці пояснюють це

низькою компенсацією з боку національного фонду медичного страхування, деякі - недостатньою обізнаністю пацієнтів і лікарів про існування подібного методу дослідження.

Програми скринінгу РЛ можуть бути реалізовані в найближчому майбутньому, що згодом знизить прогнозовані показники смертності, відзначають дослідники.

Масовий скринінг раку легенів за допомогою комп'ютерної томографії с низькою дозою опромінення має великі перспективи в області ранньої діагностики цього захворювання. Даний метод, який є більш безпечним порівняно з традиційним рентгеном грудної клітини, має один істотний недолік - висока частка хибно-позитивних результатів (рис.1.1).

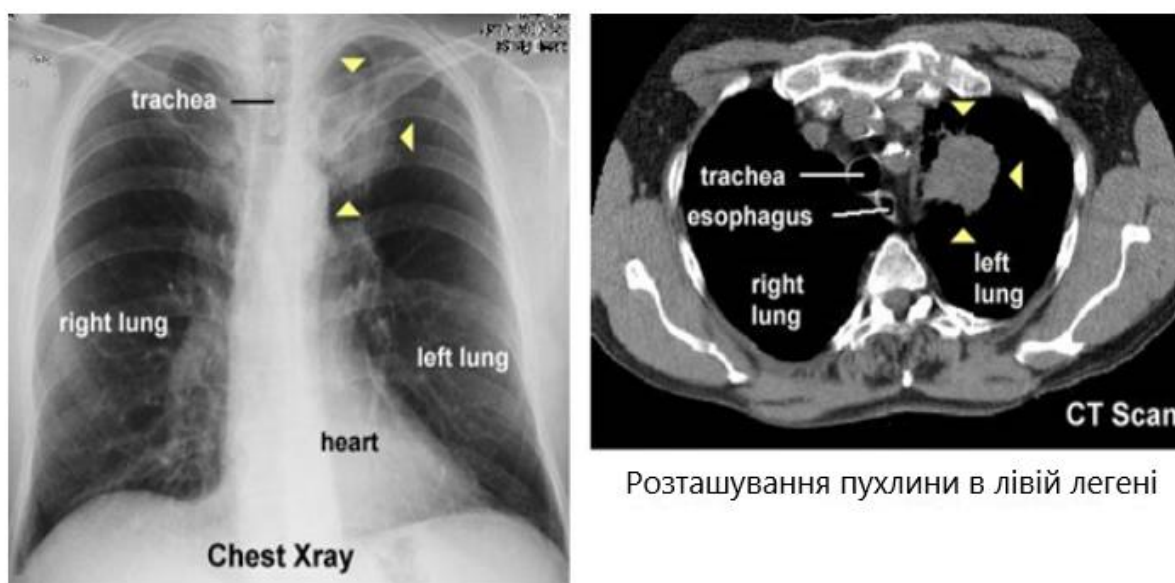


Рисунок 1.1 – Рентген та КТ-скан грудної клітки

Національне дослідження скринінгу раках легень (National Lung Screening Trial, NLST), в якому взяло участь понад 53 тис. Завзятих курців з США, показало, що в більшості випадків (96%) тест видав невірний позитивний результат на онкологію. В результаті доводиться вдаватися до додаткових обстежень (більш докладної комп'ютерної томографії, біопсії,

позитронної емісійної томографії т. П.), що призводить до збільшення витрат і підсилює психологічний тиск на пацієнтів.[1]

1.2 Принцип сканування в КТ різних поколіннях та типів

КТ - метод рентгенівської томографії, при якому пучок рентгенівського випромінювання, обертаючись навколо пацієнта, проходить через тонкий шар тіла під різним кутом (рис. 1.2).

З плином часу технічні засоби вдосконалюються, які використовуються для конструювання томографів. При розгляданні матеріалів відносно конструктивних особливостей КТ, була створена таблиця, яка порівнює характеристики комп'ютерних томографів різних поколінь та типів (табл.1.1).

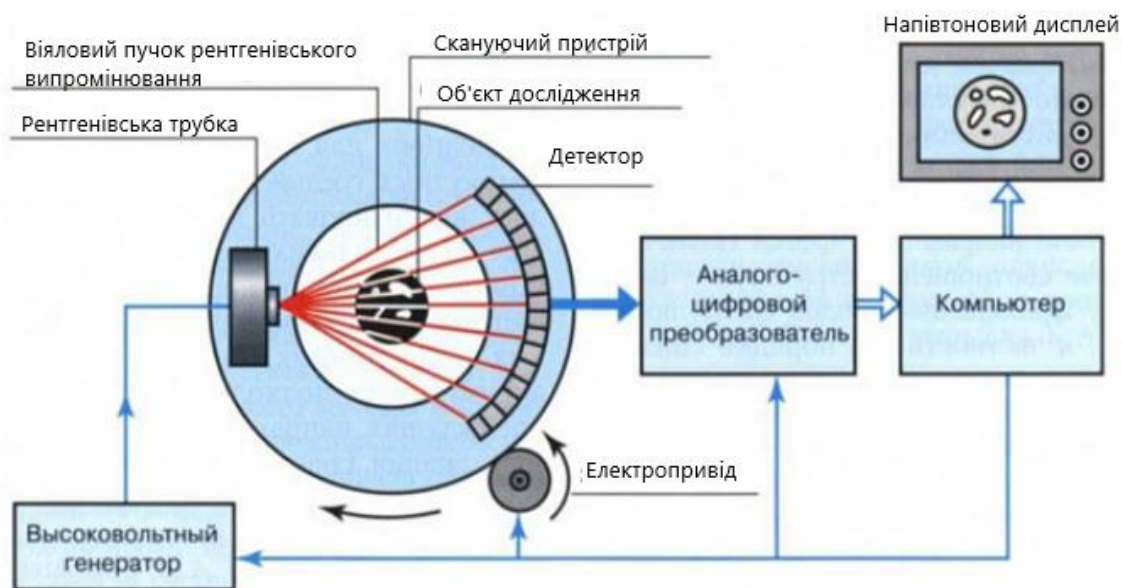


Рисунок 1.2 – Принцип КТ-сканування та схема роботи КТ-системи

Перші два покоління комп'ютерних томографів були створені в кінці 1970-х рр., а КТ 3-го і 4-го поколінь використовуються і понині (рис. 1.3). У томографах 3-го покоління рентгенівська трубка і сукупність детекторів синхронно обертаються навколо пацієнта. Масив детекторів покриває повну ширину віялоподібного пучка випромінювання. У томографах 4-го покоління

елементи детекторів покривають повне коло і залишаються нерухомими під час сканування. Навколо пацієнта обертається тільки рентгенівська трубка.

Таблиця 1.1- Характеристики КТ

Характеристики	1-е покоління	2-е покоління	3-е покоління	4-е покоління	Електронно-променевий КТ
Принцип	Трансляція-ротація		Ротація		Відхилення пучка електронів
Детектори	Одинарний	Серія	Дуга (30° – 60°)	Коло (360°)	Півкола (210°)
Кількість рядів активних детекторів	2	1-2	1-16	1	4
Кількість детекторів в ряду	1	3-52	256-	600-4000	432-864
Час сканування, с	135-300	5-150	0.4-10	1-5	≥ 50мс

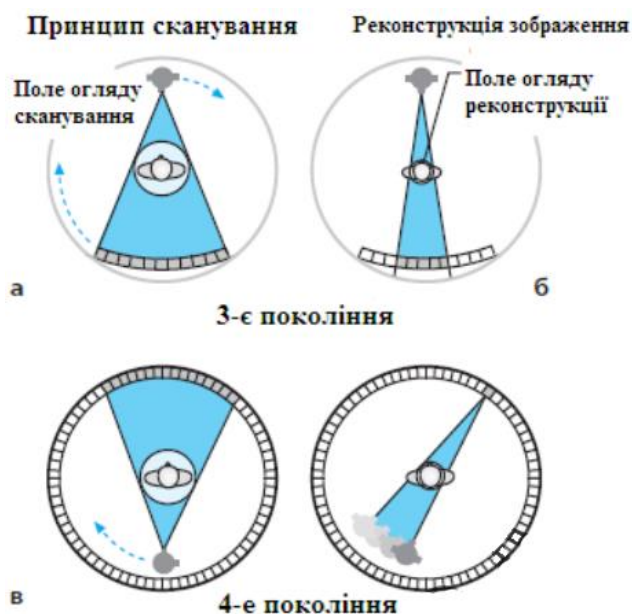


Рисунок 1.3 – Порівняння принципів сканування та реконструкції КТ 3-го (а, б) та 4-го (в, г) поколінь

Також у томографах 4-го покоління використовується не рухоме кільце детекторів, і дані, зібрані одним детектором, об'єднуються в проєкцію з різних положень трубки. Однак томографи 3-го покоління забезпечують краще пригнічення розсіювання і вимагають меншої кількості елементів детекторів.

Цим пояснюється, чому на всіх багат шарових комп'ютерних томографах використовують технологію 3-го покоління [2].

Спроби прискорити процес зображення привели до розвитку КТ з множинними трубками, які отримали назву динамічних реконструкторів простору (Mayo Monster був оснащений 28 трубками, здатними сканувати до 240 зрізів товщиною 1 мм кожен за один оберт на 360°), а також електронно-променевого КТ (5 покоління), спіральної комп'ютерної томографії (СКТ) (6 покоління), і нещодавно - мультиспіральної КТ (МСКТ) (7 покоління).

З цих технологічних рішень тільки СКТ і МСКТ отримали широке клінічне застосування.

Хоча за останні 50 років створили 4 покоління КТ, та принцип обробки інформації залишається незмінним.

Датчики фіксують змінені кількісні характеристики променів, тобто відтворюють ступінь ослаблення пучка. Обертаючись навколо пацієнта, рентгенівський промінь "переглядає" його тіло під різними ракурсами, у цілому під кутом 360° (рис.1.2). До кінця обертання випромінювача в пам'яті комп'ютера зберігаються зафіксовані сигнали всіх датчиків. Накопичена інформація у вигляді масиву даних обробляється програмним засобом реконструкції, за допомогою якого обчислюється та візуалізується графічне зображення зрізу (графічна матриця). Воно складається з кількох десятків тисяч світлових точок, яскравість яких пропорційна ступеню ослаблення випромінювання тканинами, через які проходив пучок випромінювання [3]. При цьому комп'ютером розраховується коефіцієнт ослаблення променів або, що виражається в одиницях Хаунсфілда HU, для кожної точки зображення. Ця величина показує, наскільки біологічна тканина здатна поглинати (ослаблювати) рентгенівські промені. Кістка поглинає рентгенівські промені сильніше порівняно з іншими тканинами і має найбільший HU (+800+ +3000 HU). Повітря практично не поглинає промені і має найменший HU (-1000 HU). Якщо розмістити на прямій три основні точки HU:

- максимального ослаблення +1000 НУ (ослаблення для кам'янистої частини скроневої кістки);
- мінімального ослаблення –1000 НУ (ослаблення для повітря);
- води 0 НУ, то одержимо шкалу Хаунсфілда — один з основних інструментів КТ-діагностики.

Відповідно до цієї шкали весь діапазон щільності тіла людини складається з 2000 одиниць: від -1000 до +1000. У сучасних КТ-дослідженнях зображення щільності коливається від -1000 до +3000 НУ. А це означає, що чим більша щільність тканин, тим сильніше вони поглинають випромінювання і тим світлішою ця тканина буде зображатись на екрані. Таким чином, нормальні і патологічні утворення розрізняють за градаціями переходу від чорного до білого кольору. Деякі тканини і відповідні їм параметри щільності, виражені в одиницях Хаунсфілда, наведено на таб.1.2.

Таблиця 1.2 – Шкала Хаунсфілда

Тканина	Щільність, НУ	Тканина	Щільність, НУ
Кістка	+1000	Кров	+13-18
Селезінка	+50-70	Спинномозкова рідина	+15
Печінка	+40-70	Пухлина	+5-30
Підшлункова залоза	+40-60	Жовчний міхур	+5-35
Нирка	+40-60	Вода	0
Аорта	+35-50	Жир	-100
М'язи	+35-50	Легені	-150-400
Сіра речовина мозку	+20-40	Повітря	-1000

Програмне забезпечення КТ-системи дозволяє масштабувати КТ-зображення, виділяти і збільшувати окремі його частини, вимірювати розміри органа, визначати щільність кожної ділянки тканини в умовних одиницях. За

серією двовимірних зображень за допомогою математичних методів обробки можна відновити об'ємне зображення об'єкта [4].

У медицині побачити невидиме або ледве помітне оком означає встановити діагноз на ранній стадії захворювання, коли ще можна уникнути небезпечного розвитку патології та оперативного втручання. Основою візуального аналізу будь-яких зображень є пошук і виявлення ледве помітних і невидимих оку лікаря діагностичних ознак. Для алгоритму обробки зображення використовують стандартну методику (рис.1.4). КТ використовують не тільки з діагностичною метою, а і як метод контролю за виконанням хірургічних втручань.

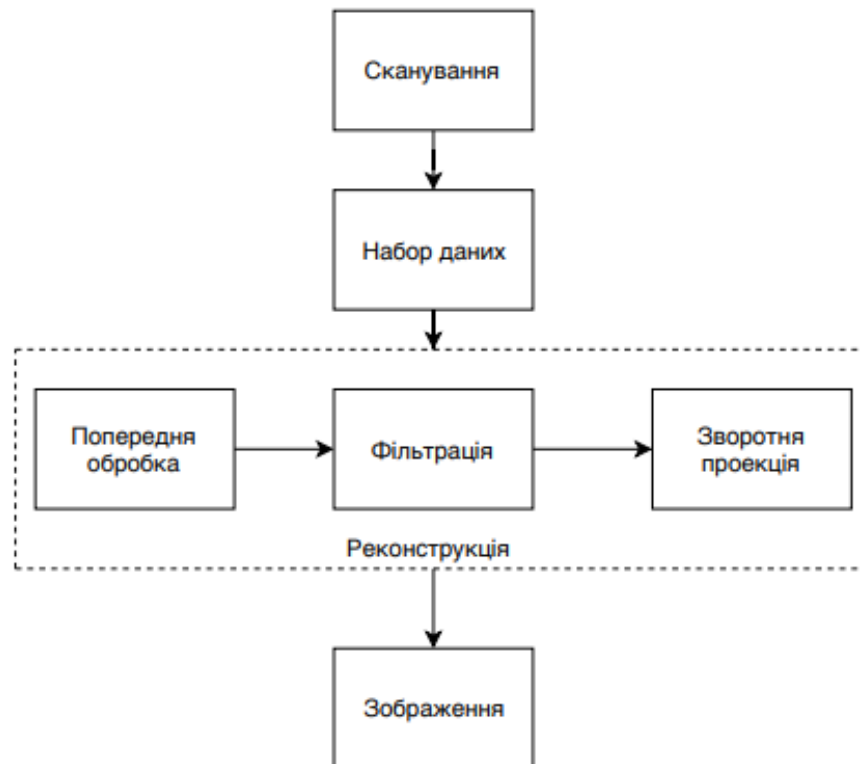


Рисунок 1.4 – Алгоритм обробки КТ-зображення

Наприклад, топографія структур головного мозку різко змінюється після розкриття черепа при втручанні на патологічному вогнищі. Під час операції потрібна постійна корекція в оцінці взаємодії анатомічних структур. Під контролем КТ вводять волоконно-оптичні прилади і мікрохірургічні

інструменти в ушкоджені ділянки дисків хребців і виконують найтонші операції.

1.3 Методи сканування в КТ

У рентгенівській комп'ютерній томографії на даний час виділяють такі методи сканування:

- Послідовна КТ;
- Спіральна КТ;
- Багат шарова КТ (мультисрізова, мультиспіральна).

Нижче приведено аналіз методів в комп'ютерній томографії.

1.3.1 Послідовна КТ

Послідовна технологія сканування потребує обов'язкову зупинку рентгенівської трубки після кожного циклу обертання (рис. 1.4). Це пов'язано з тим, що потрібно встановити рентгенівську трубку у вхідне положення перед наступним циклом сканування. У це же час стіл з пацієнтом просувається вперед на необхідну відстань, яка називається кроком столу Δd , для отримання наступного знімку. При дослідженні грудей і черевної порожнини часовий проміжок потрібний і для того, щоб пацієнт мав можливість вдихнути чи видихнути перед наступним скануванням. Процес сканування в цьому випадку являється фрагментарним та розділеним на окремі цикли, які рівня одному обороту рентгенівської трубки навколо пацієнта.

На теперішній час використовується кілька модифікацій послідовної КТ. Основна програма в даних КТ дозволяє побудувати зображення поперечного зрізу відразу після закінчення обертання рентгенівської трубки. У цьому випадку час отримання зображення складається з декількох складових, таких як: час підготовки рентгенівської трубки, час сканування, час реконструкції томограми та час формування зображення на екрані комп'ютера. Стандартно час отримання зображення становить від 2 с до 10 с, після чого

необхідний часовий інтервал протягом $5 \div 15$ с – для переміщення столу з пацієнтом в нову позицію. Через це виходить, що час між скануваннями виявляється значно більше часу самого сканування. У результаті тривалість дослідження частин тіла може складати $10 \div 15$ хв.

Дана технологія вже вважається традиційною і в неї є суттєвий недолік, такий як затримання дихання при дослідженні грудної клітки. При затримці дихання перед кожним циклом сканування призводить до появи невідповідності прилеглих томографічних зрізів, оскільки глибина вдиху або видиху щоразу розрізняється. [5] Ця особливість може привести до пропуску невеликих патологічних утворень, таких як метастази легень або в печінці, збільшення лімфатичних вузлів та інше.

У більш сучасних апаратах для послідовного КТ створені умови для виконання серій послідовних томограм, так званих кластерів. Зазвичай одна серія включає від 5 до 10 зрізів. При цьому рентгенівська трубка раніше зупиняється перед кожним новим циклом обертання для переміщення столу на нову позицію, але весь цикл кластерного сканування проводиться на одній затримці дихання. Реконструкція зображення на екрані монітора відбувається одночасно зі скануванням з невеликою затримкою у часі. Час між циклами обертання трубки зменшується і значить час сканування відповідно також зменшується. Максимальна кількість циклів обертання визначається потужністю рентгенівської трубки, можливостями комп'ютера і часом, на якій пацієнт може затримати дихання [6].

Динамічна КТ або динамічне сканування є варіантом послідовної технології сканування та передбачає виконання томограми на одному рівні, без зміщення столу, через певні, заздалегідь задані часові інтервали.

1.3.2 Спиральна КТ

Спиральне сканування полягає в одночасному виконанні двох дій: безперервному обертанні джерела випромінювання навколо об'єкта і безперервному поступальному русі столу з пацієнтом через вікно гентрі

(рис.1.5). у цьому випадку траєкторія пучка рентгенівських променів, що проєктується на тіло пацієнта, набувають форму спіралі. Технологія спіральної КТ реалізується на установках третього та четвертого покоління, а також на апаратах для багат шарової і електронно-променевої КТ [8].

На відміну від послідовного КТ швидкість поступального руху столу з пацієнтом може довільно змінюватися в залежності від завдань конкретного дослідження. Тому протяжність зони сканування може бути різною протягом одночасного часового проміжку. Швидкість зсуву столу може бути більшою в 1,5-2 рази, а в установках для багат шарової КТ в 3-5 разів більше товщини томографічного шару без істотного погіршення просторової роздільної здатності.

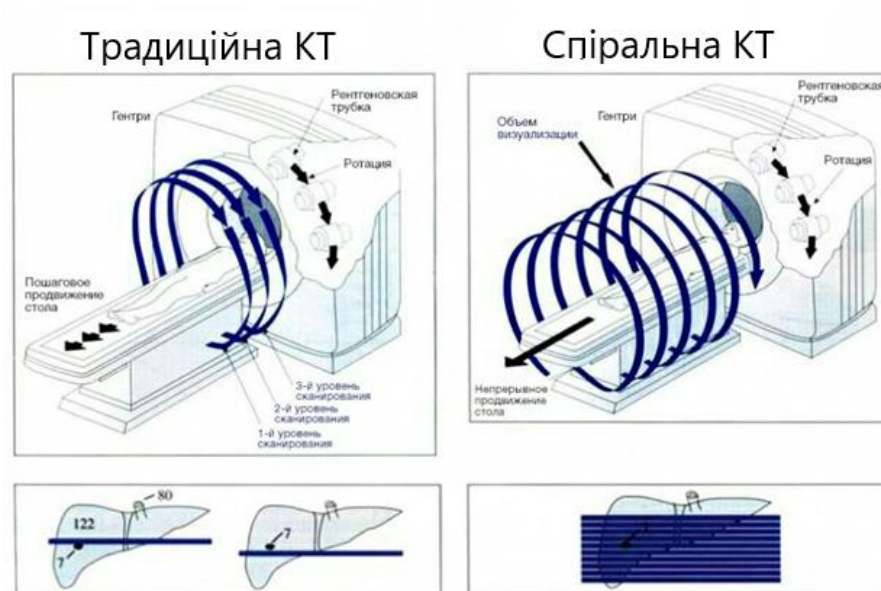


Рисунок 1.5 – Принцип послідовного та спірального сканування

Результатом спірального сканування є безперервний об'єм даних, який може бути довільно розділений на необхідну кількість зрізів заданої товщини за допомогою так званих алгоритмів формування томографічного шару або алгоритмів інтерполяції. Останній визначає відстань між реконструйованими томограмами і може змінюватися від 0,1 до 30-40 см. Зменшення інкремента реконструкції дозволяє збільшити кількість томографічних зображень на одиницю відстані без додаткового опромінення пацієнта, за рахунок

часткового взаємного накладання томографічних шарів та підвищити роздільну здатність уздовж поздовжньої осі сканування.

Основна перевага спіральної КТ полягає в значному прискорення процесу сканування, оскільки часові інтервали між окремими циклами обертання рентгенівської трубки відсутні. Сканування однієї анатомічної області на установках третього або четвертого покоління може бути проведено протягом 15-25 с. Це дозволяє збільшити пропускну спроможність відділення, створити оптимальні умови для дослідження пацієнтів, що знаходяться в тяжкому стані, у тому числі в ранньому пост-травматичному і післяопераційному періоді, хворих з вираженою дихальною або серцевою недостатністю, новонароджених дітей і дітей молодшого віку [9].

1.3.3 Мультиспіральна КТ

Варіантом спіральної технології є мультисканування. Мультиспіральна комп'ютерна томографія – це особливий вид КТ, що забезпечує малий час експозиції і дозволяє проводити сканування з дуже високою швидкістю. МСКТ замінює відразу декілька діагностичних методик і істотно скорочує час обстеження. Сучасний мультиспіральний томограф надає максимально чіткі високоякісні знімки, на яких можна детально розглянути саме обстежуваний орган.

Принципова відмінність МСКТ від спіральних томографів попередніх поколінь в тому, що по колу гентрі розташовані не один, а два і більше рядів детекторів. Для того, щоб рентгенівське випромінювання могло одночасно прийматися детекторами, розташованими на різних рядах, була розроблена нова - об'ємна геометрична форма пучка.

У 1992 році з'явилися перші двоспіральні МСКТ з двома рядами детекторів, а в 1998 році – 4-х спіральні, з чотирма рядами детекторів відповідно. Крім вищезазначених особливостей, було збільшено кількість оборотів рентгенівської трубки з одного до двох в секунду. Таким чином, 4-

спіральне МСКТ п'ятого покоління на сьогоднішній день у вісім разів швидше, ніж звичайні спіральні КТ четвертого покоління [10].

У 2004-2005 роках були представлені 32, 64 і 128-зрізовий МСКТ, в тому числі - з двома рентгенівськими трубками. У 2007 році Toshiba вивела на ринок 320-зрізовий комп'ютерні томографи, в 2013 році - 512- і 640-зрізовий. Вони дозволяють не тільки отримувати зображення, а й дають можливість практично в «реальному» часу спостерігати фізіологічні процеси, що відбуваються в головному мозку і в серці.

Особливістю такої системи є можливість сканування цілого органу (серце, суглоби, головний мозок і т.д.) За один оборот рентгенівської трубки, що значно скорочує час обстеження, а також можливість сканувати серце навіть у пацієнтів, які страждають аритміями [11].

1.4 Технічні характеристики КТ

Для діагностики органів дихання найчастіше використовують метод мультизрізової спіральної КТ (МСКТ). Розглянемо параметри сучасного томографа Philips Brilliance 64 (рис.1.6), саме завдяки якому буде проводитися дослідження.



Рисунок 1.6 – КТ Philips Brilliance 64

Даний томограф є самою останньою технологічною розробкою багатозрізової томографії. Параметри томографа представлені в таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 – Параметри спірального томографа Philips Brilliance 64

Параметри	Позначення
Кількість детекторів	64, 32, 16
Кількість зрізів за один повний оборот	мах 64
Максимальна товщина зрізу, мм	10
Мінімальна товщина зрізу, мм	0,5
Крок, см	0-1,5
Ротація, с	0,5 – 5,2
Діапазон сканувань, см	162
Максимальна вага, кг	204

1.5 Ком'ютерна томографія в Україні

Станом на 2019 рік в Україні за участі провідних фахівців Інституту медичної радіології ім.С.П.Григор'єва НАМН України був проведений Всеукраїнський аудит щодо кількості КТ-систем на території країни. За отриманими даними була проведена оглядова характеристика кількості КТ у країні за даними ДІЯР та МОЗ. При порівнянні даних ДІЯР та МОЗ було виявлено, що дані суттєво різняться між собою (рис.1.7). За даними ДІЯР на території України знаходиться 525 систем КТ, а за даними МОЗ їх 103. Можливо, ця різниця спричинена стрімким зростанням кількості КТ-систем у приватних та відомчих медичних установах, дані про які не в повному обсязі наявні в МОЗ. Аудит КТ ускладнюється тим, що на території України не створена загальна база даних, у якій містилися би відомості про технічні характеристики КТ-систем, дані про виробника, рік виготовлення тощо.

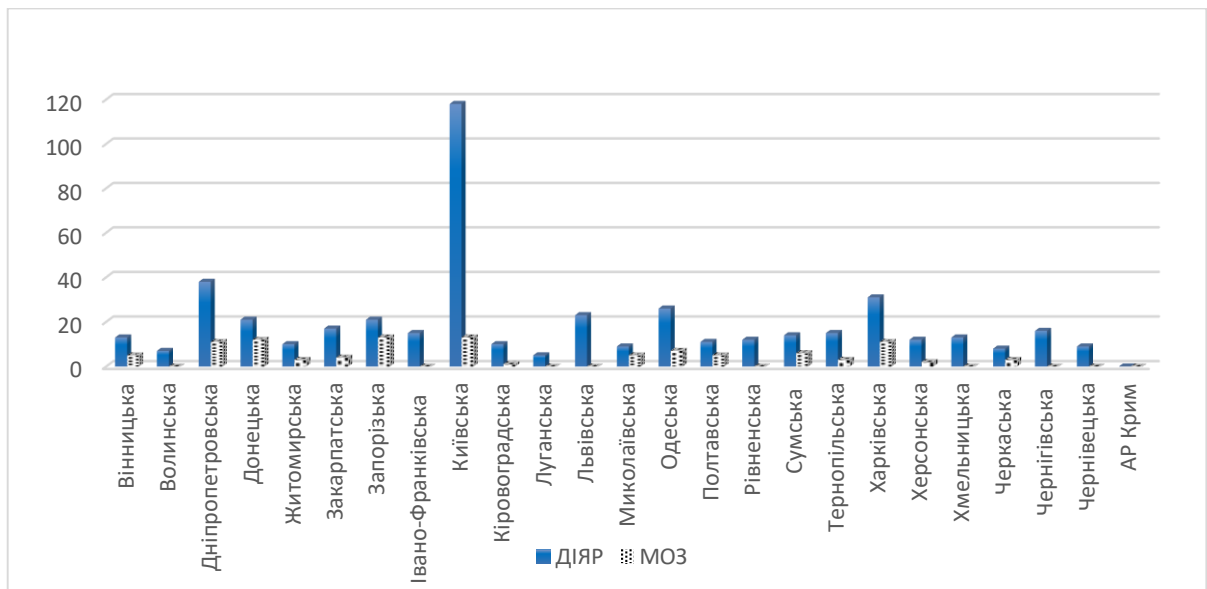


Рисунок 1.7 – Графік кількості КТ на території України за даними ДІЯР та МОЗ на 2019 рік

Проведено аналіз даних щодо фірм-виробників КТ-систем на території України станом на 2019 рік за даними ДІЯР (рис.1.8).

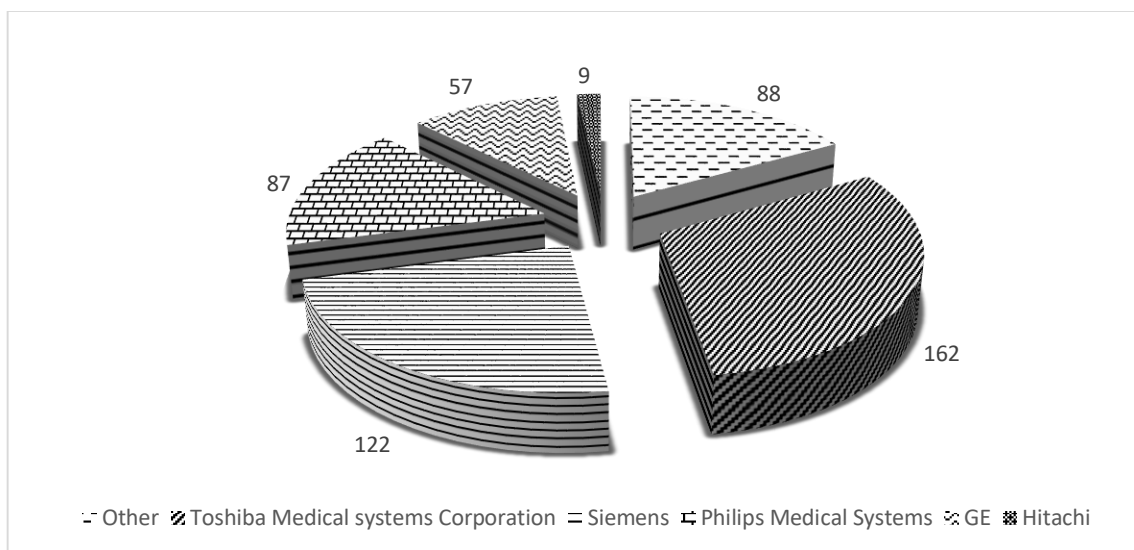


Рисунок 1.8 – Представлення фірм-виробників КТ в Україні станом на 2019 рік

Очевидно, що ці КТ-системи можуть мати різні технічні характеристики та навіть належати до різних поколінь томографів. Без наявності повної інформації про модель КТ-системи та параметри сканування об'єктивно оцінити дозове навантаження на пацієнта неможливо.

В той же час відомо, що при КТ-обстеженні можливими є стохастичні ефекти, спричинені опроміненням. В теорії навіть найменшої дози іонізуючого випромінювання досить для розвитку такого серйозного захворювання, як рак, або ж для пошкодження генетичного апарату, тоді як при відносно великих дозах опромінення та чи інша людина може і зовсім не захворіти жодною з пов'язаних з опроміненням хвороб. Деякі вчені висувають теорію про те, що це пов'язано з тим, що для стохастичних ефектів все-таки існує дозовий поріг, тільки його величина досі залишається нез'ясованою. Отже, вкрай важливо аналізувати інформацію щодо ефектів впливу іонізуючого випромінювання на організм пацієнта, особливо – контролю дозного навантаження.

1.6 Висновки до розділу 1

У ході опрацювання медико-технічного обґрунтування було виявлено, що від раку легенів щороку в світі помирає близько 1,6 млн осіб - за кількістю смертей це онкологічне захворювання знаходиться на першому місці.

Для збільшення ефективності якомога ранньої діагностики РЛ пропонують використовувати комп'ютерну томографію при низькій дозі опромінення для скринінгу раку легенів, що дозволить знизити рівень смертності на 20%. Масовий скринінг легенів за допомогою комп'ютерної томографії с низькою дозою опромінення має великі перспективи в області ранньої діагностики РЛ.

2 СИНТЕЗ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ДОЗИ ОПРОМІНЕННЯ У РЕНТГЕНІВСЬКІЙ КТ

Комп'ютерна томографія є високодозним рентгенологічним методом діагностики. У розвинених країнах доля КТ-обстеженням в рентгенодіагностики складає приблизно 4%, а в дозу опромінення пацієнтів – 40% та більше.

Розподіл поглиненої дози в тілі пацієнта при проведенні МСКТ значно відрізняється від класичної рентгенографії або рентгеноскопії. У разі МСКТ розподіл більш однорідний за рахунок ротаційної геометрії. Перепад дози від краю до центру обсягу відрізняється в 2-3 рази, а аналогічний перепад в передньо-задньому напрямку при рентгенівських класичних методах – в 5-10 разів [12].

2.1 Аналіз принципів дозиметрії КТ

2.1.1 Визначення ефективної дози на фантомах РММА

Обчислення доз опромінення при КТ можуть виконані для двох цілей:

- контроль якості КТ для визначення стабільної дози в часі. Для цього достатньо виміряти CTDI; і необов'язково використовувати параметри протоколу клінічних КТ-обстежень. Але ці параметри повинні бути однаковими для повторних вимірювань.

- оцінка доз опромінення пацієнтів. Для цього необхідно використовувати параметри протоколу клінічних досліджень КТ, тобто протоколи, які використовуються в закладі при КТ-обстеженні пацієнтів. Вимірюються CTDI, після чого розраховується DLP і ефективна доза.

У даний час при проведенні МСКТ дозове навантаження базується на розрахунку значень специфічних дозиметричних показників – CTD, DLP та E (таб.3.1).

Таблиця 3.1 – Дозиметричні параметри при КТ

Параметр	Значення		Один.	Призначення
CTDI	Комп'ютерно- томографічний індекс дози	Поглинута доза опромінення (нормована до ширини рентгенівсько го променю)	мГр	Контроль якості КТ; нормовані дози опромінення дози при КТ (діагностичні контрольні рівні)
DLP	Добуток дози на довжину	Поглинута доза за всі КТ- дослідження	мГр*с м	Нормування дози опромінення при КТ (діагностичний контроль рівнів)
E	Ефективна доза	Біологічний ризик опромінення	мЗв	Оцінка біологічного ризика опромінення

Метод визначення ефективної дози оснований на вимірюваннях в фізичних фантомах, виконаних з полі метилметакрилату РММА, що імітують тіло пацієнта. Даного обмеження досить для звичайної товщини окремих сканів (від 2 до 10 мм).

Для імітування тіла дитини використовують фантом діаметром 16 см і довжиною 15 см; для імітування тіла дорослої людини - два фантома: один, діаметром 16 см, відповідає за голову і шию, а другою, діаметром 32 см, - за тулуб (рис.2.1). Вимірювання проводять в 4 точках на глибині 1 см і в центрі фантома. Для вимірювання CTDI застосовують олівцеві КТ-іонізаційні камери, наприклад, IBA Ion Chamber DCT10-RS, та прилад UNIDOSE (рис.2.2).



Рисунок 2.1 – Фантоми для вимірювання дозних параметрів КТ



Рисунок 2.2 – Дозиметр UNIDOS E для вимірювання CTDI

У ході дослідження вивчають розподіл дози при виконанні одного скана в досліджуваному і прилеглому до нього передбачуваних ділянках тіла з метою визначення величини $CTDI_w$ з подальшими застосуванням спеціальних дозових коефіцієнтів і оцінкою отриманого значення ефективної дози.

2.1.2 Визначення розподілу доз у антропоморфному фантомі

Метод ТЛ-дозиметрії, призначений для визначення розподілу поглинутих/еквівалентних доз в органах/тканинах. Для цього методу

використовують фантомне моделювання на гетерогенному антропоморфному фантомі дорослої людини Alderson-Rando (рис. 2.3).

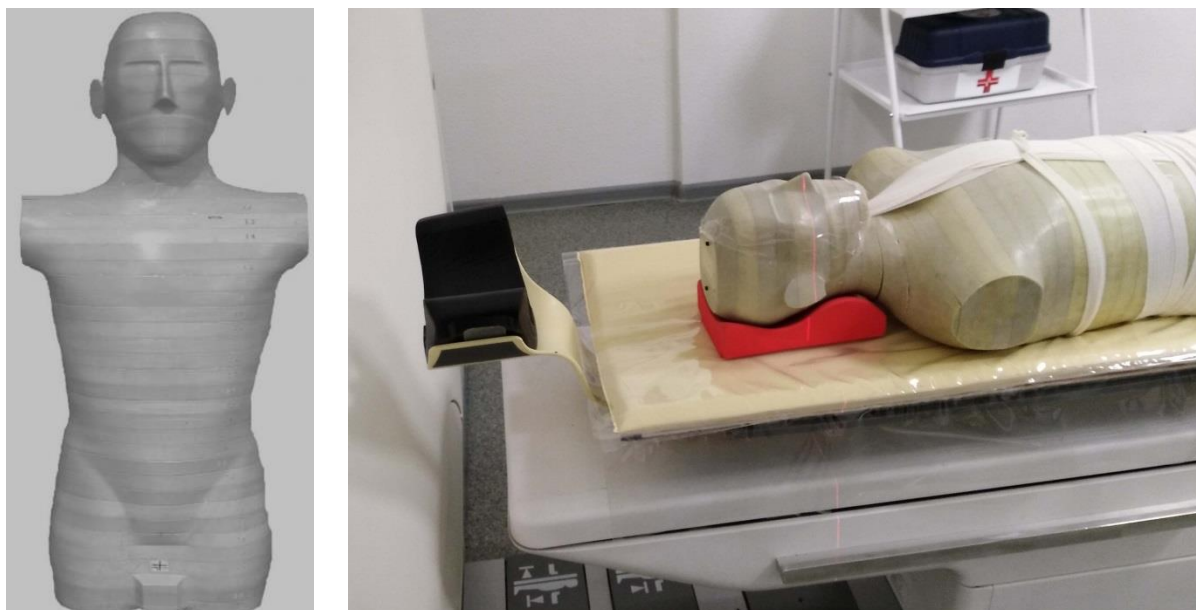


Рисунок 2.3 – Стандартний гетерогенний антропоморфний фантом дорослої людини для вимірювання дозних параметрів КТ

Даний фантом був виготовлений підприємством «Атом ЛТД» (м. Рига, Латвія) й відповідає характеристикам «референтної людини» згідно з Публікацією МКРЗ № 23 – зріст 170 ± 10 см, вага 70 ± 5 кг. Фантом виготовлений з тканинно-еквівалентних матеріалів, що імітують м'язову, кісткову та легеневу тканини тіла людини.

Для вимірювання доз в окремих органах та тканинах фантом містить 39 аксіальних шарів (зрізів) товщиною 25 мм кожний, в яких зроблено отвори для розміщення термолюмінесцентних (ТЛ) детекторів (рис. 2.4).

Згідно з атласом на фантом Alderson-Rando, ТЛ-детектори можуть бути розташовані в 17 внутрішніх органах / тканинах, що дає можливість визначити еквівалентні дози в цих органах та розрахувати ефективну дозу у відповідності до Публікацій МКРЗ № 60.

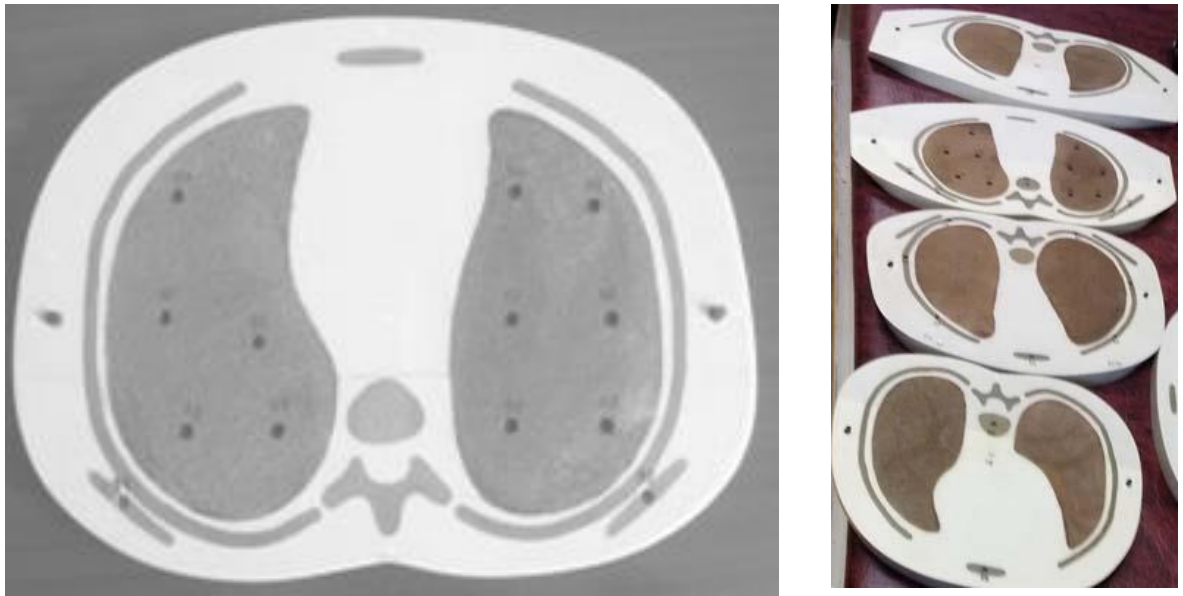


Рисунок 2.4 – Зріз гетерогенного антропоморфного фантома «стандартної» людини з включеннями матеріалів різної щільності, які імітують м'язову, кісткову та легеневу тканини, та отворами для ТЛ-детекторів

Позиції розміщення детекторів визначено відповідно до форми й розмірів окремих органів, у тому числі протяжних та таких, що мають складну конфігурацію.

2.1.3 Внутрішня дозиметрія КТ-системи

У нових поколінь КТ існують вбудовані дозиметричні системи, які спроможні фіксувати іонізуюче випромінювання, а за допомогою програмного пакета розраховує CTDI та DLP.

Існує математичний перехід від DLP до ефективної дози за вбудованим дозиметром комп'ютерного томографа. Для цього потрібно використовувати дані з журналу «Захист радіації № 154 Європейське керівництво щодо оцінки дози населення за допомогою медичних рентгенівських процедур» в якому знаходяться узагальнені коефіцієнти для КТ обстеження з точки зору E_{DLP} .

З усіх розглянутих способів вимірювання доз лише термолюмінесцентна фантомна дозиметрія (п.2.1.2) дає можливість оцінити розподіл дозного навантаження по окремих органах та одночасно на фантомі можуть бути визначені індекси дози (п.2.1.1). Отже, надалі буде застосована система

дозиметрії на базі антропоморфного фантома з системою вбудованих ТЛ-детекторів.

2.2 Опис структурної схеми системи моніторингу дози опромінення у рентгенівській КТ

У ході досліджень була створена структурна схема дослідження, яка характеризує систему моніторингу дози пацієнта в КТ (рис. 2.5). Дана структурна схема знаходиться у Додатку А.

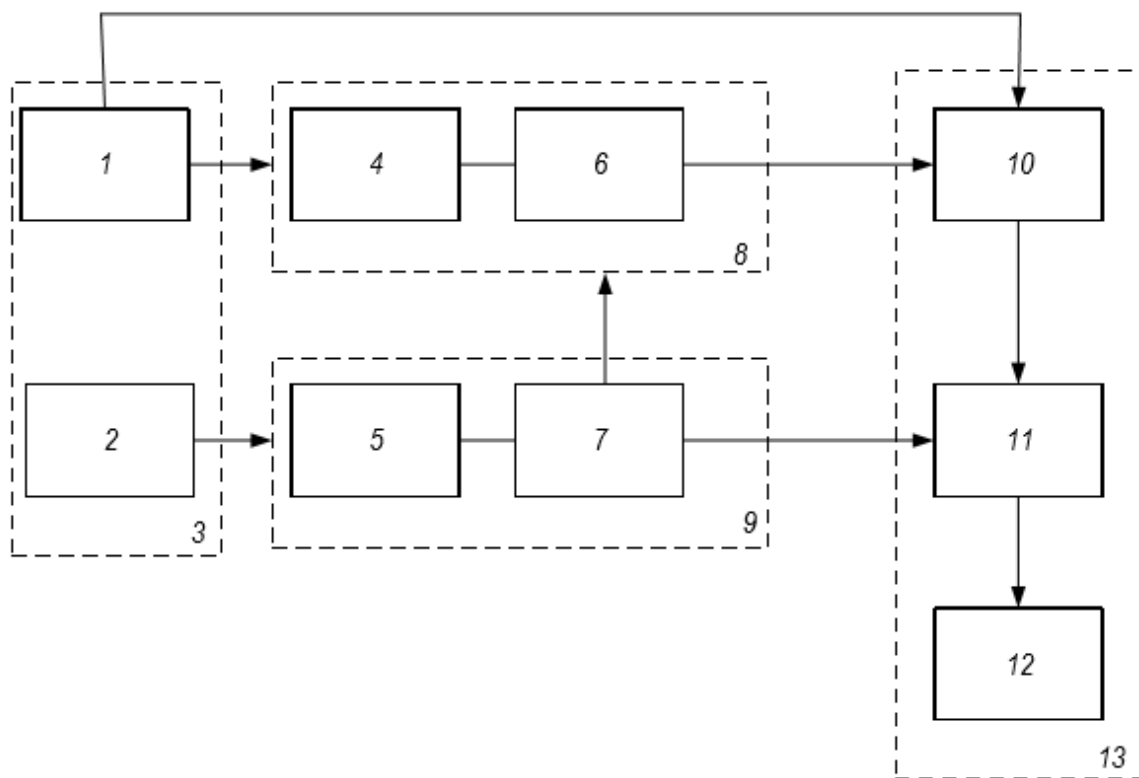


Рисунок 2.5 – Структурна схема моніторингу дози опромінення у КТ

Дозиметрист 1 відповідає за підготовку дозного фантома 8. Дозний фантом складається з комплекту термолюмінісцентних детекторів 6 і антропоморфної моделі тіла 4. Також дозиметрист після сканування працює з дозиметричною системою 13.

Оператор КТ 2 керує роботою рентгенівської КТ-системи 9, яка, в свою чергу, складається з робочої станції КТ 5 та КТ-сканеру 7.

Дозиметрична система 13 представляє собою зчитувач сигналів термолюмінісцентних детекторів 10, модуль реєстрації дозиметричних параметрів 11 та бази даних моніторингу дози 12.

На базі системи ТЛ-дозиметрії був створений алгоритм розрахунку ефективної дози при комп'ютерній томографії (Додаток Б).

2.3 Висновки до розділу 2

Були розглянуті основні методи дозиметрії при КТ. Після проведення аналізу між комп'ютерно-томографічним індексом, ТЛ-дозиметрією та внутрішньою дозиметрією КТ, було виявлено, що для розрахунку ефективної дози в роботі буде використовуватися метод ТЛ-дозиметрії. Це дозволить розрахувати не тільки ефективну дозу, яку отримує пацієнт при дослідженні КТ, а і еквіваленту дозу, яку отримують органи та тканини при обстеженні.

3 РОЗРОБКА МЕТОДУ ОЦІНКИ ДОЗНОГО НАВАНТАЖЕННЯ ПРИ КТ ОРГАНІВ ГРУДНОЇ КЛІТКИ ЛЮДИНИ

3.1 Аналіз методик розрахунку ефективної дози при КТ

3.1.1 Розрахунок комп'ютерно-томографічного індексу дози

Параметри CTD і DLP використовуються в Європейському союзі для встановлення діагностичних контрольних рівнів доз опромінення для основних КТ-обстежень.

Наприклад, при КТ грудної клітини CTDI становить 30мГр, DLP – 650мГр*см. систематичне перевищення діагностичних контрольних рівнів потребують прийняття мір по зниженню доз опромінення пацієнтів (перегляд параметрів протоколу сканування, технічне обслуговування сканера, поглибленні тести контролю якості).

CTDI - томографічний індекс дози, міра поглиненої дози опромінення в одному томографічному зрізі, - розраховується за формулою:

$$CTDI = \frac{1}{d} * \int_{-\infty}^{+\infty} D(x) * dx,$$

де $D(x)$ - розподіл дози вздовж напрямку, перпендикулярного площині сканування;

d - ширина одного скана.

При виконанні практичних вимірювань необхідно використовувати величину, яку описує практичний томографічний індекс дози (CTDI_w); від теоретичного аналога він відрізняється обмеженими межами інтегрування розподілу поглиненої дози (100 мм):

$$CTDI_{100} = \frac{1}{d} * \int_{-50}^{+50} D(x) * dx.$$

У ході дослідження вивчають розподіл дози при виконанні одного скана в досліджуваному і прилеглому до нього передбачуваних ділянках тіла з метою визначення величини $CTDI_w$ з подальшими застосуванням спеціальних дозових коефіцієнтів і оцінкою отриманого значення ефективної дози.

$$CTDI_w = \frac{2}{3} * CTDI_{100,c} + \frac{1}{3} * CTDI_{100,p} ,$$

де $CTDI_{100,c}$ - результат вимірювання в центрі фантома (мГр);

$CTDI_{100,p}$ - результат вимірювань в 4 точках на глибині 1 см по периферії фантома (мГр).

Значення $CTDI_w$ залежить від технічних характеристик томографа і пропорційна значенню mAs .

Для спіральних і мультиспіральному апаратів використовується так званий об'ємний зважений томографічний дозовий індекс:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / p ,$$

де $CTDI_{vol}$ - об'ємний зважений CTDI (мГр);

$CTDI_w$ - зважений CTDI (мГр);

p - пітч (відношення зсуву столу до колімації зрізу за повний оборот трубки (рис.3.1).

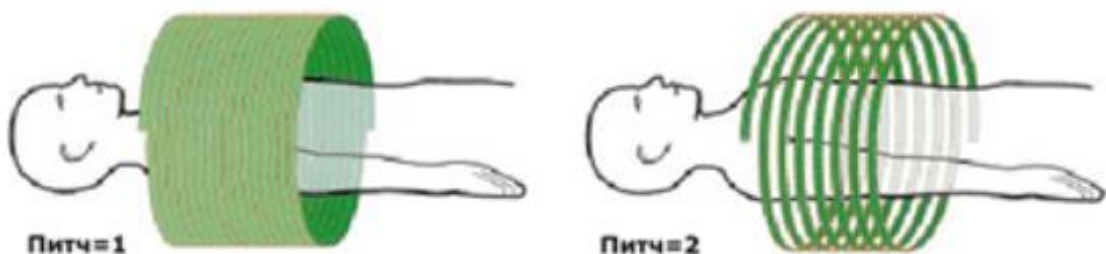


Рисунок 3.1 – Поняття про пітч

Параметр DLP – це добуток дози на довжину сканування заданої анатомічної секції (області сканування)

$$DLP = CTDI_{vol} * L,$$

де DLP - твір дози на довжину (мГр × см);
 $CTDI_{vol}$ - об'ємний зважений CTDI (мГр);
 L - довжина зони сканування (см).

На заключному етапі для розрахунку ефективної дози (E) при обстеженні дорослих використовують:

$$E = DLP * E_{DLP},$$

де E_{DLP} - значення дозового коефіцієнта для відповідної анатомічно зони (області сканування).

Відповідно до «Європейського керівництва по критеріям якості для комп'ютерної томографії» E_{DLP} відповідає табл.3.1.

Таблиця 3.1 – Таблиця відповідності E_{DLP}

Область сканування	E_{DLP} , мЗв/мГ*см
Головний мозок	0,0021
Шия	0,0059
Грудна порожнина	0,014
Черевна порожнина	0,015
Таз	0,015

Вище було приведено стандартний метод розрахунку ефективної дози пацієнта при КТ-обстеженні. Одним із недоліків даного метала є те, що не можливо розрахувати та відповідно оцінити дозу на органи пацієнта. Для вирішення цього питання ми використали фантомне моделювання.

2.1.2 Розрахунок дози при ТЛ-дозиметрії

Інший метод розрахунку ефективної дози при КТ-дослідженнях базується на ТЛ-дозиметрії, яка застосовується для визначення розподілу поглинутих/еквівалентних доз в органах/тканинах. Для цього методу характерно використовувати фантомне моделювання на гетерогенному антропоморфному фантомі дорослої людини Alderson-Rando.

Фантомне моделювання опромінення проведено для 5 видів КТ-досліджень ОГК в умовах, що відповідають робочим діапазнам режимів проведення дослідження на апаратах різних моделей при стандартній геометрії опромінення. При фантомному моделюванні умов опромінення пацієнтів під час КТ-досліджень було проведено вимірювання вхідної дози, для цього на поверхні фантома розміщали ТЛ-детектори у центрі поля опромінення.

Для вимірювання поверхневих та поглинутих доз в органах/тканинах використовували термолюмінесцентні полікристалічні детектори LiF: Mg, Ti типу MTS-N (Польща, м. Краків).

Перед використанням кожний детектор нумерували та визначали його індивідуальний коефіцієнт чутливості за результатами калібрування всієї партії ТЛ-детекторів. Калібрування ТЛ-детекторів проводилося на повірковому стенді в Повірковій лабораторії клінічної дозиметрії ДУ «ІМР НАМН України». Детектори опромінювали дозою 5 мГр на еталонній установці ОВ-6 з джерелом гамма-випромінення Cs-137. Для відновлення термолюмінесцентних властивостей ТЛ-детекторів перед кожним опроміненням проводили їх термообробку при температурі 400 °С впродовж 10 хв. Процедури термообробки, опромінювання та вимірювання сигналу термолюмінесценції повторювали не менше 5 разів. За результатами вимірювань визначали середнє значення кожного детектора та коефіцієнт варіації показань C_v (%). Для роботи були відібрані такі детектори, для яких C_v не перевищував 5 %. Відношення середнього значення усієї групи обраних ТЛ-

детекторів до середнього значення окремого детектора приймалося за індивідуальний коефіцієнт чутливості даного детектора:

$$K_i = \frac{M_{cp}}{M_i}, \quad (3.1)$$

де M_{cp} – середнє значення сигналу усієї групи обраних ТЛ-детекторів;

M_i – середнє значення сигналу окремого детектора.

Для визначення залежності ТЛ-сигналу від дози опромінення було проведено градування ТЛ-детекторів у діапазоні доз від 0,25 до 50,0 мГр в одиницях повітряної керми на робочому еталоні рентгенівського випромінення (установка РАНТАК – HF160С) за таких умов: напруга на трубці 80 кВ, відстань «джерело – ТЛ-детектор» склала 180 см, фільтр – Q7 (3 мм Al), що відповідає середній енергії діагностичного діапазону рентгенівського випромінення – 36,0 кеВ.

Опромінення ТЛ-детекторів, що використовувались для визначення ВПД, проведено на пластинчатому фантомі з поліметилметакрилату загальною товщиною 20 см. Для розрахунку еквівалентних доз рентгенівського випромінювання в органах / тканинах за сигналами ТЛ-детекторів, які були відградувані в одиницях повітряної керми, враховувались конверсійні коефіцієнти для заданої енергії фотонного випромінення з урахуванням глибини їх розташування відповідно до ДСТУ ISO 4037-3:2004 щодо калібрування просторових та індивідуальних дозиметрів. В залежності від енергії рентгенівського випромінювання конверсійні коефіцієнти коливалися в діапазоні 1,12 – 1,40.

Вимірювання сигналів термолюмінесценції детекторів MTS-N проведено на ТЛ-установці PCL-3 (виробник фірма Fimel, Франція) зі спеціальним програмним забезпеченням для висвічування ТЛ-детекторів (рис.3.2).



Рисунок 3.2 - ТЛ-установка PCL-3

Розрахунок поглинутої дози в i -тій точці (отворі) j -го органа фантома проводився за формулою:

$$D_{ij} = (M_i - \bar{M}_0) \cdot k_i \cdot N_{k,Q_0} \cdot k_Q \cdot k_d, \quad (3.2)$$

де M_i – показання сигналу i -го ТЛ-детектора;

\bar{M}_0 – середнє значення сигналу фонового дозиметра;

k_i – індивідуальний коефіцієнт чутливості i -го ТЛ-детектора;

$N_{k,Q}$ – коефіцієнт калібрування ТЛ – системи, мГр;

k_Q – коефіцієнт лінійної залежності показань ТЛ-детекторів від дози;

k_d – коефіцієнт дрейфу ТЛ-системи.

Середня поглинута доза в окремому органі (окрім червоного кісткового мозку та шкіри) визначалася за формулою:

$$D_i = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n D_{ij}, \quad (3.3)$$

де D_{ij} – поглинута доза в i -ій точці (отворі) j -го органа, мГр;
 n – кількість точок розміщення ТЛ-детекторів, що відносяться до j -того органа.

У зв'язку з тим, що червоний кістковий мозок (ЧКМ) є протяжним органом, середня поглинута доза у ньому визначалась за формулою:

$$D_{\text{чкм}} = \sum_{i=1}^n D_i \cdot g_i, \quad (3.4)$$

де D_i – середня поглинута доза в i -му відділі ЧКМ, мГр;
 g_i – фракція маси ЧКМ в i -му відділі скелету, значення яких представлено в атласі на фантом Alderson Rando.

Якщо i -тий відділ ЧКМ у фантомі був представлений кількома точками, то доза D_i розраховувалась як середнє арифметичне значення дози за даними точками.

Еквівалентна доза в органі або тканині H_{Tj} визначалась як добуток поглинутої дози D_j в окремому органі на радіаційний зважувальний фактор:

$$H_{Tj} = D_j \cdot w_R, \quad (3.6)$$

де D_j – середня поглинута доза в окремому органі, мГр;
 w_R – радіаційний зважувальний фактор, мЗв / мГр.

Для всього енергетичного спектра рентгенівського випромінення значення w_R дорівнює одиниці.

Ефективна доза розраховувалась як сума добутоків еквівалентних доз в окремих органах та тканинах на відповідні зважувальні фактори (табл.3.2):

$$E = \sum H_{Tj} \cdot w_T, \quad (3.7)$$

де H_{Tj} – еквівалентна доза в органі або тканині, мЗв;
 w_T – тканинний зважувальний фактор.

Таблиця 3.2 – Зважуючі коефіцієнти для тканин і органів при розрахунках ефективної дози

Орган або тканина	w_T
Гонади (яєчники, насінники)	0,20
Кістковий мозок (червоний)	0,12
Товстий кишечник	0,12
Шлунок, легені	0,12
Щитовидна залоза	0,05
Печінка, харчовий тракт	0,05
Шкіра	0,01
Клітки кісткових поверхонь	0,01

3.2 Організація і проведення КТ-дослідження

Дослідження проводилися в період з 29 жовтня до 20 листопада 2019 року.

Участь в організації та проведенні КТ-дослідження приймали співробітники «Інститут медичної радіології ім. С. П. Григор'єва АМНУ» Центральна лабораторія радіаційної безпеки та дозиметрії медичного опромінення: зав. ЦЛРБ ДМО – Стадник Л. Л., молодший науковий співробітник – Носик О. В., техник – Шуліка Н. І.

Першим кроком для проведення КТ-дозиметрії було проведено збір інформації з протоколу КТ-досліджень.

Протягом першого етапу розглянуто питання контролю дозових навантажень на пацієнтів при рентгенівській комп'ютерній томографії в Україні. Провівши порівняльну характеристику даних Всеукраїнського аудиту КТ, щодо протоколу проведення дослідження та результатів вимірювань і розрахунків для збору даних при КТ-дослідженнях, було виявлено, що більшість заповнених анкет були заповнені невірно.

Основними параметрами КТ-дослідження для виявлення доз опромінення пацієнта є:

- напруга в рентгенівській трубці (кВ);
- сила струму в рентгенівській трубці (мА);
- час ротації, тобто повний (360°) оберт навколо пацієнта;
- колімація зрізу;
- зсув столу за ротацію;

Вибір оптимальних параметрів сканування з точки зору дозового навантаження і діагностичного результату - складне завдання, багато в чому це залежить від конкретних можливостей наявного обладнання, розміру і віку пацієнта, а також його захворювання. Багато з цих параметрів піддаються ручної корекції оператором томографа.

Основні параметри, підконтрольні оператору МСКТ напруга, експозиція, пітч та довжина сканування.

Напруга на трубці; цей параметр визначає якість і кількість радіації. Інтенсивність випромінювання зазвичай пропорційна квадрату напруги, прикладеного до рентгенівської трубки. Так, за даними деяких авторів, більшість МСКТ-досліджень черевної порожнини можна виконувати, використовуючи напруга 120 кВ. При такій установці досягається зниження дози від 20 до 40% в порівнянні з аналогічним дослідженням, виконаним при 140 кВ.

Експозиція – цей параметр характеризує силу струму, віднесена до часу. Це дуже важливий параметр, який істотно впливає на якість зображення і променеву навантаження при дослідженні. Так, променеве навантаження знаходиться в лінійній залежності від цього параметра при фіксованій напрузі і фільтрації випромінювання. Цей параметр також обернено пропорційно впливає на величину шуму на зображенні. Наприклад, скорочення на 50% значення мАс збільшує на 50% кількість шуму на кінцевому зображенні [13].

Пітч – параметр виражає відношення колімації зрізу до кроку столу при дослідженні. Прискорення руху столу збільшує пітч і знижує час сканування,

зменшуючи таким чином променеве навантаження дослідження. Однак прискорення руху столу може привести до появи артефактів, що погіршує якість зображення при дослідженні, хоча і не у всіх випадках.

Довжина сканування - параметр, що характеризує фізичну довжину тіла пацієнта, яке піддається скануванню за заданими оператором або протоколом параметрами. Цей параметр впливає на DLP. Зрозуміло, що збільшення призводить до збільшення променевого навантаження при дослідженні. Слід завжди використовувати мінімально необхідну довжину сканування [14].

При розгляданні літератури, було виявлено, що дуже різняться технічні параметри протоколів КТ-обстежень на різних сканерах (таб. 3.3).

Таблиця 3.4 – Параметри протоколу дослідження КТ

Область обстеження	Параметри протокола КТ-обстеження			
	Експозиція, мАс	Напруга, кВ	Колімація, мм	Пітч
Головний мозок	200-405	120-130	2,5-10	1
Шия	150-405	110-130	2,5-10	1-1,5
Грудна клітка	143-495	120-130	2,5-10	1-1,5
Черевна порожнина	143-495	120-130	2,5-10	1-1,5
Таз	158-495	120-140	2-10	1-1,5

У таблиці 3.5 продемонстровані КТ-дослідження різних областей людини та дозиметричні параметри.

Таблиця 3.5 – КТ-дослідження та дозиметричні параметри

Область дослідження	Дозиметричні параметри	Білорусь 2007-2008 рр.	Великобританія 2005 р.	Греція 2003 р.	Польща 2006 р.	Тайланд 2006 р.
Головний мозок	$CTDI_w$, мГр	50,2	57	57,9	19	43
	$CTDI_{vol}$, мГр	50,2	56	-	-	-
	DLP , мГр*см	597,4	690	677	527	386
	E , мЗв	1,4	1,5	1,6	-	-
Шия	$CTDI_w$, мГр	40,7	-	-	-	-
	$CTDI_{vol}$, мГр	39,3	-	-	-	-
	DLP , мГр*см	470	-	-	-	-
	E , мЗв	2,6	-	-	-	-
Грудна порожнина	$CTDI_w$, мГр	18,9	14	19	-	-
	$CTDI_{vol}$, мГр	16,4	10	-	14,2	7,2
	DLP , мГр*см	407,8	400	401	447	247
	E , мЗв	6,9	5,8	6,8	-	-
Черевна порожнина	$CTDI_w$, мГр	23,7	16	22,4	-	-
	$CTDI_{vol}$, мГр	21,4	12	-	15,8	9,5
	DLP , мГр*см	469,9	350	464	550	402
	E , мЗв	7	5,3	7	-	-
Таз	$CTDI_w$, мГр	25,2	16	22,4	-	-
	$CTDI_{vol}$, мГр	23,1	11	-	-	-
	DLP , мГр*см	462,1	470	336	-	-
	E , мЗв	8,8	7,1	6,4	-	-

Для проведення дослідження були вибрані такі технічні параметри:

- експозиція 150 мАс;
- напруга 120 кВ;

- колімація 1,5 мм;
- пітч 1;
- зміщення столу за ротацію 3 мм;
- час ротації 5 с;
- кількість детекторів 64, 32 та 16.

3.3 Аналіз отриманих результатів

Технічні параметри, які приведені вище були введені оператором КТ в програмному пакеті Philips. Стандартний гетерогенний антропоморфний фантом дорослої людини був покладений на стіл МСКТ Philips Brilliance 64, а на рис.3.3 зображено діалогове вікно робочої станції Philips Brilliance 64.

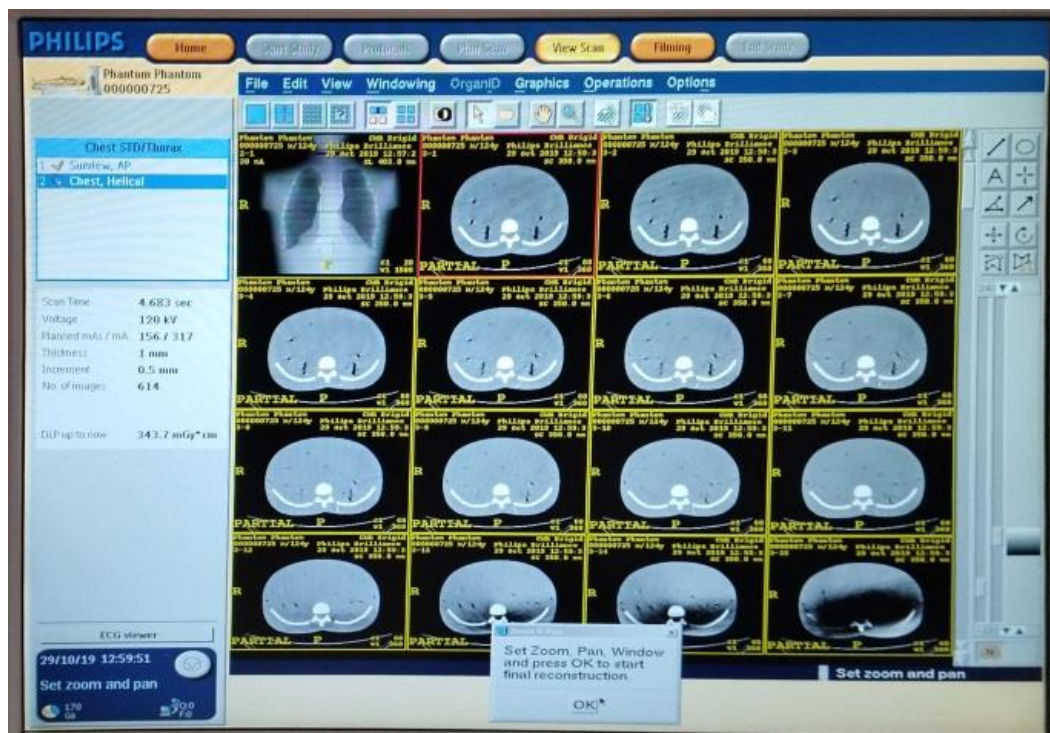


Рисунок 3.3 – Діалогове вікно робочої станції КТ з КТ-зрізами фантома

У ході роботи ми будемо оперувати тільки кількістю детекторів 64, 32 та 16, для того, щоб з'ясувати, чи виконується така гіпотеза: при програмному регулюванні параметрів сканування в КТ ефективна доза буде збільшуватися при зменшенні кількості рядів детекторів.

Для систематизації отриманих параметрів після КТ-сканування фантому створена табл.3.6.

Таблиця 3.6 - Параметри протоколу КТ-дослідження ОГК фантому

Характеристики детектора КТ	64x0,625	64x0,625	32x1,25	16x0,625	16x0,625
Напруга, кВ	120	120	120	120	120
Сила струму, мА	300	300	309	318	318
Час ротації, с	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Експозиція, мАс	156	148	150	150	150
Час сканування, с	4,68	5,08	5,31	16,67	16,52
Колімація зрізів, мм	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
Канали	64	64	32	16	16
Зміщення столу за ротацію, мм	3	3	3	3	3
Довжина області сканування, см	32	32	32	32	32
Пітч	1,015	1,015	1,031	1,06	1,06
CTDI, мГр	7,7	6,9	8,2	12,1	10,8
DLP, мГр*см	343,7	313,5	366,3	414,2	351,7

Під час дослідження було виявлено, що параметри при 64-х та 16-х розрядних КТ (ширина зрізу – 0,625 мм) відрізняються від 32-х розрядного КТ (ширина зрізу – 1,25 мм), тому в подальшому порівняння буде проводитися виключно для 64- та 16-зрізового КТ. Для відображення отриманих розрахунків приведено діаграму розподілу дози (рис.3.4).

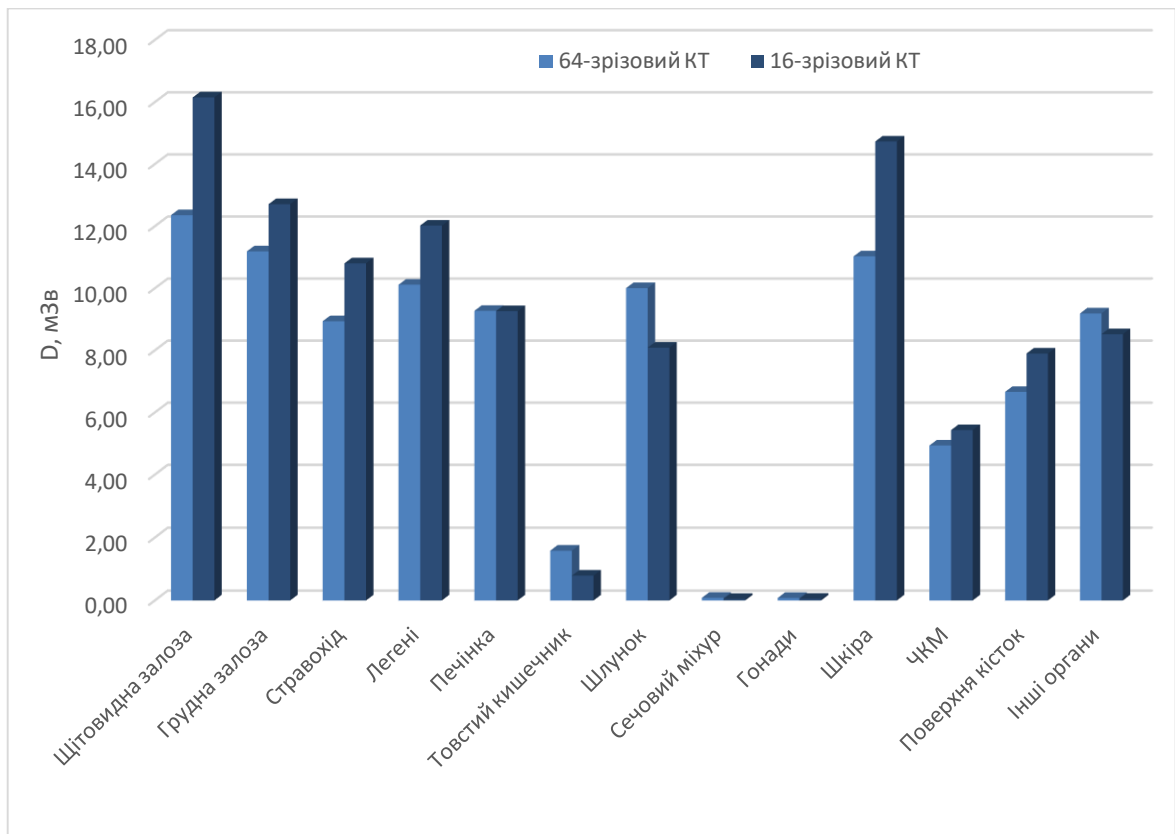


Рисунок 3.4 – Графік розподілу поглинутої дози при обстеженні ОГК при 64– та 16 – зрізовому КТ-скануванні

На даному графіку наглядно продемонстровано, що поглинута доза при 16 – зрізовому КТ більша, ніж 64 – зрізовому КТ. Це пов'язано з тим, що тривалість сканування збільшена з 5 с до 16 с, також є більшим вплив геометричної напівтіні на краях зрізу та ефекти вторинного опромінення. Також при КТ-обстеженні ОГК було виявлено, що достатньо високу дозу отримують і інші органи пацієнта, які взагалі не повинні були потрапити під вплив іонізуючого випромінювання.

Отримана фактична доза пацієнта залежить від багатьох чинників: технічного стану обладнання, рівня кваліфікації медичного персоналу, особливостей дослідження тощо. Так чи інакше, медичний персонал завжди повинен пам'ятати, що будь-яку рентгенодіагностичну процедуру слід проводити з якомога нижчим дозовим навантаженням. Достатньої якості рентгенівських зображень необхідно досягати завдяки застосуванню більш сучасного обладнання, що виключає необхідність

дублювання однотипних діагностичних процедур та завдає меншої шкоди організму людини.

На рис. 3.5 продемонстровані тканини та органи пацієнта, які отримали еквіваленту дозу при дослідженні 64– та 16 – зрізовому КТ.

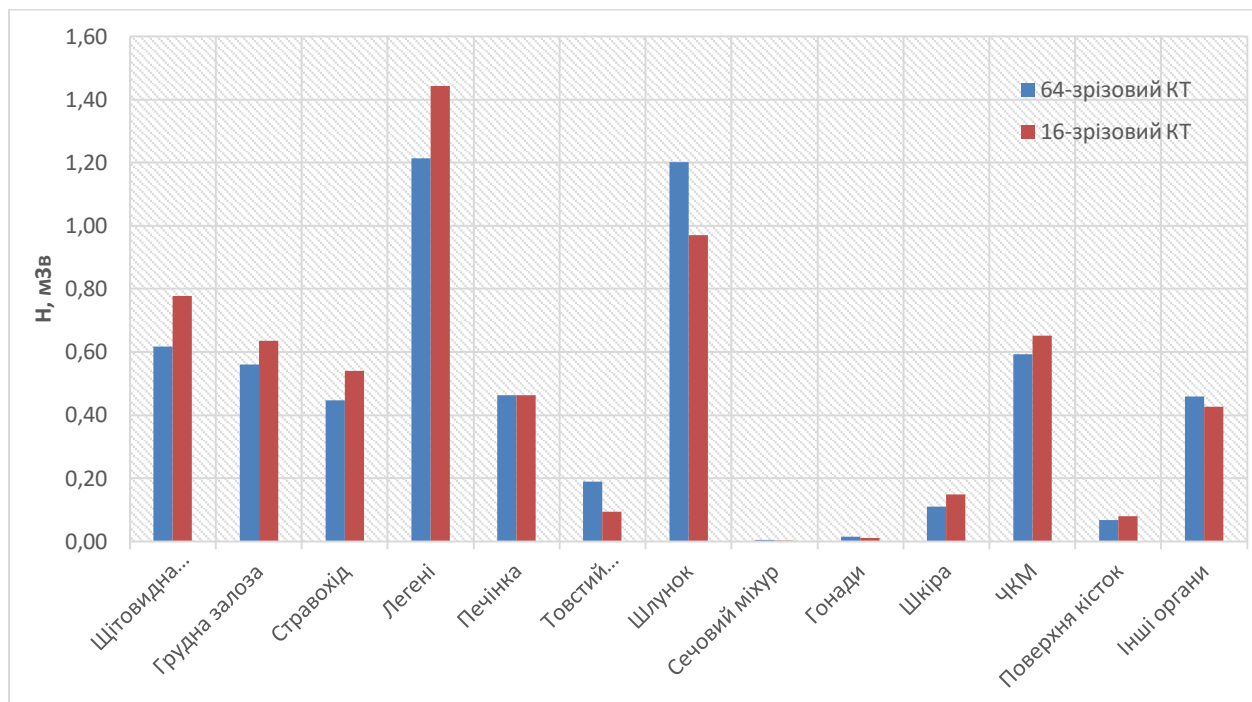


Рисунок 3.5 – Графік еквівалентних доз тканини та органів для 64– та 16 – зрізового КТ в режимі ОГК

Для розрахунку ефективної дози пацієнта використовують радіаційно-зважувальний фактор, який дорівнює одиниці. Для розрахунку поглинутої дози з урахуванням радіочутливості ми будемо використовувати 60 публікацію «Рекомендації міжнародної комісії радіологічного захисту», де вказані тканеві вагові множники [15].

Рекомендовані граничні рівні індивідуальних ефективних доз опромінення при проведенні рентгено-радіонуклідних процедур передбачують розподіл пацієнтів за категоріями із регламентацією для кожної з них граничних рівнів опромінення.

Виділяють такі категорії пацієнтів при проведенні рентгено- та радіонуклідних досліджень (таб. 3.7).

Таблиця 3.7 – Таблиця категорії пацієнтів при проведенні рентгено- та радіонуклідних досліджень

Категорії	Характеристики	Ефективна доза
АД	хворі з онкологічними захворюваннями чи підозрою на них; хворі, дослідження яких проводиться з метою диференційної вродженої серцево-судинної патології; хворі, яким проводять інтервенційні методи і т.д.	100 мЗв/рік
БД	хворі, дослідження у яких проводять за клінічними показниками при соматичних захворюваннях з метою уточнювання діагнозу або вибору тактики лікування	20 мЗв/рік
ВД	хворі, зняті з обліку після радикального лікування онкологічних захворювань, при періодичних обстеженнях.	2 мЗв/рік
ГД	особи, яким проводять обстеження у медичних програмах.	1 мЗв/рік

Для категорій АД і ВД додатково введено таке обмеження еквівалентних доз опромінення найбільш радіочутливих органів:

- кришталика очей 150 мЗв/рік;
- гонади жінок 200 мЗв/рік;
- гонади чоловіків 400 мЗв/рік;
- червоний кістковий мозок 400 мЗв/рік.

Доза опромінення при рентгенівській діагностиці дуже мала. Але ризики виникнення соматико-стохастичних ефектів (пухлин, лейкемії, генетичних захворювань, таких як хвороба Дауна, синдром Тернера) зростають з величиною дози, яку отримує людина (рис.3.6).

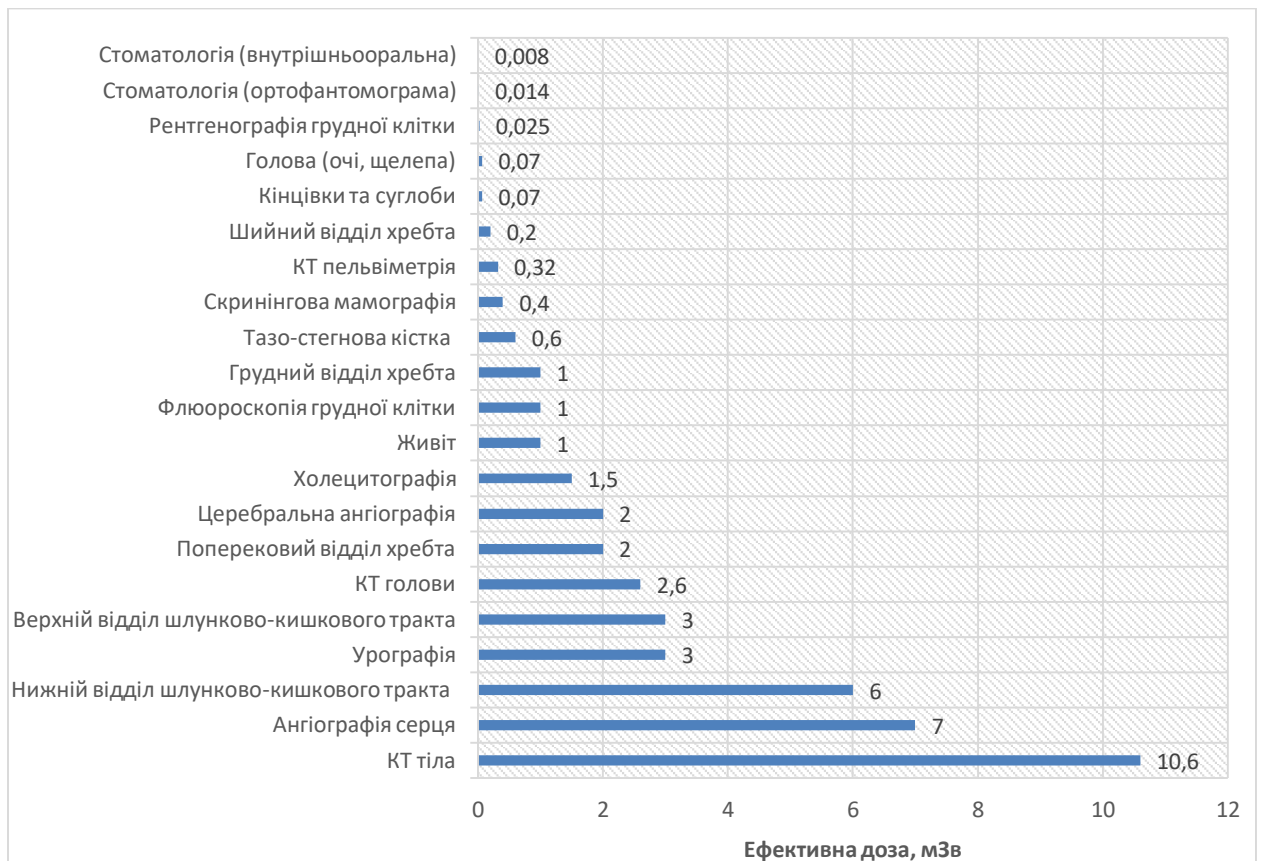


Рисунок 3.6 – Графік типових значень ефективної дози для різних рентгенівських досліджень

Після розрахунку ефективної дози при різних зрізах КТ було отримано такі значення: 64-зрізовий КТ – 5,74 мЗв та 16-зрізовий КТ – 6,33 мЗв.

Різниця склала 0,6 мЗв, що еквівалентно 24 рентгенографіям ОГК.

Відносно високі дози опромінення пацієнти одержують у результаті діагностики на комп'ютерних томографах, ангиографах та за рахунок інтервенційних процедур з радіофармпрепаратами. Тому ці процедури підпадають під дію певних нормативних обмежень й необхідність їх проведення обґрунтовується лікарем на основі медичних показань (рис.3.7).

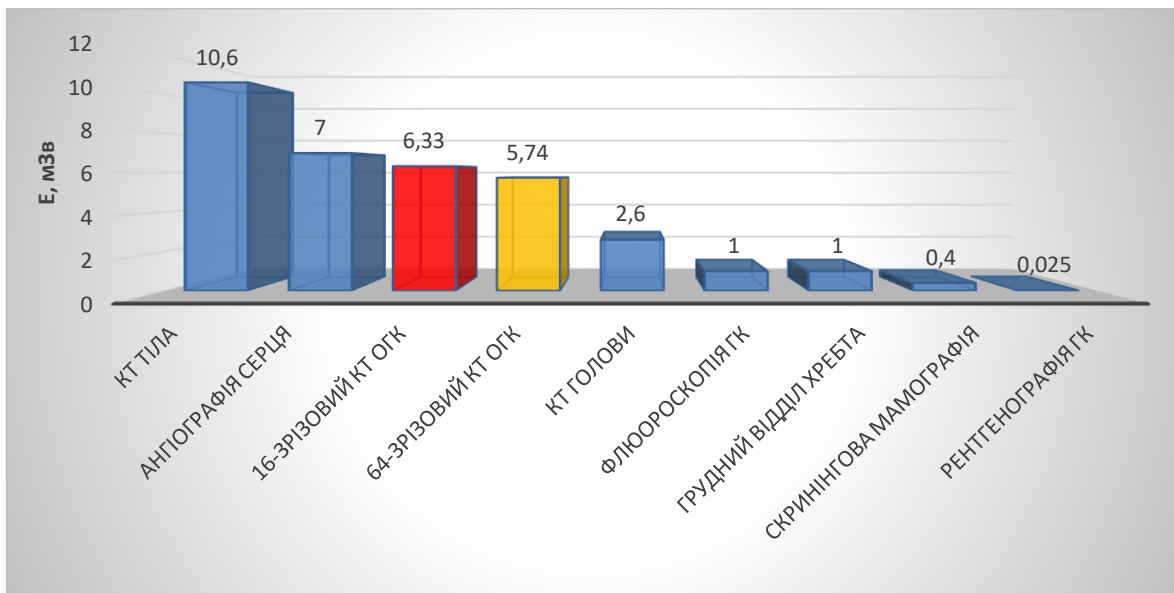


Рисунок 3.7 – Графік значень ефективної дози у порівнянні з отриманими значеннями для КТ

Існує математичний перехід від DLP до ефективної дози за вбудованим дозиметром комп'ютерного томографа. Для цього потрібно використовувати дані з журналу «Захист радіації № 154 Європейське керівництво щодо оцінки дози населення за допомогою медичних рентгенівських процедур», в якому знаходяться узагальнені коефіцієнти для КТ обстеження з точки зору E_{DLP} , наведені в таблиці 3.2.

У цій таблиці наведено типові значення E_{DLP} для різних областей тіла за Європейськими рекомендаціями рекомендують використовувати їх з будь-яким типом та моделлю КТ-сканера [16].

За допомогою такого переходу з'ясуємо опосередковано, яке значення буде мати ефективна доза, для 64-зрізового КТ – це буде 4,6 мЗв, а для 16-зрізового КТ – 5,36 мЗв. Для наглядного вигляду наведемо графік, на якому відображено розраховані величини та значення, які були розраховані за допомогою узагальнених коефіцієнтів (рис.3.8).

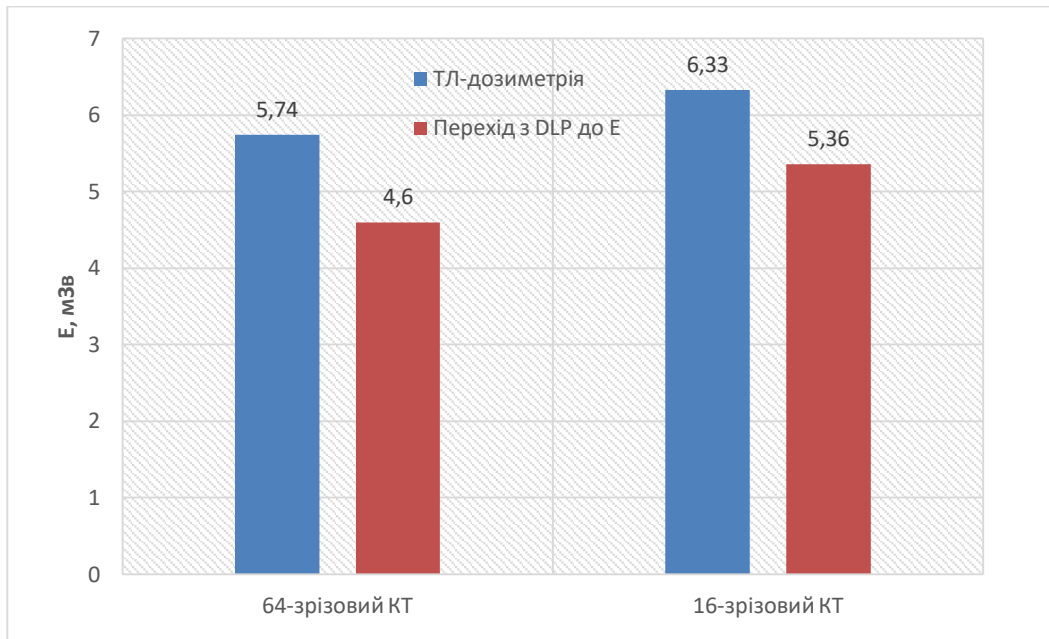


Рисунок 3.8 – Графік значень ефективної дози

3.4 Порівняння зображення в КТ

Якість отриманого зображення визначається п'ятьма факторами: просторовим розрізненням, контрастністю, шумом і просторової однорідністю, лінійністю і наявністю артефактів.

Говорячи про якість зображення, в першу чергу мають у на увазі наскільки воно схоже на справжнє (тобто формується ідеальною системою). Будь-яке випадкове зображення флюктує щодо свого середнього зображення, при цьому величина флюктуацій не велика. Середнє зображення в загальному випадку не збігається з істинним і може бути лише схожим на нього в тій чи іншій мірі [17].

У ході роботи були створені КТ-зображення за допомогою стандартного гетерогеного антропоморфного фантома дорослої людини (рис.3.9) та з фантомом ACR CT при двох режимах 64-зрізовому та 16-зрізовому МСКТ (рис.3.10-рис.3.11).

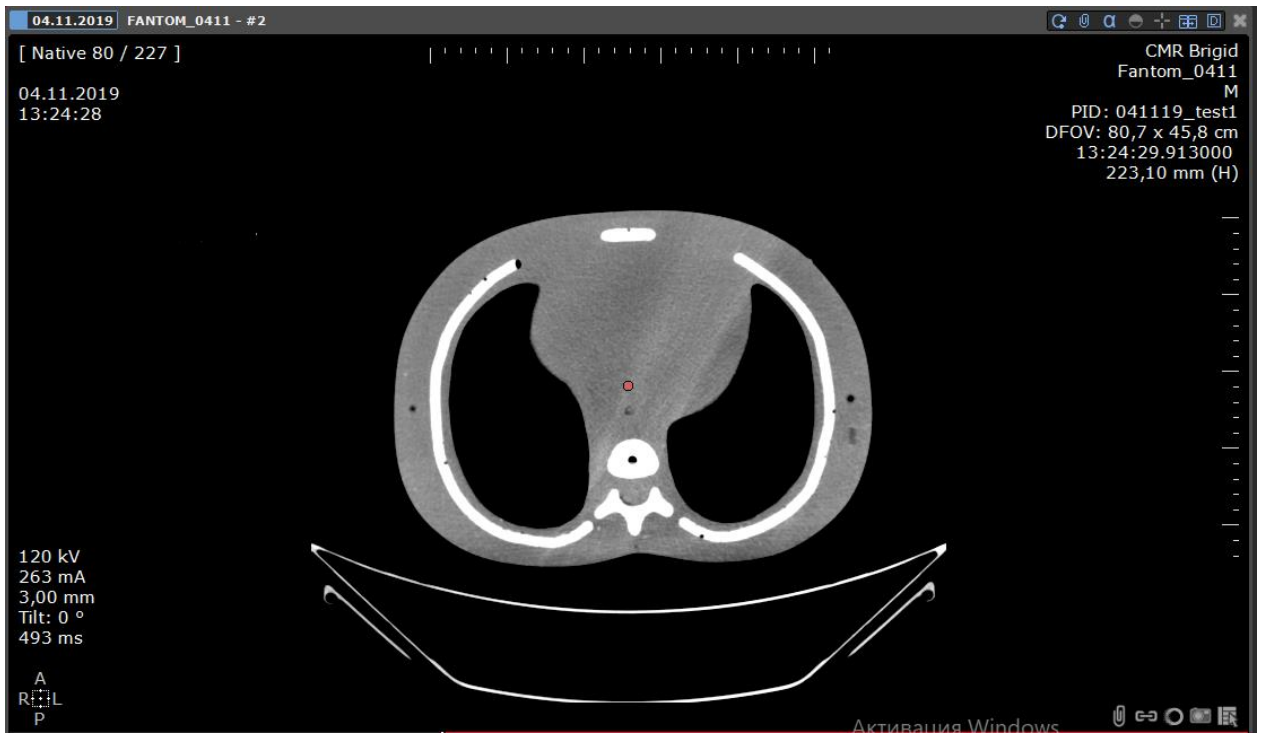


Рисунок 3.9 – КТ скан в діалоговому вікні Marian Robot 2.4.2

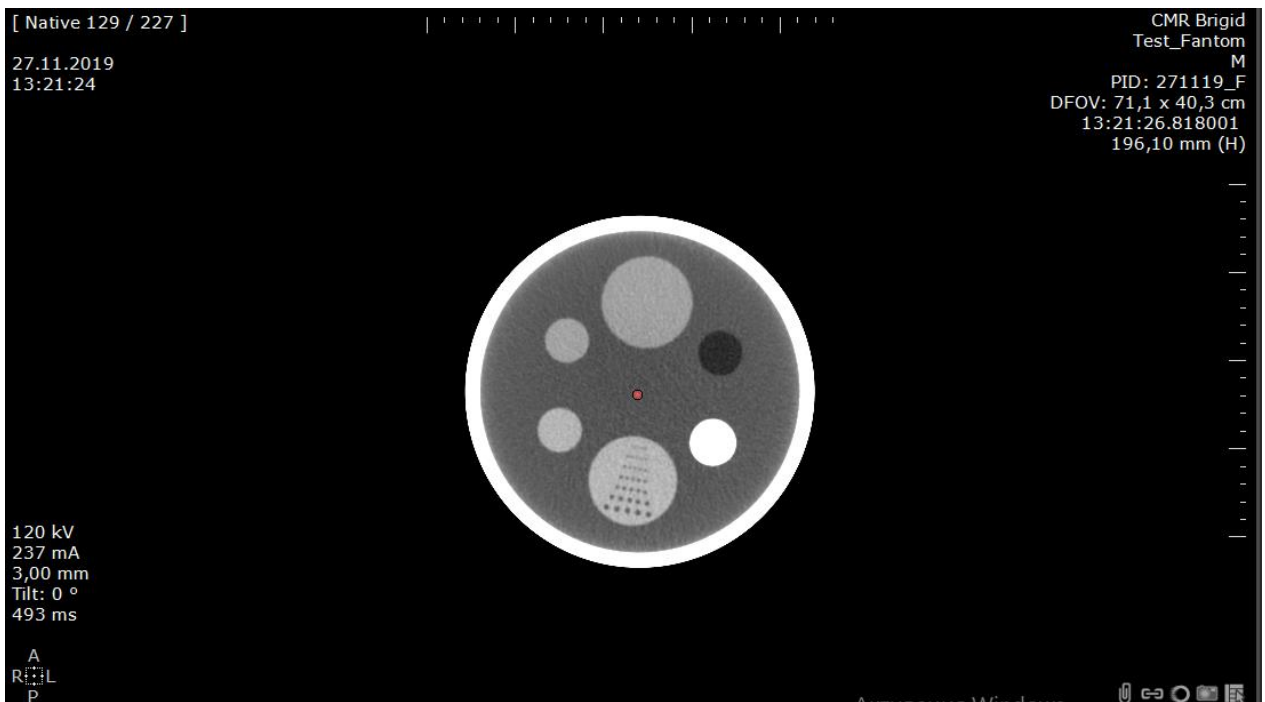


Рисунок 3.10 – КТ-зображення фантому ACR CT при 64-зрізовому МСКТ

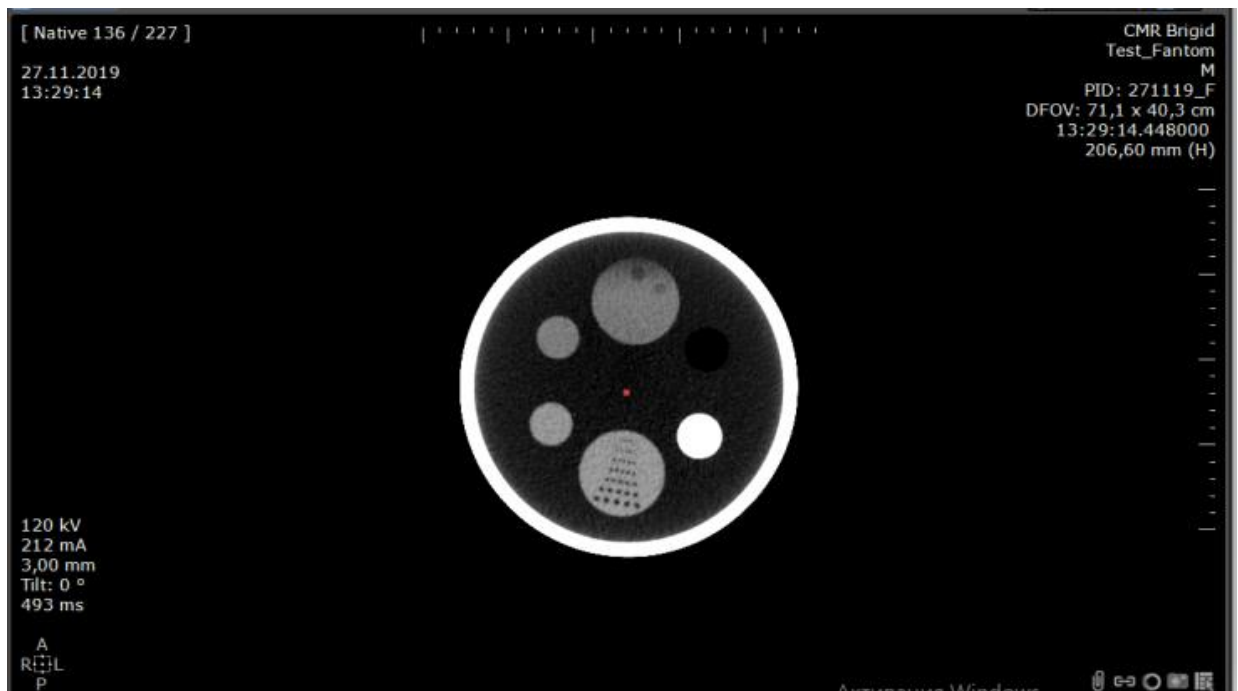


Рисунок 3.11 – КТ-зображення фантому ACR CT при 16-зрізовому МСКТ

На жаль, в даний момент не існує універсального критерію якості. Це викликано тим, що кінцева реакція спостерігача дуже складна і неоднозначна і багато в чому залежить від суб'єктивних причин. Тому при оцінці якості зображення користуються окремими, приватними критеріями, кожен з яких відображає певну особливість формованого зображення.

3.5 Висновки до розділу 3

У ході роботи було виявлено, що ефективна доза при дослідженні грудної клітини за допомогою 16 – зрізового КТ більша ніж 64 – зрізовго КТ на 0,59 мЗв. Для наглядної демонстрації можна порівняти значення з скринінговою мамографією – 0,4 мЗв або флюороскопією – 1 мЗв. Виходить, що різниця яку ми отримали при розрахунках може відповідати цим дослідженням.

У МСКТ Philips Brilliance 64 існує вбудований дозиметр, який фіксує іонізуюче випромінювання та програмний модуль який розраховую DLP. За

допомогою дозового коефіцієнта ми можемо розрахувати приблизну ефективну дозу, яку отримує пацієнт під час обстеження: для 64-зрізового КТ – це буде 4,6 мЗв, а для 16-зрізового КТ – 5,36 мЗв. Якщо ці данні порівняти з розрахованими даними ТЛ-дозиметрії, то ми отримаємо різницю приблизно в 1 мЗв.

Якщо ми будемо опиратися на рекомендовані граничні рівні індивідуальних ефективних доз опромінення при проведенні рентгено-радіонуклідних процедур, то ми повинні звертати увагу на такі різниці при обстеженні, враховуючи ризики виникнення соматико-стохастичних ефектів (пухлин, лейкемії, генетичних захворювань, таких як хвороба Дауна, синдром Тернера), які зростають з величиною дози, яку отримує людина при обстеженні або лікуванні.

Також проводилося КТ-дослідження для зображення при двох режимах 64-зрізовому та 16-зрізовому МСКТ, для цього використовувався фантомом АСР СТ. Візуально ми можемо оцінити якість двох сканів за різних режимах, відповідно якість зображення при 16-зрізовому МСКТ нижче.

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО МОДУЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ В КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ

4.1 Алгоритм розрахунку ефективної дози при КТ-обстеженні

У третьому розділі було описано методику розрахунку ефективної дози для пацієнта, який проходив КТ-обстеження. Розрахунок був проведений в програмному пакеті «Microsoft Excel».

Підчас відсвічування ТЛ-детекторів в установці PCL-3, яких складало біля 295 шт. нам доводилося роботи 5 закладок приблизно по 66 детекторів. У кожній закладці знаходилося по 3 детектора фону та по 5 детекторів контролю.

Для розрахунку ефективної дози при КТ-обстеженні нам потрібно встановити середнє значення сигналу фонового дозиметра (рис.4.1).

фон	№ дет	Кі	іі	Кі*іі
1 загр	465	1,06	5	5,29
	467	1,02	6	6,14
	469	1,09	5	5,47
2 загр	473	1,02	5	5,09
	474	1,05	4	4,19
	475	1,02	5	5,09
3 загр	477	1,06	4	4,26
	478	1,03	4	4,10
	480	0,98	4	3,94
4 загр	483	1,05	5	5,26
	484	0,91	5	4,56
	485	1,05	4	4,21
5 загр	486	1,08	5	5,38
	488	1,05	4	4,21
	489	1,04	4	4,17
			Ср	4,76

Рисунок 4.1 – Таблиця розрахунку фону

Далі ми розраховували значення контролю (рис. .4.2).

Контроль	№ дет	KI	II	KI*II	Крейф
1 загр	1	0,94	116	109,26	
	2	0,98	118	116,19	
	3	0,99	116	114,66	
	4	0,98	112	109,87	
	5	0,97	114	110,17	107,27
			Ср	112,03	0,81
2 загр	7	0,98	115	112,39	
	8	0,94	116	108,86	
	9	1,02	114	116,22	
	11	1,06	106	112,02	
	12	1,07	106	113,40	107,82
			Ср	112,58	0,77
3 загр	13	1,02	106	108,06	
	14	1,03	110	113,03	
	15	1,03	110	113,47	
	16	1,04	100	104,40	
	18	0,97	106	103,21	98,45
			Ср	108,43	0,80
4 загр	19	0,99	116	114,66	
	20	0,95	117	111,41	
	22	1,02	114	116,22	
	23	1,05	107	112,16	
	24	1,00	109	108,57	107,85
		Ср	112,60	0,77	
5 загр	50	0,96	116	111,27	
	52	1,06	111	117,30	
	91	1,08	110	118,65	
	95	0,92	122	111,67	
	131	1,01	117	118,35	110,69
		Ср	115,43	0,75	

Рисунок 4.2 – Таблиця розрахунку контролю

Розраховувавши значення сигналів контролю та фона, ми можемо розраховувати значення поглинутої дози на шкіру пацієнта (рис.4.3).

на поверхні фантома										
Покал	№ пакета	№ дет	KI	II	KI*II	KI*II-фон	дрейф	К кал	Дозгл	
1		554	0,96	612	588,4166	581,88	436,56	12,88	12,17	
		555	0,92	626	573,4602	588,88	426,83	12,99	11,96	
		556	0,95	596	568,9878	582,21	421,96	12,45	11,77	
		557	1,03	573	587,4521	582,70	437,34	12,90	12,19	
		562	1,05	565	591,6096	588,76	440,38	12,99	12,28	
									12,08	
2	2	564	1,04	441	468,2816	464,61	341,13	10,06	9,51	
		567	1,02	383	390,8366	386,88	289,62	8,54	8,08	
		570	1,12	348	391,2388	388,48	290,07	8,56	8,09	
		575	1,03	406	418,24	411,48	308,84	9,11	8,61	
		578	1,02	415	423,2738	418,62	314,12	9,27	8,78	
									8,61	
3		587	1,03	495	608,8029	604,06	378,31	11,16	10,53	
		591	1,02	474	483,4502	478,89	359,28	10,60	10,02	
		592	0,97	491	477,4107	472,88	354,73	10,47	9,85	
		593	0,92	502	481,9888	467,24	343,18	10,12	9,57	
		594	0,94	469	439,8104	436,08	326,53	9,63	9,11	
									9,83	
4		549	0,96	600	577,7182	572,88	430,03	12,69	11,96	
		550	0,97	587	587,8628	583,88	423,20	12,48	11,80	
		551	1,06	541	576,6187	570,78	428,38	12,64	11,94	
		552	1,04	538	568,8077	442,69	332,18	9,80	9,26	
		553	1,05	508	534,884	529,81	397,72	11,73	11,06	
									11,22	
5		580	1,05	574	602,6268	607,77	448,65	13,24	12,51	
		582	1,03	581	608,7682	604,00	445,82	13,15	12,43	
		583	0,96	618	600,7367	586,88	439,80	12,97	12,28	
		584	0,96	588	588,1818	581,41	421,36	12,43	11,75	
		586	1,04	567	588,8298	584,17	438,45	12,93	12,22	
									12,23	

Рисунок 4.3 – Таблиця розрахунку поглинутої дози на поверхні фантома

Розрахунок дози в інших органах людини за допомогою радіаційно-зважувального фактора (рис.4.4).

Інші органи	Доза	Кзв	К*D	D, мЗв
Тимус	10,80	0,0125	0,135	0,44
Наднирники	7,54	0,0125	0,094	
Жовчний міхур	8,02	0,0125	0,100	
Селезінка	9,22	0,0125	0,115	
Нирки	6,03		0,000	
Підшлункова залоза	6,38		0,000	
Тонкий кишечник	0,41		0,000	
		0,05		
	35,58			

Рисунок 4. – Таблиця розрахунку поглинутої дози в інших органах

Після розрахунку поглинутої дози на орган та тканини людини, ми можемо розрахувати еквіваленту та ефективну дозу на пацієнта при дослідженні КТ за допомогою радіаційно-зважувального фактора (рис.4.4).

Поглинута доза радіочувствливих органів				Публ 60
ОРГАН	Доза*, отн	Кзв	Д*Кзваж	Еф, мЗв
Щитоподібна залоза	10,987	0,05	0,549	5,67
Грудна залоза	11,147	0,05	0,557	
Стравохід	10,510	0,05	0,526	
Легені	9,563	0,12	1,148	
Печінка	8,876	0,05	0,444	
Товстий кишечник	1,845	0,12	0,221	
Шлунок	9,276	0,12	1,113	
Сечовий міхур	0,101	0,05	0,005	
Гонади	0,098	0,2	0,020	
Шкіра	0,000	0,01	0,000	
ЧКМ	4,914	0,12	0,590	
Поверхня кісток	6,409	0,01	0,064	
Інші органи	35,576	0,05	1,779	
		1		

Рисунок 4.4 – Таблиця розрахунку і дози на орган людини

4.2 Алгоритм роботи програмного модулю

На базі розрахунку ефективної дози при ТЛ-дозиметрії була створений алгоритм роботи програми. Опис алгоритма наведений нижче.

Перед початком роботи розраховуються коефіцієнти: $K_{чi}$ – коефіцієнт чутливості i -го детектора, $K_{кi}$ – коефіцієнт калібрування i -го детектора, $K_{л}$ – коефіцієнт лінійності. Коефіцієнт лінійності розраховується в програмному пакеті «NCSS + Advanced Grapher».

Після зчитування сигналів з детекторів, дані конвертуються в необхідний формат для подальшого розрахунку дози.

Після внесення всіх даних розраховується $K_{д}$ – коефіцієнт дрейфу нуля, – це необхідно для того, щоб мінімізувати похибку при розрахунку дози в подальшому.

Далі ми розраховуємо сигнал i -го детектора з урахуванням $K_{чi}$ для кожного детектора.

Під час обстеження на детектори вливає фон навколишнього середовища, який складає приблизно 0,3 мкЗв/год. Для чистоти експерименту ми віднімаємо від отриманих сигналів детекторів, які знаходилися у фантомі, сигнали фонових детекторів.

Тепер ми можемо розраховувати сигнали детекторів з урахуванням $K_{кi}$, $K_{л}$ та $K_{д}$.

Далі ми розраховуємо середню поглинуту дозу в окремому органі як середнє арифметичне значення дози за даними точками.

У зв'язку з тим, що червоний кістковий мозок є протяжним органом, середня поглинута доза у ньому визначається як сума добутоків середньої поглинутою дози на фракцію маси.

Еквівалентна доза в органі або тканині визначалась як добуток поглинутої дози в окремому органі на радіаційний зважувальний фактор.

Ефективна доза розраховувалась як сума добутоків еквівалентних доз в окремих органах та тканинах на відповідні зважувальні фактори.

На екран монітора виводяться дані розрахунків: поглинута доза шкіри, еквівалента та ефективна доза при КТ-обстеженні пацієнта.

Приклад розробленого алгоритму наведений на рис. 4.1. Схема програми наведена у додатку Б.



Рисунок 4.1 – Програмний модуль реєстрації дозиметричних параметрів в КТ

4.1 Висновки до розділу 4

Проведено розробку програмного модулю реєстрації дозиметричних параметрів в КТ. Проведено апробацію роботи модулю.

ВИСНОВКИ

У магістерській роботі були оглянуті основні принципи сканування в комп'ютерній томографії в різних поколіннях та типів. Розглянуті технічні характеристики МСКТ Philips Brilliance 64.

За даними Всеукраїнського аудиту станом на 2019 р. була проведена оглядова характеристика кількості КТ та фірм виробників на території України. За отриманими даними було виявлено, що дані між ДІЯР та МОЗ суттєво відрізняються. За даними ДІЯР на території України знаходиться 525 систем КТ, а за даними МОЗ їх 103. Можливо, ця різниця спричинена стрімким зростанням кількості КТ-систем у приватних та відомчих медичних установах, дані про які не в повному обсязі наявні в МОЗ.

Були розглянуті методику розрахунку ефективної дози при КТ-обстеженні – індекс дози та ТЛ-дозиметрія. При розгляді методик було вибраний метод ТЛ-дозиметрії, бо є можливість розраховувати еквівалентну дозу на орган або тканину пацієнта.

Були розглянуті матеріали стосовно фантома людини, за допомогою якого були розраховані дози. Проведений аналіз основних параметрів КТ-дослідження за допомогою, яких можливо змінювати дозу опромінення.

Після розрахунку еквівалентні дози пацієнта було виявлено, що під рентгенівське випромінювання потрапляють органи та тканини, які не скануються – щитовидна залоза (0,6-0,78 мЗв) і шлунок (0,98-1,2 мЗв).

Розраховані ефективні дози при 16-зрізовому КТ та 64-зрізовому КТ, виявили, що доза при 64-зрізову менша ніж при 16-зрізовому приблизно різниця становить 0,6 мЗв.

За допомогою дозового коефіцієнта можливо перевірити дані, які ми отримуємо за допомогою дозиметра, який вбудовано в КТ, та розраховану ефективну дозу за допомогою ТЛ-дозиметрії. Провівши порівняння між

отриманими даними було виявлено, що різниці між ТЛ-розрахунком (5,74-6,33 мЗв) та дозового коефіцієнта (4,6-5,36 мЗв) складає приблизно 1 мЗв.

Також було показано велике дозове навантаження на пацієнтів при проведенні КТ-досліджень в порівнянні з рентгенографічними дослідженнями, що вимагає знаходження шляхів зменшення і контролю цих навантажень на пацієнтів при КТ-дослідженнях, що і було зроблено в даній роботі.

Результати роботи можуть бути впроваджені в кабінетах КТ-досліджень, а також використовуватися для удосконалення блоку контролю параметрів опромінення рентгенівського томографа.

Отримані результати були опубліковані в 2 збірниках матеріалів міжнародних наукових конференцій та у фаховому журналі.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Рак легких [Електронний ресурс] // zdraw.expert. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <http://zdrav.expert/index.php/%D0%A1%D1%82>.
2. Терновой С. К. Компьютерная томография / С. К. Терновой, А. Б. Абдураимов, И. С. Федотенков. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2008. – 176 с.
3. Черняев А. П. Компьютерная томография / А. П. Черняев, Д. В. Волков, Е. Н. Лыкова // Физические методы визуализации в медицинской диагностике / А. П. Черняев, Д. В. Волков, Е. Н. Лыкова. – Москва: Библиотека медицинского физика, 2019. – С. 36–53.
4. Линник Н. Информативность современной многосрезовой компьютерной томографии и основные причины ошибочной интерпретации получаемых данных при обследовании фтизиопульмонологических больных / Н. Линник, Г. Гуменюк, Н. Мусиенко. // Астма та алергія. – 2012. – №3. – С. 65–71.
5. Прокоп М. Спиральная и многослойная компьютерная томография / М. Прокоп, М. Галански. – Москва: МЕДпресс-информ, 2006. – 416 с.
6. Фещенко Ю. И. Перспективы применения мультиспиральной компьютерной томографии в пульмонологии / Ю. И. Фещенко, Н. И. Линник // Газета ЗУ. – 2010. – № 2. – С. 7–8.
7. Линник М. І. Можливості застосування мультиспіральної компютерної томографії в обстежені хворих хронічним обструктивним захворюванням легень та бронхіальною астмою / М. І. Линник, Г. Л. Гуменюк, Н. М. Мусієнко // Астма та алергія. – 2009. – № 3–4. – с. 55–61.
8. Застосування мультиспіральної комп'ютерної томографії в обстеженні хворих на хронічне обструктивне захворювання легень та бронхіальну астму. Інформаційний лист / ДУ «Національний інститут

фтизіатрії та пульмонології ім. Ф. Г. Яновського НАМН України». – К., 2011. – 4 с.

9. Computed tomography and patient risk: Facts, perceptions and uncertainties / Stephen P Power, Fiachra Moloney, Maria Twomey та ін.]. // World Journal Radiology. – 2016. – №8. – С. 902 – 915.

10. R.W. Field Radon: An Overview of Health Effects, Editor(s): Jerome Nriagu, Encyclopedia of Environmental Health (Second Edition), Elsevier, 2015, Pages 467-475.

11. Development and test of a new scanning geometry for Computed Tomography de las Heras, Hugo. Dissertation, 2009.

12. European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures. // Radiation Protection. – 2011. – №154. – С. 24 – 34.

13. Medical Radiation Exposure of the European Population. // Radiation Protection. – 2015. – №180. – С. 51 – 63.

14. Establishing national diagnostic reference levels (DRLs) for computed tomography in Egypt / Salama DH, Vassileva J, Mahdaly G та ін.]. // Physica medica. – 2017. – №39. – С. 16 – 24.

15. Тарутин И. Г. Инструкция по применению "Протокола контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов" [Электронный ресурс] / И. Г. Тарутин, С. А. Хоружик, Г. В. Чиж. – 2009.

16. Хоружик С. А. Инструкция по КТ-дозиметрии [Электронный ресурс] / С. А. Хоружик. – 2009. – Режим доступа до ресурса: http://nld.by/ctdose/downloads/kharuzhyk_CTdose_instruction.pdf.

17. Определение дозы излучения компьютерной томографии по анализу уровня шума / М. Усанов, Н. Кульберг, Т. Яковлева, С. Морозов. // Компьютерные исследования и моделирование. – 2018. – №4. – С. 525–533.

18. Дозы излучения компьютерной томографии / М. Лукнов, Н. Гртутов, Т. Лаконова, А. Морозов. // Компьютерные исследования и моделирование. – 2017. – №3. – С. 435–443.

19. Лунин Н. Многосрезовая компьютерная томография и основные причины ошибочной интерпретации получаемых данных при обследовании больных / Н. Лунин, Г. Кинин, Н. Муров. // Астма та алергия. – 2015. – №4. – С. 66–72.

20. European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures [Электронный ресурс] / [B. Wall, D. Hart, H. Mol та ін.] // EUROPEAN COMMISSION. – 2008. – Режим доступу до ресурсу: https://ddmed.eu/_media/background_of_ddm1:rp154.pdf.

21. Марусина М. Я. Компьютерная томография / М. Я. Марусина, А. О. Казначеева // Современные виды томографии / М. Я. Марусина, А. О. Казначеева. – Санкт-Петербург: ИТМО, 2006. – С. 11–36.

22. Хоружик С. А. Доза облучения при компьютерно-томографических исследованиях: дозиметрические параметры, измерение, способы снижения, радиационный риск [Электронный ресурс] / С. А. Хоружик, А. Н. Михайлов. – 2010. – Режим доступу до ресурса: [http://nld.by/personal/publications/2007/kharuzhyk_VRR07 .pdf](http://nld.by/personal/publications/2007/kharuzhyk_VRR07.pdf).

23. Survey Of Computed Tomography Doses And Establishment Of National Diagnostic Reference Levels// Radiation Protection Dosimetry, 2010.

24. Podgorsak E. B. Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students / E. B. Podgorsak. – Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005.

25. Kalender W.A. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications / W.A. Kalender. – Erlangen: Publics Corporate Publishing, 2005.

26. Frush D.P. Computed tomography and radiation: nderstanding the issues / D.P. Frush, K. Applegate. – J. Am. Coll. Radiol, 2004. – Vol. 1, N. 2. – P. 113-119.

27. Tsapaki V. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest, and Abdominal

CT – IAEA-coordinated Research Project / V. Tsapaki, J.E. Aldrich, R. Sharma. – Radiology, 2006. – Vol. 240, N. 3. – P. 828-834.

28. Терновой С.К. Компьютерная томография / С.К. Терновой, А.Б. Абдураимов, И.С. Федотенков. – ГЭОТАР-Медиа, 2008.– 176 с.

29. Корнеева В.В. Обоснование путей снижения доз облучения населения Украины, обусловленных лучевой диагностикой : дис. канд. биол. наук/ В.В. Корнеева. – Харьков, 2002. – 210 с.

30. Greening J. R. Fundamentals of Radiation Dosimetry / J. R. Greening. – Adam Hilger, Bristol, 1981.

31. Hall E.J. Radiobiology for the Radiologist / E.J. Hall. – Lippincott, Philadelphia, PA, 2000.

32. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398, 2000.

33. Rogers D.W.O. Fundamentals of High Energy X-ray and Electron Dosimetry Protocols, in Advances in Radiation Oncology Physics, Medical Physics Monograph 19 / D.W.O. Rogers. – AAPM, New York, 1992.

34. Shortt K.R. A Comparison of Absorbed Dose Standards for High Energy X-rays / K.R. Shortt, C.K. Ross, M. Schneider, K. Hohlfeld, M. Roos, A.-M. Perroche Phys. – Med. Biol. 38, 1993.

35. Naaga J.R. Radiation dose management: Weighing risk versus benefit / J.R. Naaga. – Am. J. Roentgenol, 2001. – Vol. 177, N. 2.

36. Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems Used in Medicine, Part III, Computed Tomography X-ray Scanners. Diagnostic Radiology Topic Group Report No. - 2001

37. Блинов Н. Н. Выбор технических режимов рентгенографии как фактор снижения лучевой нагрузки / Н. Н. Блинов// Медицинская радиология и радиационная безопасность. – 2000. – №5. – с. 35-41.

38. Киселева М.Ф. Публикация 103 Международной Комиссии по радиационной защите (МКРЗ) / М.Ф. Киселёва, Н. К. Шандалы; пер с англ. – М.: Изд.ООО ПКФ «Алана», 2009.