

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод встановлення ефективної дози Rg^0 випромінювання
у системах рентгендіагностики

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	<hr/>	<u>Гринюк І.О.</u> <hr/>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник	<hr/>	<u>Ткачук Р.А.</u> <hr/>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<hr/>	<u>Паляниця Ю.Б.</u> <hr/>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<hr/>	<u>Яворська Є.Б.</u> <hr/>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Рецензент	<hr/>	<hr/>
	(підпис)	(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод встановлення ефективної дози Rg^0 випромінювання у системах рентгендіагностики» // Кваліфікаційна робота // Гринюк Іван Олександрович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2021 // с. – 95, рис. – 18, табл. – 2, додат. – 2, бібліогр. – 112.

Ключові слова: РЕНТГЕНІВСЬКЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, РЕНТГЕНІВСЬКА ТРУБКА, РАДІАЦІЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, MICROSOFTVISUALSTUDIO 2008 EXPRESS

У кваліфікаційній роботі магістра проведене імітаційне моделювання спектру випромінювання рентгенівської трубки. У моделі враховано основні параметри та характеристики процесу. Вона дає можливість за відомими медичними показниками вірогідно зімітувати первинне випромінювання у відношенні до експериментального, а це в свою чергу, вказує на адекватність процесу тестування алгоритмів їх опрацювання у системах рентгендіагностики.

Для коректного моделювання використано програмне забезпечення середовища Microsoft Visual Studio 2008 Express та мови програмування C++.

ANNOTATION

Theme of qualification work: "Method of establishing an effective dose of Rg^0 radiation in X-ray diagnostic systems" // Qualification work // Hryniuk Ivan Oleksandrovysh // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, RBm-61 // Ternopil, 2021 // P. 95, Fig. – 18, table. - 2, appendix. - 2, bibliogr. - 112.

Keywords: X-RAY RADIATION, X-RAY TUBE, RADIATION, SOFTWARE, MICROSOFTVISUALSTUDIO 2008 EXPRESS

In the master's qualification work the simulation modeling of the X-ray tube radiation spectrum is carried out. The model takes into account the main parameters and characteristics of the process. It makes it possible to reliably simulate the primary radiation in relation to the experimental one with the help of known medical indicators, which in turn indicates the adequacy of the process of testing algorithms for their processing in X-ray diagnostic systems.

MicrosoftVisualStudio 2008 Express software and C ++ programming languages were used for correct modeling.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ	11
1.1 Біофізичний та медичний аспекти	11
1.2 Технічний аспект	15
1.3 Огляд відомих систем	20
1.4 Цифрові рентгенографічні системи	25
1.5 Використання багатокамерної технології у рентгенографії	31
1.6 Висновки до розділу 1	31
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ	33
2.1 Рентгенівське випромінювання та біосередовище	33
2.2 Моделювання процесу поширення випромінювання в розсіювальних середовищах	35
2.3. Метод Монте-Карло	37
2.4 Алгоритм імітації	40
2.5 Висновки до розділу 2	43
РОЗДІЛ 3. ВЕРИФІКАЦІЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ	44
3.1 Закон Бугера-Ламберта	44
3.2 Розрахунок спектру первинного рентгенівського випромінювання .	44
3.3 Спектр гальмівного випромінювання	46
3.4 Спектр первинного характеристичного випромінювання	46
3.5 Реальний первинний спектр трубки	47
3.6 Висновки до розділу 3	50
РОЗДІЛ 4. ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ	51
4.1 Методика розрахунку дози	51
4.2 Програмне моделювання спектрів випромінювання	57
4.3 Результати розрахунку	60
4.4 Висновки до розділу 4	64

РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	65
5.1 Охорона праці	65
5.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	66
5.3 Висновки до розділу 4	71
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	72
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	74
ДОДАТКИ.....	85

ВСТУП

Актуальність теми. З часу відкриття в кінці XIX століття X-променів Rg^0 випромінювання стало основним інструментом для неінвазивного контролю в техніці і медицині. Rg^0 випромінювання виробляється в Rg^0 трубках при гальмуванні на аноді електронів, що вилітають з катода. Принцип дії контролю заснований на різному ослабленні Rg^0 випромінювання при проходженні через речовину з різною щільністю і освітою тінювих зображень на рентгенівській плівці або на цифрових приймачах зображень.

Радіаційне ураження виникає внаслідок зовнішнього або внутрішнього опромінення. Зовнішнє опромінення відбувається зовнішнім іонізуючим проникаючим випромінюванням. Внутрішнє опромінення - при попаданні радіоактивних речовин у вигляді радіоактивних аерозолів в організм людини в результаті вдихання або проковтування.

До рентгенівським установкам відносяться рентгенівські (рентгенодіагностичні апарати загального призначення, флюорографічні, хірургічні, ангіографічні, мамографічні, пересувні, палатні, апарати комп'ютерної томографії) і рентгенотерапевтичні апарати.

Шкідливим фактором рентгенівських установок є рентгенівське випромінювання, яке відноситься до іонізуючих випромінювань. Енергія фотонів рентгенівського випромінювання медичних діагностичних рентгенівських апаратів лежить в діапазоні від 0 до 250 кеВ (кілоелектронвольт - одиниця виміру енергії в атомній і квантової фізики).

Шкідливість іонізуючих випромінювань полягає в іонізації клітин організму людини. Тим самим порушується обмін речовин і процеси життєдіяльності. При цьому шкідливість прямо пропорційна дозі випромінювання. Доза дорівнює енергії випромінювання поглинається в одиниці маси організму вимірюється у Греях (Дж/кг). Великі дози опромінення призводять до припинення поділу клітин і їх загибелі.

У Міжнародній програмі Наукового комітету з дії атомної радіації при Організації об'єднаних націй (НКДАР ООН) задекларовано концепцію захисту населення від впливу радіаційного опромінення. Встановлено, що гранична доза для кришталіка ока знижена з 150 мЗв на рік до 20 мЗв, тобто в 7,5 разів. Середньорічною дозою опромінення від різного роду джерел (за даними НКДАР ООН) є 2,8 мЗв. Одне із перших місць тут займає медична променева діагностика та терапія. Станом на 2020 рік середньорічною дозою, зумовленою діагностичними дослідженнями, вважається 0,4 мЗв, майже 14% від повної дози [НКДАР ООН, 2020].

В Україні задекларована Постанова Кабінету Міністрів України № 1141 від 18 листопада 2020 р. «Порядок створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення».

У світі дана проблема сформульована у Директиві Ради 2013/59/Євратом від 5 грудня 2013 року про встановлення основних норм безпеки для захисту від загроз, зумовлених впливом випромінювання. Досі залишається невирішеною проблема контролю стану джерел та доз випромінювання, що є актуальним при медичних застосуваннях.

Отже, розробка методу встановлення ефективної дози Rg^0 випромінювання у системах рентгендіагностики для оперативного отримання інформації про функціональні зміни в організмі людини є актуально важливим.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є розроблення методу встановлення ефективної дози Rg^0 випромінювання у системах рентгендіагностики шляхом комп'ютерного опрацювання отриманих результатів та коректного використання математичного апарату.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати наступні задачі:

1. Провести аналіз відомих моделей Rg^0 випромінювання та методів їх опрацювання для вибору напрямку наукового дослідження.

2. Розробити метод встановлення ефективної дози на базі вибраної матмоделі з метою оперативного отримання інформації про функціональні зміни в організмі людини.

3. Розробити алгоритмічно-програмне забезпечення для експериментального встановлення ефективної дози у системах рентгендіагностики.

Об'єкт дослідження: процес оцінювання впливу Rg^0 випромінювання.

Предмет дослідження: комп'ютерна імітаційна модель спектрального складу Rg^0 випромінювання.

Методи дослідження: аналітична теорія та теорія переносу, ПП Microsoft Visual St. 2008 Express.

Наукова новизна. Розроблено метод встановлення ефективної дози Rg^0 випромінювання у системах рентгендіагностики, який дозволить оперативне отримання інформації про функціональні зміни в організмі людини.

Апробація результатів дослідження. Представлені в роботі результати доповідались та обговорювались на IV Міжнародній студентській науково-технічній конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (м. Тернопіль, 28-29 квітня 2021 р.).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ

1.1 Біофізичний та медичний аспекти

В основі променевої діагностики лежить дослідження функціональних та анатомічних структур людини із застосуванням випромінювань із профілактичною та діагностичною метою. Сюди відносяться X-ray-діагностика, УЗД, X-ray CT, радіонуклідна діагностика, МРТ. При інвазивних втручаннях з метою діагностування чи терапії використовується інтервенційна радіологія.

Усі випромінювання, які використовуються в променевої діагностиці, поділяються на неіонізуючі та іонізуючі. При взаємодії з середовищем іонізуючі випромінювання не викликають іонізації атомів, тобто їх розпаду на протилежно заряджені частки – іони.

Іонізуючі випромінювання здатні іонізувати атоми докільця, у тому числі атоми, що входять до складу тканин людини. Усі ці випромінювання поділяються на квантові (складаються з фотонів) і корпускулярні (складаються з часток).

Цей поділ є умовним, оскільки будь-яке випромінювання має подвійну природу і в певних умовах проявляє то властивості хвилі, то властивості частки. Проте для радіологічної практики це ділення зручне по ряду міркувань.

До квантових іонізуючих випромінювань відносять гальмівне випромінювання (зокрема, рентгенівське) і гамма-випромінювання. До корпускулярних випромінювань зараховують пучки електронів, протонів, нейтронів, мезонів і інших часток.

Розрізняють природні і штучні джерела іонізуючих випромінювань. До штучних джерел іонізуючих випромінювань відносяться різні технічні пристрої, створені людиною. У променевої діагностиці такими пристроями виступають рентгенівські трубки, радіонукліди і прискорювачі заряджених часток.

Проходячи через будь-яке середовище, у тому числі через тканини людського організму, усі іонізуючі випромінювання діють в принципі однаково: усі вони передають свою енергію атомам цих тканин, викликаючи їх збудження і іонізацію. Розподіл виникаючих іонів по шляху дотримання часток, або фотонів, різний, оскільки залежить від їх природи і енергії.

Протони, і особливо α -частинки, мають великі масу, заряд і енергію, тому рухаються в тканинах прямолінійно, утворюючи густі скупчення іонів. Інакше кажучи, у них велика лінійна втрата енергії в тканинах. Довжина їх пробігу залежить від початкової енергії частки і природи речовини, в якій вона переміщається. Лінійна втрата енергії (ЛПЕ) = E/P , де E – енергія частинки, P – її пробіг в цьому середовищі.

Шлях електрона в тканині звивистий, оскільки він має малу масу і змінює напрям свого руху під дією електричних полів атомів. Проте електрон здатний виривати орбітальний електрон з системи зустрічного атома, тобто створювати іонізацію речовини. Пари іонів, що тільки утворюються, розподілені по шляху дотримання електрона набагато менш густо, чим під дією протонного пучка або α -частинок.

Швидкі нейтрони втрачають свою енергію головним чином в результаті зіткнень з ядрами водню. Ці ядра вириваються з атомів і самі створюють в тканинах короткі густі скупчення іонів. Після уповільнення нейтрони захоплюються атомними ядрами, що може супроводжуватися виділенням гамма-квантов високої енергії, які у свою чергу дають щільні скупчення іонів. Частина ядер, зокрема ядра атомів натрію, фосфору і хлору, внаслідок взаємодії з нейтронами стають радіоактивними. У зв'язку з цим після опромінення людини потоком нейтронів в його тілі залишаються радіонукліди, що є джерелом випромінювання (так звана наведена радіоактивність).

Таким чином, в результаті взаємодії заряджених і нейтральних часток з атомами людських тканин відбувається іонізація речовини тканин. При цьому кожному виду випромінювання властивий певний мікророзподіл іонів (енергії) в тканинах.

Потік фотонів ослабляється в будь-якому середовищі, у тому числі і в біосубстраті, в результаті розсіяння фотонів в просторі і їх взаємодії з атомами середовища. Просторове послаблення відбувається так само, як послаблення променів видимого світла : чим далі від джерела, тим в більшому об'ємі розсіюються фотони і тим менше їх доводиться на одиницю опромінюваної поверхні. Інтенсивність випромінювання назад пропорційна квадрату відстані до джерела випромінювання (закон "зворотних квадратів").

Таким чином, при основних процесах взаємодії гальмівного випромінювання і гамма-випромінювання з речовиною частина їх енергії перетворюється на кінетичну енергію електронів, які роблять іонізацію середовища.

Усі випромінювання, як неіонізуючі, так і іонізуючі, здатні викликати зміни в живих організмах, т. е. чинять біологічну дію. Воно є результатом поглинання енергії випромінювання елементами біоструктур.

Біологічна дія іонізуючих випромінювань стала відома незабаром після відкриття рентгенівського випромінювання.

Перший етап біологічної дії іонізуючих випромінювань є фізичним процесом взаємодії випромінювання з речовиною. Усі випромінювання безпосередньо або опосередковано викликають збудження або іонізацію атомів біосистем. В результаті в тканинах з'являються збуджені і іонізовані атоми і молекули, що мають високу хімічну активність.

Морфологічні і функціональні зміни клітин проявляються вже в перші хвилини після опромінення. В першу чергу вражаються ядерні структури - ДНК - дезоксинуклеопротейди і ДНК-мембранні комплекси. Спостерігається гальмування зростання і поділ клітини, в ній виявляються дистрофічні зміни аж до загибелі. Зміни в хромосомному апараті клітини позначаються на її спадковості – ведуть до радіаційних мутацій. Вони можуть розвинути в соматичних клітинах, призводячи до зниження життєздатності їх нащадків або до появи клітин з новими якостями. Ці нові популяції клітин можуть бути джерелом пухлинних захворювань. Мутації, що розвинулися в статевих клітинах, не відбиваються на стані опроміненого організму, але можуть

проявитися в наступних поколіннях, що може привести до подальшого зростання числа спадкових хвороб.

Біологічний ефект спричинений першочергово величиною поглинутої дози та її поширенням в організмі. При рівній дозі максимальними наслідками супроводжується опромінення всього організму. Опромінення окремих ділянок організму надає реакцію менш виражену.

Чинниками, які вказують на чутливість клітин до опромінення є: вид вивчення (енергія квантів чи частинок), мітотичний цикл, міра оксигінації, функціональний стан клітини на час опромінення. Максимальному ураженню підлягають клітини, які знаходяться в активному стані (наприклад, період синтезування ДНК). Значну роль відіграють зовнішні умови: температура, вміст води, кисню і т. д.

Променеві ураження яскраво проявляються в активно проліферуючих тканинах (лімфатична, кровотворна) і менше в тканинах (кісткова, хрящова, м'язова, жирова), які слабо оновлюються.

Будь-яке медичне застосування іонізуючих випромінювань вимагає дотримання правил радіаційної безпеки та захисту від променевого ураження пацієнтів і персоналу променевих відділень.

Основні принципи променевої діагностики :

- достатня повнота і якість променевих досліджень з урахуванням конкретних умов і обставин їх виконання;
- застосування при обстеженні кожного конкретного хворого усіх доступних в цих умовах методів і методик, необхідних для успішного вирішення поставлених завдань;
- своєчасність проведення променевих досліджень, максимально можливе скорочення не лише тривалості самого дослідження, але і часу від моменту призначення до надання лікареві результатів дослідження;
- доцільна, розумна економічність променевих досліджень, виключення не виправданих клінічними завданнями витрат часу і засобів;
- безпека променевих досліджень як для пацієнтів, так і для персоналу і усіх осіб, що беруть участь в дослідженні;

– необтяжливість досліджень для пацієнтів, що особливо знаходяться у важкому стані.

1.2 Технічний аспект [1-4]

Експертами встановлено, що у діагностичних методах застосування рентгенологічних обстежень становить близько 60-70 % (до 2010 року), хоча такі методи як КТ, УЗД досить інтенсивно впроваджувались при функціональному діагностуванні організму.

Згідно рисунку 1.1 [2] можна встановити факт визначення якості рентгенапаратури шляхом встановлення співвідношення корисної інформації до випромінюваної зони, а також до затрат часу медичним персоналом (див. рис. 1.1).

Для застосування моделей в даній роботі розглянуто систему «лікар-РДА-пацієнт». Це уможлиблює застосувати інформаційну модель, керування та прийняття рішень в ході конструкторського аналізу та технічного забезпечення РДА.

Історично склалося, що у теорії інформації, як засіб кількісної та якісної оцінки каналу зв'язку, застосовується аналіз комунікацій. Абстрактно, канал – це характеристика поведінки як відгуку на стимул (вхід). Вибір одного відгуку із множини можливих є результатом представлення стимулу. Визначення точності вибору відбувається із врахуванням зовнішніх факторів.

Нехай існує дві дискретні кінцеві множини X та Y станів (повідомлень) із елементами, відповідно " x ", " y ", де " x " – повідомлення передане по каналах зв'язку, а " y " – отримане. Тоді, мірою інформації $I(x, y)$, яку несе повідомлення " y " про повідомлення " x " є логарифмічне співвідношення апостеріорної $P(x, y)$ та апіорної $P(x)$ ймовірностей " x ":

$$I(x, y) = F[P(x), P(x/y)] = -A \ln P(x, y) / P(x) \quad (1.1)$$

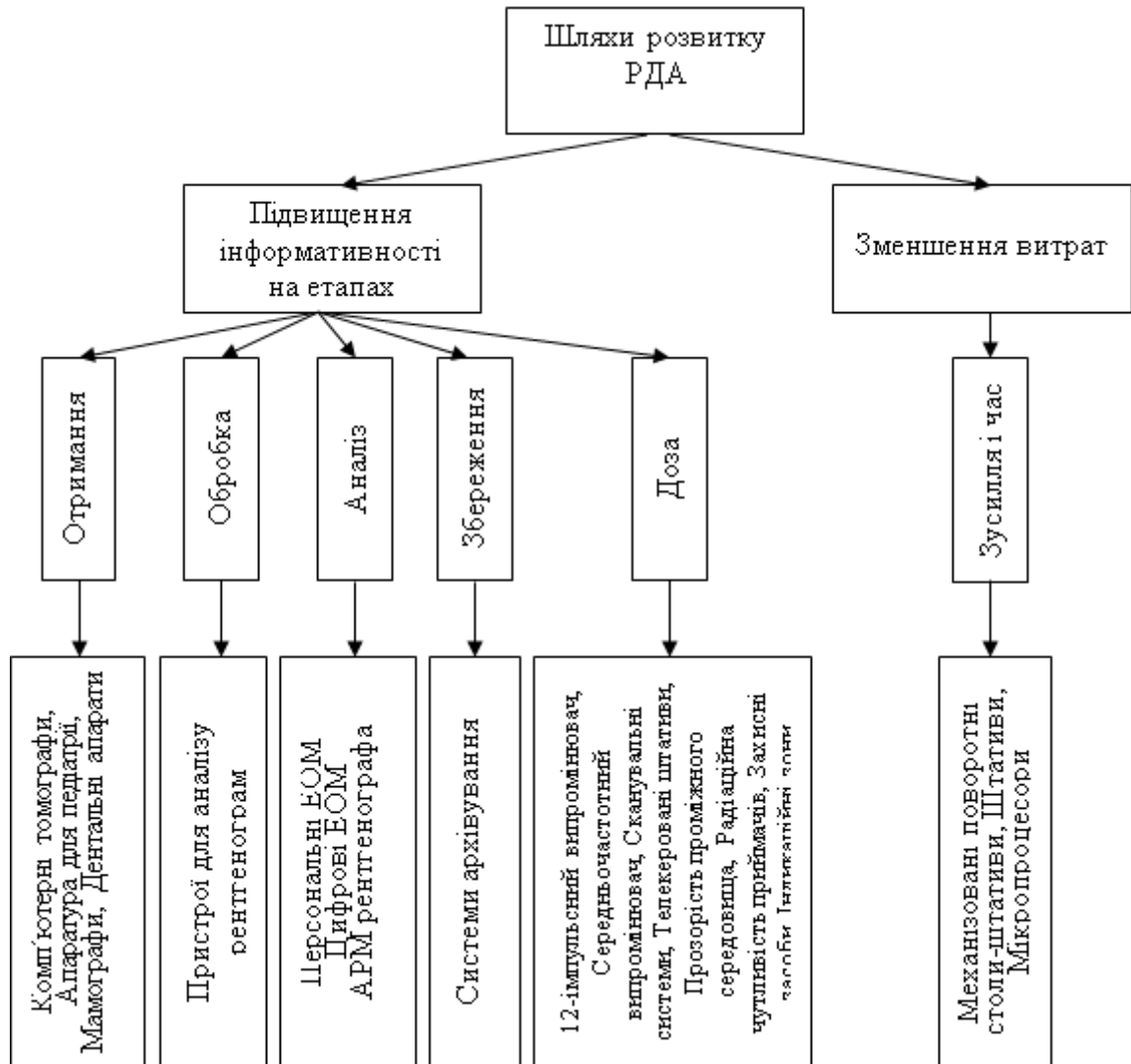


Рис. 1.1. Класифікація основних шляхів удосконалення рентгенівських діагностичних апаратів (РДА) [2]

Для визначення середньої інформації використано вираз (1.2), т.з. правило Байєса:

$$H(x) = \sum P(x, y) I(x, y) = \sum p(x) \log_2 \frac{1}{P(x)} \quad (1.2)$$

Вираз (1.2) уможливує визначення кількості градацій контрасту, які сприймає око дослідника, при змінюваності інформації на 1 Біт (див. табл. 1.1).

Кількість градацій контрасту при різних типах досліджень

Метод дослідження	Інформація	Кількість градацій зображень
Rg ^o -скопія	2	4
Фотозйомка з УРІ	4	16
КТ	5	32
Rg ^o -графія	6	64

Для забезпечення передавання повної кількості градацій контрасту в умовах обмеженого динамічного діапазону змінюваності товщини фіксованих об'єктів (0,5÷50 см) необхідно мати в наявності достатню кількість установок напруги аноду. Так, для напруги аноду 40÷125 кВ (крок 1 кВ) їх кількість – 85. Для дорослої особи з конституцією в межах норми при Rg^o-графії досить чотирьох установок.

Враховуючи триступеневу чутливість приймача та п'ятиступеневу товщину об'єктів у РДА достатньо 60-ти або (див. табл. 1.1) 64 установок напруги аноду, які в достатній мірі забезпечують точність вибору в 1.33 В в діапазоні зміни напруги аноду 40÷125 кВ. В такому випадку, спосіб оптимального кодування напруги аноду – 6 Біт (принцип Шенона-Фано).

Структура неспеціалізованого РДА має вигляд зображений на рисунку 1.2 [1]. Типовими є: діагностичний Rg^o-випромінювач, штативи (поворотний стіл, стійка для знімків і т.д.), приймачі зображення (касета Rg^o, підсилювач Rg^o-зображення, Rg^o-телесистема та ін.). Типові складові утворюють робоче місце підключене до генератора за допомогою високовольтних та низьковольтних кабелів. Блок керування забезпечує живлення РДА від мережевого блоку. У високопотужних апаратах (> 20 кВт) виконання блоку керування здійснюється з використанням пульта керування і низьковольтної шафи.

Головне коло РДА забезпечує Rg^o-трубку живленням з метою генерування високоякісного випромінювання. Воно складається з коректора напруги мережі, реостату, який регулює мережевий опір, регулятора напруги аноду, мережевий і головний контактори, а також вольтметри та амперметри.

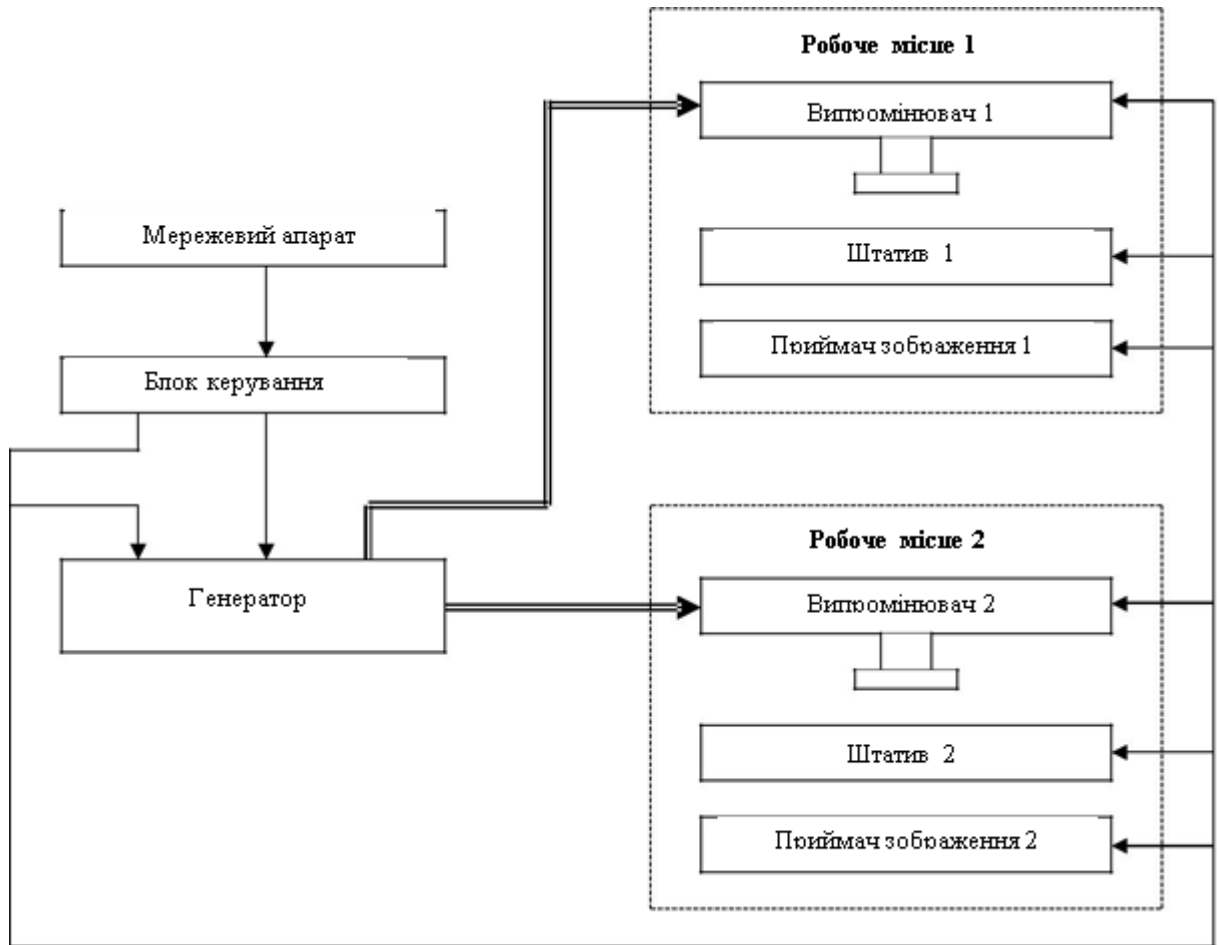


Рис. 1.2. Блок-схема РДА

У окремих моделях РДА ручне коректування напруги замінено автоматзованим.

На рис. 1.3 показано універсальна рентгенівська установка MultiScore (фірма Siemens).

При Rg° -дослідженнях важливим є підбір дози опромінення та кількість досліджень протягом року, супутні хвороби тощо. Тому, запропоновано поділ пацієнтів на три категорії для яких співвідношення граничних доз 100:10:1. До першої категорії AD належать пацієнти із онкологією, підозрою на онкологічні захворювання чи ургентні стани. До другої категорії BD належать пацієнти яким рекомендовані Rg° -дослідження для уточнення діагнозу та підбору терапії інших захворювань. Третя категорія CD – пацієнти яким рекомендовано профілактичне Rg° -дослідження.

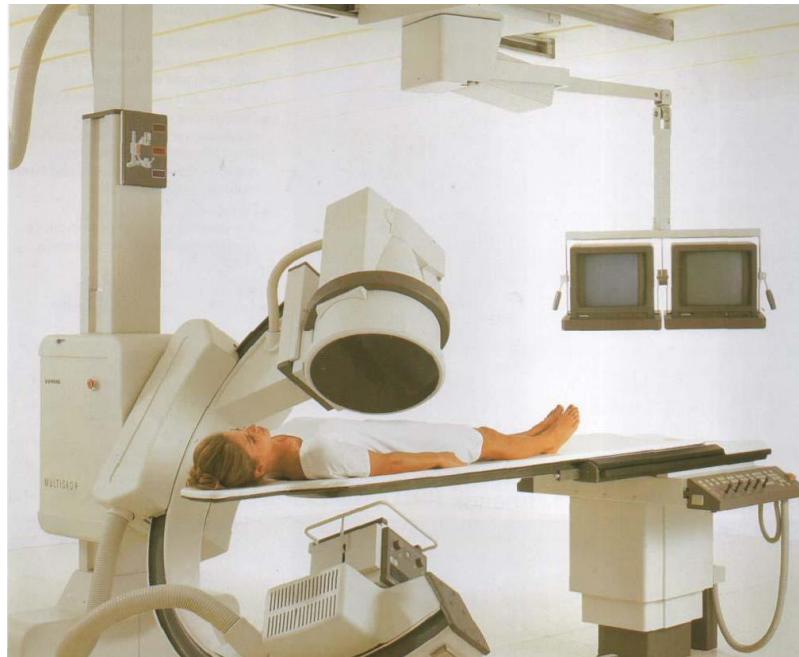


Рис. 1.3. Універсальна рентгенівська MultiScope (фірма Siemens)
 [Справочник медичного обладнання [Електронний ресурс]. – Джерело
 доступу: <http://www.8a.ru/index.php>]

Проблема зменшення питомої ваги медичної рентгенодіагностики в формуванні колективної дози опромінення населення штучними джерелами іонізуючої радіації активно досліджується як науково-дослідними та медичними установами, так і окремими вченими. Rg^o-методи передбачають відповідний вибір робочих параметрів як функцію від характеристик пацієнтів з метою забезпечення мінімальної дози при адекватній якості зображення, що відповідає меті обстеження та має хороше відношення сигнал/шум [2-4]. Для позначення оптимізації рентгенівських доз прийнято вживати аббревіатуру *ALARA* (англ. скор. *As Low As Reasonably Achievable*) — один із основних критеріїв Міжнародної комісії з радіологічного захисту розроблений у 1954 р. з метою зменшення радіаційного впливу. Тут враховано індивідуальні та колективні граничні дози випромінювання з урахуванням соціальних та економічних факторів.

При розробленні оптимізованих техпроцесів проведення досліджень (враховуючи принцип *ALARA*) потрібно за основу брати концепцію користі втрат (1.3):

$$B = S - (P + X + Y), \quad (1.3)$$

де B – чиста користь;

S – загальна користь даної технології;

P – вартість технології (без витрат на радіаційний захист);

Y – втрати на застосування технології (негативні наслідки);

X – витрати на захист від радіації.

Найбільш актуальним в радіології є акронім *ALADA* – «настільки низько як діагностично прийнятно» [2-4].

За показниками витрат та користі можна встановити оптимальні умови користування джерелом випромінювання (див. рис. 1.4).

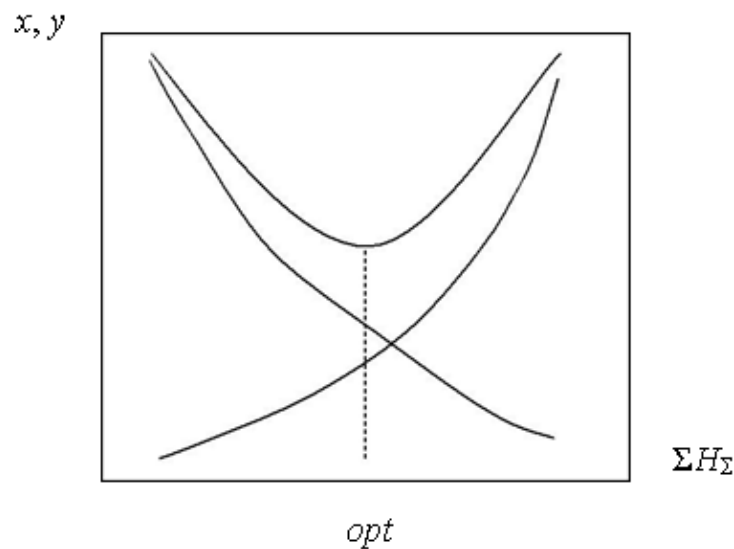


Рис. 1.4. Визначення оптимальних умов застосування джерела випромінювання

1.3 Огляд відомих систем [37]

Цифровий рентгенографічний апарат на 2 робочих

місця. Апарат рентгенографічний цифровий на 2 робочих місця – це абсолютно новий апарат для рентгенографії.

Для АРЦ на 2 робочих місця з цифровими детекторами розроблений абсолютно новий унікальний штатив, що володіє широкими функціональними можливостями. Нова конструкція штатива робить зручним виконання цілого ряду досліджень, які раніше викликали утруднення.

Поворотом детектора вертикальної стійки до +90 (робочим полем вгору) зручно робити знімки черепа і верхніх кінцівок, особливо плеча.

Стіл знімків дозволяє отримувати рентгенівське зображення з двох детекторів (детектор вертикальної стійки опускається і переміщується під деку столу). Значно розширений діапазон повздовжнього переміщення детектора столу знімків отримання рентгенограми будь-якої анатомічної області (<з голови до ніг>) без переміщення пацієнта.

Велика фокусна відстань (1365-1640 мм) при зйомці в латеропозиції на столі знімків підвищення діагностичної якості зображення.

Нова конструкція столу знімків забезпечує проведення досліджень пацієнта вагою до 300 кг.

Всі дослідження виконуються в цифровому форматі (касетоприймачі на вертикальній стійці і на столі знімків замінені на 2 цифрових детектора).

Висока роздільна здатність детектора – 3,7-4,7 пл/мм – дозволяє проводити дослідження на якісно новому діагностичному рівні. Широкий динамічний діапазон забезпечує діагностику щільних і м'яких тканин на одному знімку.

Розмір робочого поля детектора – до 430×430 мм – більше, ніж великоформатна плівка.

Всі переваги цифрового формату – миттєве отримання зображення, можливість зберігання, копіювання, передачі зображення і роботи з ним. Підтримка міжнародного стандарту DICOM.

Пристрій живлення нового покоління.

Модульна конструкція підвищує надійність роботи і збільшує термін служби. Автоматичний перехід з одного модуля на інший забезпечує

безперервність роботи апарату.

Висока потужність і частота перетворення (240 кГц) забезпечують мінімальний час експозиції, знижуючи променеве навантаження на пацієнта і покращуючи якість зображення рухомих органів

Три моделі цифрових АРЦ та їх характеристика

Компанія «Електрон» виготовляє три моделі цифрових АРЦ: “МАКСИМА”, “ОКО” і “ЕКСПЕРТ”.

1. АРЦ “МАКСИМА” на 2 робочих місця. Просте і надійне устаткування. Можливості: цифрова рентгенографія.

Характеристики: роздільна здатність детектора – 3,7 пл/мм; розмір робочого поля – 400×400 мм – більший від розміру повноформатної плівки і дозволяє проводити дослідження габаритним пацієнтам без додаткових знімків; потужність пристрою живлення 55 кВт; у комплекті поставляються автоматизовані робочі місця лікаря і лаборанта.

Рекомендується для використання в медичних установах різного профілю з великим потоком пацієнтів.

2. АРЦ “ОКО” на 2 робочих місця. Широка функціональність і висока якість зображення.

Можливості: цифрова рентгенографія; цифрова томографія до 50°. Якість знімків томографій значно вища за рахунок нової конструкції колони, що дозволяє виконувати дослідження томографій без томоприставки.

Характеристики: висока роздільна здатність – 4,2 пл/мм; розмір робочого поля 400×400 мм; високочастотний пристрій живлення – 70 кВт; всі переміщення штатива повністю автоматизовані, що істотно спрощує роботу лаборанта; окрім автоматизованих робочих місць лікаря і лаборанта (АРМ), в комплект постачання входить виділений файл-сервер. Він дозволяє приймати, зберігати і передавати інформацію з рентгенівського устаткування різних виробників, що дає можливість організувати єдину базу результатів досліджень рентгенодіагностики.

Рекомендується для використання в спеціалізованих і в багатопрофільних медичних установах.

3. АРЦ “ЕКСПЕРТ” на 2 робочих місця, устаткування експертного класу. Максимально широка комплектація.

Можливості: цифрова рентгенографія; цифрова томографія до 50°.

Характеристики: унікальні властивості детектора забезпечують роздільну здатність 4,7 пл/мм і підвищують контрастність зображення в 2 рази; розмір робочого поля до 430×430 мм; високочастотний живлячий пристрій – 80 кВт; всі переміщення штатива повністю автоматизовані; автоматична колімація поля опромінювання скорочує час роботи лаборантів; АРМ лікаря і лаборанта, виділений файл-сервер; багатофункціональний DICOM принтер забезпечує отримання зображень на термопапері або термоплівці з дуже високою якістю друку.

Апарат має максимально повну комплектацію, яка здатна задовольнити запити найвимогливіших споживачів. Додатково, для проведення рентгеноскопичних досліджень, апарати на 2 робочих місця можуть комплектуватися поворотним столом-штативом (ПСШ).

ПСШ призначений для проведення рентгеноскопії (УРІ 9) і плівкової рентгенографії. Поворот деки складає +90° / -15°. До комплекту входить стійка з відеомонітором.

Цифрові апарати для радіографії. Цифрові рентгенографічні системи з плоскими детекторами створені на основі звичайних рентгенографічних апаратів типу MULTIX. Дані системи є новою розробкою фірми SIEMENS. Вони мають ті ж генератори потужністю 50 ÷ 80 кВт і Rg°-трубки, але замість касетоприймача мають цифровий детектор на основі аморфного силікону, для трансформації енергії Rg°-випромінювання в цифрове зображення відзнятого об'єкту та передає його на робочу станцію для комп'ютерного опрацювання та архівування в 14-ти бітні (3000×3000 пікселів) у форматі DICOM-3, а також мережевої передачі Rg°-знімків та одержання високоякісних твердих копій за допомогою лазерної\ камери. У цьому випадку досягається мінімальне променеве навантаження та максимальна пропускна здатність (близько 60-70 пацієнтів/год.) внаслідок застосування безплівкової технології.

В даний час є наступні модифікації апаратів даного класу:

АХІОМ Aristos TX – випромінювач на штативі з підлоговим монтажем і вертиграфна стійка з інтегрованим флет-детектором для досліджень пацієнтів у вертикальному положенні;

АХІОМ Aristos VX – випромінювач на стельовій підвісці і вертиграфна стійка з інтегрованим флет-детектором, для досліджень пацієнтів у вертикальному положенні;

АХІОМ Aristos MX – випромінювач на стельовій підвісці і рентген-прозорий стіл з регульованою висотою і з інтегрованим флет-детектором;

АХІОМ Aristos FX – випромінювач і флет-детектор на роздільних стельових підвісках і рентген-прозорий стіл з регульованою висотою – найбільш ергономна і універсальна версія, що дозволяє робити зйомку пацієнтів як у вертикальному положенні, так і лежачих на рентген-прозорому столі або сидячи (лежачи) на каталках;

АХІОМ Multix M – випромінювач на штативі з підлоговим монтажем або на стельовій підвісці; рентген-прозорий стіл з регульованою висотою і вертиграфна стійка, обидва мають спеціальний приймач для флет-детектора, який об'єднаний з Rg^o-системою гнучким кабелем та встановлюється за вибором у будь-який з цих компонент, а також використовуватися поза ними для зйомки хворих без дифракційних решіток (наприклад, на каталці).

Застосування: виробництво знімків з метою діагностики захворювань легенів і кістково-суглобового апарату з голови до кінцівок завдяки високій пропускній спроможності. Дана технологія доцільна для масових скринінгових обстежень населення, або у великих клініках.

Рентгендіагностичний комплекс “Альфа”. Використовується у стаціонарних рентгенкабінетах для різного роду досліджень з подальшим цифровим опрацюванням Rg^o-знімків.

Стіл для Rg^o уможливорює виконання косих, бічних та прямих знімків, пошарових знімків із фіксованою фокусною віддалю.

Можливість отримання цифрових Rg^o-зображень – рентгенографія з використанням цифрового приймача на стійці знімків в положенні сидячи,

стоячи, лежачи з пониженими дозами опромінювання.

Рентгенографічні зображення у вигляді твердих копій можуть бути зареєстровані на фотокамері мультиформатної, на струменевому принтері і на будь-якому DICOM сумісному принтері.

Переваги цифрової рентгенівської діагностики:

1. Максимальна безпека устаткування. Променеве навантаження на пацієнта на 60% менше, порівняно з використанням традиційного устаткування. Це вдалося досягнути завдяки постійному удосконаленню детекторів сучасних рентгенапаратів, які високочутливі до Rg° променів, на відміну від плівки.

2. Висока якість зображень. На відміну від плівкових апаратів у рентгендіагностиці застосовуються нові технології. Сучасні технології підвищення контрасту зображення є іноді унікальними та недоступними при інших методах дослідження. Вони здатні підвищити інформативність зображення і зменшити дозу опромінювання.

3. Висока надійність та відтворюваність інформації. Комп'ютеризація процесу зйомки та обробки зображення уможливорює відсутність помилок.

4. Мінімальний час для отримання висновку. Доступність аналізу зображення на екрані монітору. Немає необхідності чекати проявки плівки.

Перелік рентгенографічних досліджень:

1. Оглядова рентгенографія грудної порожнини: стандартна проекція поліпозиційне дослідження.

2. Рентгенографія серця і великих судин середостіння з контрастуванням стравоходу ($+R^{\circ}$ -контраст).

1.4 Цифрові рентгенографічні системи

В даний час в рентгенології застосовуються кілька типів цифрових систем, це:

CR система (Computed Radiography)

CCD матриця (скор. Від англ. CCD, «Charge-Coupled Device») або PSA модулі (Photo-diode Sensors Array / Multi-CCD Detector Method)

DR детектор (скор. Від англ. DR, «Digital Radiography»)

Кожна з цих систем і технологій має свої переваги і недоліки.

Робота CR системи (Computed Radiography) заснована на фіксуванні просторового рентгенівського зображення запам'ятовуючими люмінофорами. Приймач зображення – гнучка пластина, покрита люмінофором з примусовою люмінесценцією та високим коефіцієнтом поглинання Rg° випромінювання ($\tau < 10 \text{ мкс}$), яка зберігає поглинену енергію падаючого Rg° випромінювання в квазістійкому стані, а також випромінює її у вигляді фотонів при опроміненні світлом видимого чи ІЧ діапазону.

Приховане зображення, на екрані покритому запам'ятовуючим люмінофором, може зберігатися від декількох хвилин до декількох днів, поки якість знизиться нижче необхідного рівня. Воно зчитується з екрану скануючою системою і відтворюється ЕПТ.

Процес зчитування відбувається за допомогою інфрачервоного лазера стимулюючого люмінофор, і відбувається процес віддачі накопиченої енергії у вигляді видимого світла (фотостимульована люмінесценція).

У процесі зчитування для повної очистки люмінесцентного екрану від прихованого зображення, в процесорі застосовується короткочасне інтенсивне опромінення видимим світлом. У скануючому лазері розмір плями світлового пучка біля 0,1 мм, тому роздільна здатність зображення досягається 5-10 елементів/мм. Стимульоване світло фокусується і перетворюється в електричний сигнал за допомогою відповідної оптичної системи та фотопомножувача. Для посилення стимульованого світла перед фотопомножувачем розташовано фільтр, інтенсивність якого є вищою на декілька порядків, ніж у світла, яке емітується звичайним підсилюючим екраном.

Фотопомножувач, із широким динамічним діапазоном, конвертує змінний (по інтенсивності) світловий потік з екрану в змінний електричний сигнал, який підсилюється, вимірюється і проходить через АЦП, для формування бінарної (цифрової) матриці, для відображення показників яскравості кожного пікселя. Сигнал, в цифровій формі, передається в процесор (буфер) зображення.

Для перетворення вмісту пам'яті зображення в необхідний діапазон яскравості і контрасту використано таблиці перекодування процесора.

Основною ланкою, що пов'язує звичайні рентгенівські апарати з CR комплексом, є стандартного виду рентгенівські касети, що містять спеціальні багаторазові фосфорвмістні пластини. Робочий процес виглядає наступним чином: після зробленого звичайним способом знімка пацієнта на касету, остання поміщається в Диджитайзер, де з касети автоматично вилучається або зчитується пластина, зображення переводиться в цифровий вид і відправляється на Робочу станцію для комп'ютерної обробки, потім в диджитайзером зчитане з пластини зображення стирається, а касета готова до наступного знімка.

Прилади із зарядовим зв'язком (ПЗС) (скор. Від англ. CCD, «Charge-Coupled Device») або PSA модуля (Photo-diode Sensors Array / Multi-CCD Detector Method).

Їх принцип базується на фотоелектричному ефекті – випуск електронів речовиною під дією електромагнітного випромінювання (видимого світла, інфрачервоного, ультрафіолетового, рентгенівського випромінювань та ін.).

ПЗС матриця (CCD) –аналогова ІМС, до складу якої входять світлочутливі фотодіоди і використовує технологію ПЗС. В оптичному блоці приймача вхідні рентгенівські промені перетворюються підсилюючим екраном в видиме світло, яке одночасно накопичується в відео сенсорах.

Кожен з давачів обробляє відносно мале поле огляду на підсилюючому екрані, що забезпечує високу роздільну здатність зображення. Чим більше кількість відео датчиків, встановлених в оптичний блок, тим вища просторова роздільна здатність діагностичних зображень забезпечується приймачем. Якість зображень може бути покращено за допомогою алгоритмів масштабування, вибором необхідної області, налаштуванням яскравості і контрасту, інверсії кольору і т.д. Отримане з давачів зображення безпосередньо надходить на комп'ютер, обробляється і виводиться на монітор протягом декількох секунд.

Принцип роботи DR детектора (Digital Radiography).

В даний час виробництво плоскопанельних DR детекторів розвивається за двома технологіями: TFT і CMOS.

TFT заснована на використанні різновидів польового транзистора, при якій як металеві контакти, так і напівпровідниковий канал провідності виготовляються у вигляді тонких плівок (від 0.1 до 0.01 мікрон).

CMOS технологія виробництва світлочутливих матриць з польових транзисторів з ізольованими затворами і каналами різної провідності.

Порівняльний аналіз цих технологій показує, що у кожній з них є переваги і недоліки. Наприклад, TFT-фотоприймачі більш радіаційностійкі та за цією технологією легше виготовити панелі великих розмірів. У CMOS – фотоприймачів менші адитивні шуми, вони дозволяють забезпечити високу швидкодію, що особливо важливо в інтервенційній рентгенології. Важливою перевагою КМОП-фотоперетворювачів є можливість виконання ланцюгів управління, підсилювачів і аналогово-цифрових перетворювачів на тому ж кристалі.

Однак як TFT, так і CMOS панелі в режимі рентгеноскопії (при малих дозах на кадр) мають низьке відношення сигнал / шум за рахунок адитивних шумів. Це сильно знижує якість зображення. Цей недолік мають також панелі прямого перетворення. Тому, для виключення впливу на якість зображення адитивних шумів ведуться інтенсивні дослідження з електронного посилення (множенню) сигналу зображення в напівпровідниках.

Застосування і переваги цифрових рентгенографічних систем. Цифровий рентген - це сучасний метод променевої діагностики, при якому рентгенівське зображення обробляється цифровим способом.

Володіючи цілим рядом переваг, цифрова рентгенографія поступово витісняє аналогову у всіх сферах медицини. Все більше лікарень використовують цим нововведення. Не кажучи вже про приватні медичні центри, багато з яких вже давно оновлюють свою аналогову апаратуру.

В першу чергу принципові зміни торкнулися принципу фіксації зображення. Замість фіксації знімків на матеріалах з фоточутливим покриттям (рентгенівської плівці, папері), цифровий метод формує рентгенографическое зображення в електронному вигляді.

Як правило, це досягається за допомогою DR-систем, коли зображення за

допомогою перетворювачів і детекторів фіксується в цифровому вигляді і виводиться на монітор комп'ютера. Сучасні плоскопанельні детектори в порівнянні з рентгенівською плівкою та іншими матеріалами мають значно кращу чутливість, що дозволяє значно знизити час експозиції і дозу опромінення, а також зробити знімок дуже високої якості.

Цифрова рентгенографія відрізняється від плівкової низькою променевим навантаженням на пацієнта і лікаря-рентгенолога (доза опромінення в 10 разів менше, ніж звичайний рентген). Це одне з ключових переваг, чому використання цифрових рентгенівських апаратів краще, ніж аналогових. Адже один з найстаріших принципів медичної етики - «Primum non nocere» («Не зашкодити»)

Істотне зниження часу експозиції скорочує час дослідження до 30 секунд на один знімок, покращуючи пропускну здатність рентген кабінету, що в свою чергу призводить не тільки до поліпшення якості обслуговування пацієнтів, а й підвищує доходи, особливо комерційних медичних центрів.

Ще одним відчутною перевагою цифрової методики є відсутність витратних матеріалів, таких як фоточувствительная плівка або папір, а також реактивів і ресурсів для їх обробки. Це не тільки знижує вартість дослідження, але і скорочує рутинну навантаження на медичний персонал.

Збереження рентгенівських знімків в електронному вигляді також надає беззаперечні переваги. Адже при звичайному аналоговому методі пацієнт отримує знімок на плівці. Більше це зображення ніде не зберігається і, як наслідок, при втраті знімка відновити його не можна. Крім того, для зменшення ефекту старіння рентгенівських плівок і попередження фізичних ушкоджень умови їх зберігання повинні бути правильно організовані, що є ще одним мінусом аналогових рішень в плівковій рентгенографії. А цифровий знімок можна зберігати в електронному вигляді скільки завгодно довго, не побоюючись його псування, а також копіювати і переносити на будь-які зручні носії.

Перехід сучасної медицини на електронну звітність полегшує доступ до інформації і теж є вимогою нашого часу. Правильно побудована інформаційна

система медичного закладу з використання електронної картки пацієнта і інтеграцією систем цифрової рентгенографії, дозволяє перейти медичним установам на якісно новий рівень обслуговування пацієнтів, який повинен стати нормою в сучасній системі охорони здоров'я. Крім того, розширення практики використання телемедицини теж неможливо уявити без представлення результатів досліджень в електронному вигляді.

Але все це неможливо здійснити, використовуючи морально застаріле обладнання, в тому числі аналогові рентген апарати.

Діагностичні можливості цифрового рентгена не поступаються звичайному (аналоговому) методу дослідження:

- необхідність оцінити стан м'яких і кісткових тканин після травми або іншого негативного впливу;
- діагностика різних новоутворень як доброякісних, так і злоякісних;
- визначення місця розташування вогнища, в якому йде активний запальний процес;
- визначення різних вроджених патологічних відхилень від норми і аномалій розвитку;
- визначення станів дегенеративно-дистрофічного типу (з цією метою найчастіше досліджують хребетний стовп);
- визначення місця розташування сторонніх тіл, наприклад, при їх ковтанні (нерідко зустрічається у маленьких дітей, схильних тягнути до рота все підряд);
- підготовка до хірургічного лікування.

При обстеженні ділянки голови є можливість виявити гематому, розташовану епідурально, осередки інсульту, метастази. При рентгенографії легень можна побачити фіброз, бронхіт, онкологічні або туберкульозні зміни тканин. Рентген абдомінальної області покаже абсцеси, метастази, пухлини. Вдається також виявити вогнища запалення, різні структурні зміни. Оцінка хребетного стовпа допоможе виявити грижу, онкологічне поразка, зміщення міжхребцевих дисків і ряд інших патологій. Кінцівки в основному досліджують для постановки діагнозу перелому, а також з метою спостереження за процесами загоєння.

Рентгенографію цифрового типу сьогодні використовують не тільки для

діагностики, але і для того, щоб оцінити, наскільки вбрання лікування ефективне. За допомогою цього методу можна зробити оцінку динаміки, що в свою чергу дозволяє своєчасно скоригувати терапію, рекомендовану пацієнтові, перебудувати її таким чином, щоб при мінімумі побічних ефектів вона давала максимальний результат.

Сьогодні цифрова рентгенографія допомагає діагностувати захворювання, для визначення яких раніше доводилося вдаватися до більш складним, а часом навіть інвазивних методів.

1.5 Використання багатокамерної технології у рентгенографії

До приймачів Rg° зображення із використанням багатокамерної технології відносять: цифровий підсилювач Rg° зображення та цифровий мамограф АТ “Радмір” (м. Харків) і малодозові цифрові приймачі Rg° зображення АТ “Телеоптік” (м. Київ).

Їх принцип роботи полягає у зчитуванні Rg° зображення цифровими камерами на основі ПЗЗ. Використання декількох камер (4-36) дозволяє підвищити просторову роздільну здатність. Зображення, які отримані від кожної з камер при обробці комп’ютером, “зшиваються” і формують діагностичне зображення, яке відображається на екрані монітора робочої станції. Просторова роздільна здатність цих апаратів дає 2.4÷4 пари ліній/мм, а градацій – 1024 відтінків сірого (10 Біт/піксель).

Системи цифрового сканування рентгенограм для апостеріорної обробки є пристроями цифрового введення зображень з фотоплівки в комп’ютер. Вони є планшетними сканерами, які обладнані слайд-модулем, або спеціальними дигітайзерами.

1.6 Висновки до розділу 1

Аналіз стану проблеми вказав на те, що у сучасній медичній діагностиці постійно зростають вимоги до систем рентгенодіагностики.

Вимагають вирішення фізико-технічні проблеми, які виникають при рентгенологічних процедурах та пов'язані із виникненням радіаційного ризику віддалених генетично-соматичних ефектів опромінювання та визначення шляхів його зменшення внаслідок оптимізації цих процедур. Що вказує на вимогу вдосконалення рентгендіагностичних систем та їх подальше застосування для оцінки функціонального стану людини щодо підвищення точності, покращення роздільної здатності, автоматичності, інтерактивності та функціональної ефективності.

Для вирішення поставленої задачі необхідно побудувати математичну модель, яка описує взаємодію Rg° випромінювання з біосередовищем.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ

У цьому підрозділі наведено обґрунтування та побудову методів розв'язання задач, сформульованих у висновках до розділу 1 шляхом систематизованого та узгодженого викладення праць. Крім того, сформульовано основні вимоги до математичної моделі, розглянуто методи моделювання процесу радіаційного впливу, що відповідає як фізичній природі рентгенівського випромінювання, так і розв'язуваній в роботі задачі.

2.1 Рентгенівське випромінювання та біосередовище

Rg°випромінювання – це електромагнітні хвилі з $\lambda=80 \text{ нм} \div 10^5 \text{ нм}$, які знаходяться поміж γ - і УФ випромінюванням. У медицині для рентгенологічної діагностики та рентгенотерапії використовують Rg°випромінювання з $\lambda=10 \text{ нм} \div 10^3 \text{ нм}$.

Існують різні підходи щодо вирішення задачі впливу Rg°випромінювання на біотканину та використовують різні фізичні і числові моделі. З аналітичного огляду встановлено, що відомі моделі взаємодії біотканини з Rg°випромінюванням мають наступні особливості:

- 1) кожен шар має свої незалежні фізичні властивості;
- 2) має місце складна чи випадкова геометрія шарів біотканин;
- 3) необхідно враховувати перфузію крові, яка взаємопов'язана з кровоносними судинами у живій біотканині, що регулюють терморегуляцію в організмі людини.

Характер взаємодії Rg°випромінювання із біосередовищем визначають із врахуванням енергетичних та просторово-часових параметрів випромінювання, та його характеристик. Така взаємодія виникає із середовищами, для яких характерним є одночасне поглинання та розсіювання. Щоб отримати достовірні дані при розрахунку параметрів із діагностичною метою та контролювання потрібно враховувати особливості середовища, а саме, характер поглинання та

розсіювання.

При поширенні випромінювання у розсіювальних середовищах використовують наступний математичний апарат—аналітична теорія (рівняння Максвелла), що є досить складно чи теорію переносу випромінювання [56,57]. При використанні другого способу існує проблема встановлення дифузної складової променевої інтенсивності, оскільки характер розсіювання фотонів є випадковим. Для розв'язку рівняння переносу випромінювання використовують наближені методи (Кубелкі-Мунка, дифузного наближення, Монте-Карло) [56,57,64].

Останнім часом дослідження у цій галузі розширились. Це пов'язано не лише із значними досягненнями при використанні аналітичного опису багаторазового розсіювання [58], а й з застосуванням методу Монте-Карло для його моделювання [59,60]. Даний клас задач має значне практичне значення, яке зумовлено, зокрема, сучасними діагностичними та терапевтичними застосуваннями в медицині [61,62].

Крім того, потрібно враховувати, що функціонально-технічний рівень рентгенапаратів значно визначається параметрами джерела випромінювання – рентгенівської трубки.

Одним з найбільш значущих чинників є отримання потрібного спектру первинного (збуджуючого) рентгенівського випромінювання. Первинне випромінювання отримують одним з двох способів : використанням або випромінювання ізотопного джерела, або випромінювання рентгенівської трубки. Використання ізотопних джерел нині з ряду причин обмежене. Рентгенівські трубки, в протилежність ізотопним джерелам, дозволяють сильно варіювати спектр збуджуючого випромінювання.

Для уможливлення розрахунку оптимальних параметрів роботи рентгенівської трубки (спектр, інтенсивність первинного випромінювання), вид вихідного аналітичного сигналу, виникає задача розроблення математичної моделі процесів, які відбуваються під час роботи із заданою точністю.

2.2 Моделювання процесу поширення випромінювання в розсіювальних середовищах

Розглянемо принципи побудови математичних моделей для розрахунків взаємодії Rg° випромінювання з біосередовищем. Для опису взаємодії існує велика кількість математичних і фізичних моделей, за допомогою яких вирішується сформульоване завдання. Розглянемо основні принципи побудови математичних моделей для опису взаємодії Rg° випромінювання з багатокомпонентними багат шаровими біосередовищами [64,65].

Фундаментальним підходом при математичному описі характеристик поглинання та розсіювання світла із використанням аналітичної теорії та теорії переносу є застосування рівнянь Максвелла. Але таке застосування відрізняється обчислювальною складністю розрахунків. Щодо теорії переносу, то вона не ґрунтується на цих рівняннях і носить евристичний характер, хоча й є досить поширеною при описі взаємодії випромінювання із біотканинами та у багатьох випадках є достатньою при прийнятті рішень. [64,65]

Початок розвитку теорії переносу встановлений від 1903 року. Основоположником її є Шустер [64]. У ній не враховані дифракційні ефекти. Основним диференціальним рівнянням її, яке еквівалентно рівнянню Больцмана (кінетична теорія газів) є рівняння переносу або транспортне рівняння. Тут враховуються поляризаційні ефекти, якими як правило нехтують для уникнення складності обчислень.

При поширенні випромінювання ч/з середовище, для якого характерним є поглинання μ_a та розсіювання μ_s , зміні підлягають такі параметри випромінювання як енергетичні та просторові. Тому, при моделюванні фотостимульованого температурного поля перш за все розраховується розподіл інтенсивності випромінювання в середовищі, а далі необхідний об'ємний розподіл джерела енергії.

Враховуючи вищесказане побудовано матмодель, яка описує поширення Rg° випромінювання у середовищі з поглинанням, яке має поглинання μ_a і

розсіяння μ_s . Повний коефіцієнт послаблення тк званого непрозорого середовища описується виразом

$$\mu_l = \mu_a + \mu_s.$$

Припустімо, що фазна функція $p(\bar{s}, \bar{s}')$ якою описано розсіювальні властивості середовища є функцією густини ймовірності при розсіюванні, за напрямком \bar{s}' , для фотону, який рухається за напрямком \bar{s} , і характеризує елементарний процес розсіювання. При симетричному розсіюванні до напрямку хвилі, яка падає, вона буде залежати лише від кута розсіювання Θ між напрямками \bar{s} і \bar{s}' , а саме $p(\bar{s}, \bar{s}') = p(\Theta)$.

При випадковому розподілі розсіювачів у середовищі відбувається нормування за виразом (2.1):

$$\square \int_0^{\pi} p(\Theta) 2\pi \sin(\Theta) d\Theta = 1 \quad (2.1)$$

Анізотропія розсіювання випромінювання в середовищі визначена як середня величина косинуса кута розсіювання:

$$\square g = \langle \cos(\Theta) \rangle = \int_0^{\pi} p(\Theta) \cos\Theta 2\pi \sin \Theta d\Theta \quad (2.2)$$

Значення g змінюється в межах $-1 \leq g \leq +1$: $g = 0$ – випадок ізотропного розсіювання, $g = -1$ – повне зворотнє розсіювання, $g = +1$ – повне пряме розсіювання.

Для апроксимування фазної функції розсіювання використано однопараметрично функцію Хені–Грінштейна [63]:

$$p(\Theta) = \frac{1}{4\pi} \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos\Theta)^{3/2}} \quad (2.3)$$

2.3 Метод Монте-Карло

Перспективним методом для дослідження поширення оптичного випромінювання в біотканині є метод Монте –Карло, в основі якого лежить числове імітування фотонного перетворювання у розсіювальному середовищі.

Переваги простого імітування зображення, яке застосовуються у методі Монте-Карло наступні:

- можливість використання різних матриць розсіювання;
- відсутність перешкод при використанні індикаторної функції із максимальним максимумом або при застосуванні матриці розсіювання для результатів експерименту;
- кількість детекторів не обмежена, при цьому час обчислень, а також відсутність пролем при проведенні обчислень всередині середовища;
- уникнення проблем у випадку складного середовища, при залежності освітленості не тільки від оптичної впадини середовища, а й від поперечних координат.

При застосуванні методу присутні недоліки типу: статистична зміна (декілька відсотків) отриманих результатів, що не підлягає зменшенню, оскільки це потребує значних затрат часу на обробку (в 4 рази) та подвоєння результату точності. Тому, якщо необхідно досягнути високої точності даний метод не використовується. Крім того, його не використовують для великої оптичної глибини ($\tau > 100$). [65,66,70,71]

Вирішення поставленої задачі поширювання випімінювання у середовищі проведено із використанням статистичного методу Монте-Карло, який уможливить моделювання «випадкового ходу» пакетів фотонів у середовищі, і враховує поглинання, розсіювання та базований на законах, які керують рухом фотонного пакету. Правила розсіювання фотонів у середовищі

визначено виразами (2.2), (2.3).

Параметри середовища, яке виглядає як сукупність розсіювання та поглинання наступні: товщина шару, поглинання μ_a і розсіювання μ_s , косинус кута розсіювання g (середнє значення) в шарах, показник заломлювання n .

Алгоритм методу наступний: задана кількість фотонів генерується на поверхні середовища (просторовий розподіл їхній відповідає розподілу інтенсивності у поперечному перерізі пучка). Після того як фотон попадає на зразок визначаються довжина вільного пробігу фотона в середовищі та кута розсіювання Θ , який задано фазною функцією (2.3).

Загальна схема в основі містить центральну граничну теорему ймовірності, де випадковою величиною є $Y = \sum_{i=1}^N X_i$, тут N – максимальна кількість довільних випадкових величин X та C із однаковими математичними очікуваннями m та дисперсіями σ^2 , розподілена за нормальним законом із математичним очікуванням $N \cdot m$ та дисперсією $N \cdot \sigma^2$. [64]

При використанні методу застосовують комп'ютерне моделювання випадкового переходу N кількості фотонів [65-68]. Тут потрібно враховувати оптичний шлях, який проходить фотон через непрозоре середовище та явища, які при цьому виникають (розсіювання та поглинання). Вага присвоєна фотону при проходженні через середовище постійно зменшується. При розсіюванні вибирається новий вектор поширення у відповідності з фазною функцією та іншим випадковим числом. Повторність процесу триває поки фотон не покине спостережуваний об'єм або його вага не набуде певної величини [67]. Метод містить в собі п'ять основних кроків: генерування джерела фотона, генерування траєкторії, поглинання, ліквідація, реєстрація.

Нижченаведені графіки показують, що врахування розсіювання суттєво впливає на результати моделювання поширення та взаємодії рентгенівського випромінювання із біоречовиною.

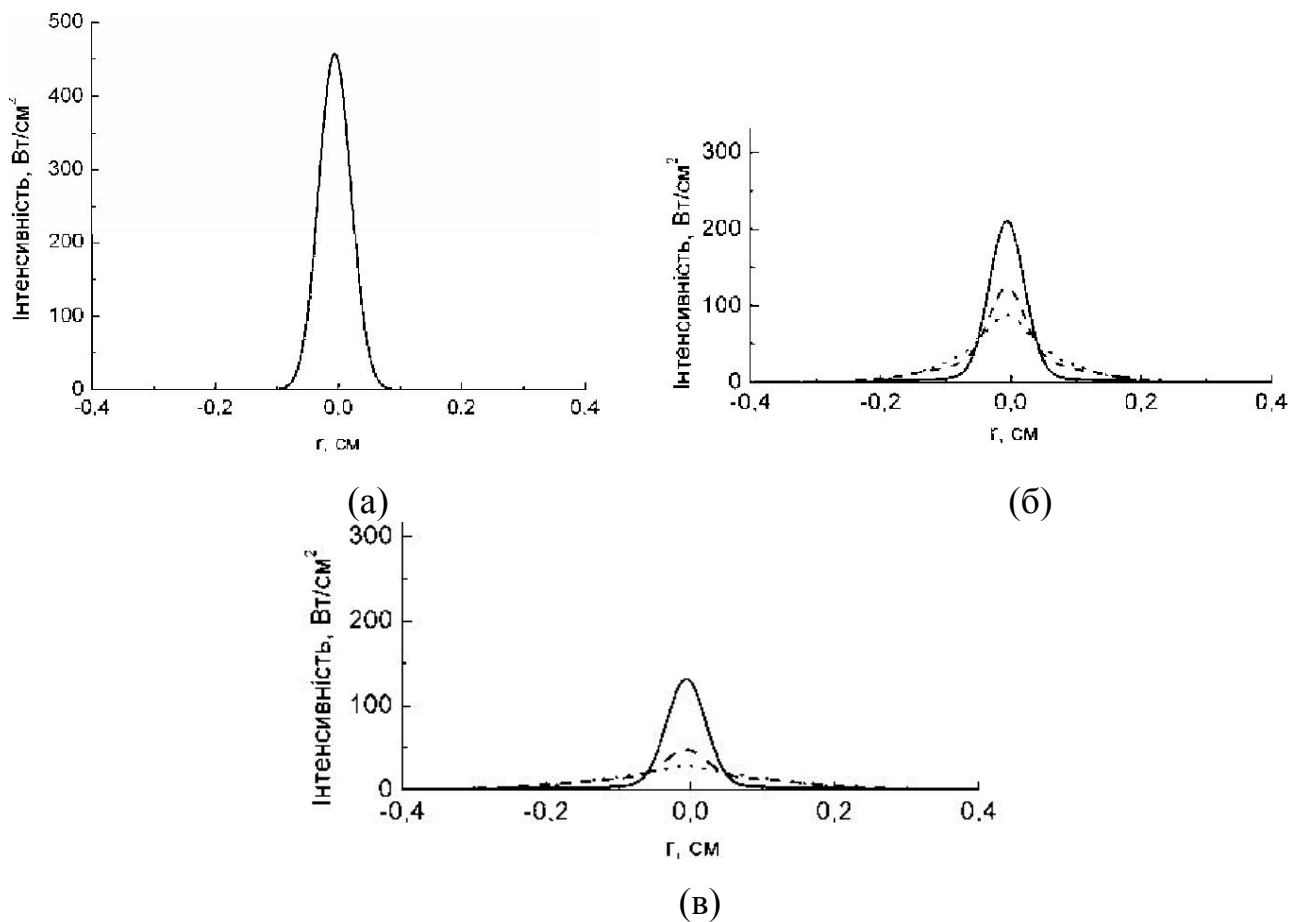


Рис. 2.1. Зміна розподілу інтенсивності в поперечному перерізі пучка під час проходження через розсіювальне середовище для різних значень коефіцієнту розсіювання (суцільна крива – розсіювання відсутнє, тире – $\mu_s = 10 \text{ см}^{-1}$, дефіс – $\mu_s = 20 \text{ см}^{-1}$):

- (а) – вхідний пучок;
- (б) – на глибині 0,1 см;
- (в) – на глибині 0,2 см.

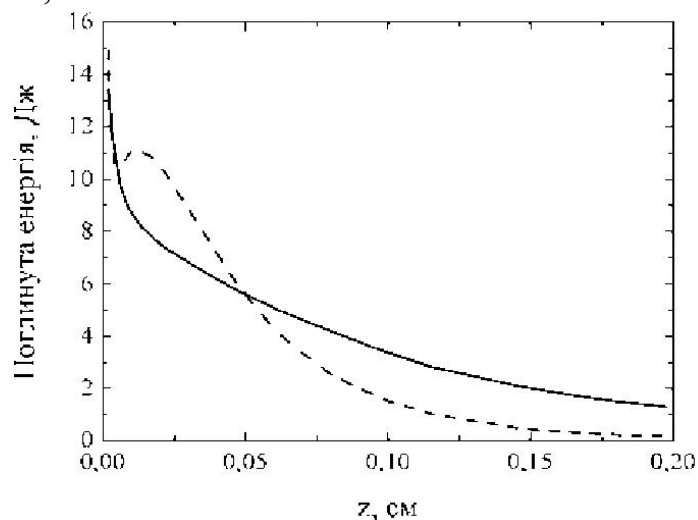


Рис. 2.2. Розподіл поглинутої енергії по глибині центру пучка для однорідного середовища з коефіцієнтом поглинання $\mu_a = 10 \text{ см}^{-1}$: суцільна крива – коефіцієнт розсіяння $\mu_s = 0$, штрихова крива – $\mu_s = 50 \text{ см}^{-1}$

2.4 Алгоритм імітації

Із застосуванням методу Монте-Карло у підрозділі наведено представлення алгоритму прямого імітування фотонного проходу в середовищі. Він уможливорює безперешкодний перехід фотонів на випадок їх знаходження на шарі із розсіяними частинками. Використовуючи імітаційне комп'ютерне моделювання можна встановити траєкторію переходу одного фотону в середовищі. В даному випадку фотон буде розглянуто як балістичну частинку.

При побудові моделі потрібно враховувати, що фотон є або еластично розсіяним, або при стиканні із частинками – поглиненим. Ймовірність розсіювання визначена у відповідності до розсіювання в одиничних частинках. Переріз розсіювання повинен бути уточненим, крім того потрібно провести оцінку матриці розсіювання при кожній взаємодії із розсіювачем в ході числового імітування фотонного переходу всередині середовища.

У випадку входження випадкового фотону у розсіювальний шар, він проходить шлях l , значення якого залежить від концентрації частинок та величини перерізу. l є випадковою величиною, яка використовує будь-які додатні значення із густиною ймовірності

$$p(l) = \rho\sigma_{ext} \exp^{-\rho\sigma_{ext}l},$$

де ρ і σ_{ext} – частинна концентрація і відмирання перерізу розсіяних частинок відповідно. Частинна концентрація залежить від довжини шляху l і визначається випадковим числом γ , яке знаходиться в інтервалі $[0,1]$: $\int_0^1 p(l) = \gamma$.

$$\text{Отже, } l = \frac{1}{\rho\sigma_{ext}} \ln \gamma.$$

Густина ймовірності розсіювання фотонів за вказаним напрямом всередині сферичної системи координат є функцією двох змінних $p(\Theta, \varphi)$, яка залежить від розсіяних частинок матриці Мюллера $M(\Theta, \varphi)$ і вектора Стокса S (змінюється при кожному розсіюванні).

Новий вектор утворюється шляхом перетворення у нову площину розсіювання та матрицю Мюллера розсіяних частинок. За допомогою генератора випадкових чисел, відбувається запам'ятовування l (довжина шляху фотона) та обчислення нових просторових координат зіткнення фотону. Повторюваність процесу відбувається допоки фотон не пройде через розсіювальну систему (див. рис. 2.3).

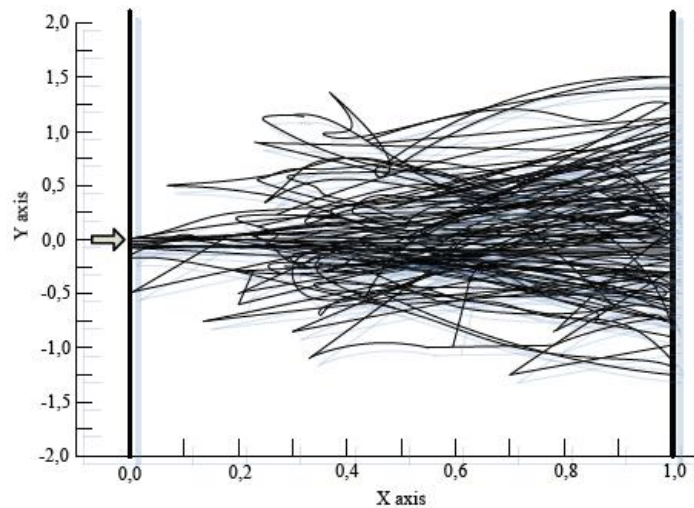


Рис. 2.3. Траєкторії фотону [2,9]

Фотони, які залишають розсіювальне середовище, накопичуються в спеціальних комірках давача, число яких визначається напрямком фотонного переходу. Крім того, під час реєстрації, фотони класифікуються у відповідності з додатковими параметрами визначення фотонного переходу в середовищі. Цим параметром може бути розсіяна множина чи довжина шляху, пройдена фотоном. Для кожного випромінювання фотона ми записуємо напрямок і координати точки, в якій досліджується випромінювання розсіювального шару. Просторове розповсюдження розсіювального випромінювання в шарі можна отримати шляхом поляризації з допомогою аналізу даних для досить великої кількості фотонів. Результати цього дослідження еквівалентні обчисленням на основі аналітичного перетворення розв'язку рівняння.

Згідно методу Монте-Карло, моделювання фотонної траєкторії використовується для імітування множини розсіювальних ефектів в системі випадково розміщених частинок. Така схема дає змогу наближеного підходу до

опису ефектів інтерференції, які спричинені просторовими частинками. Вона враховує інтерференцію розсіяних областей в обчислення LSM та інтегральні перерізи для довільних частинок. Такий підхід допускається, коли розміри області розміщення частинок є меншими за значення фотонної довжини шляху [65,71,72,73].

Побудуємо алгоритм імітації (див. рис. 2.4). Нехай частинки середовища, на яких відбувається розсіювання і поглинання, є сферично симетричні. Це припущення основано на тому, що при проходженні через середовище із сильним розсіюванням, фотон взаємодіє з частинками під різними кутами.

Тому, є можливість, застосування усередненої індикатриси розсіювання. Застосування такої моделі та порівняння обчислених результатів із експериментальними, показало, що дане наближення підходить для опису властивостей більшості біотканин.

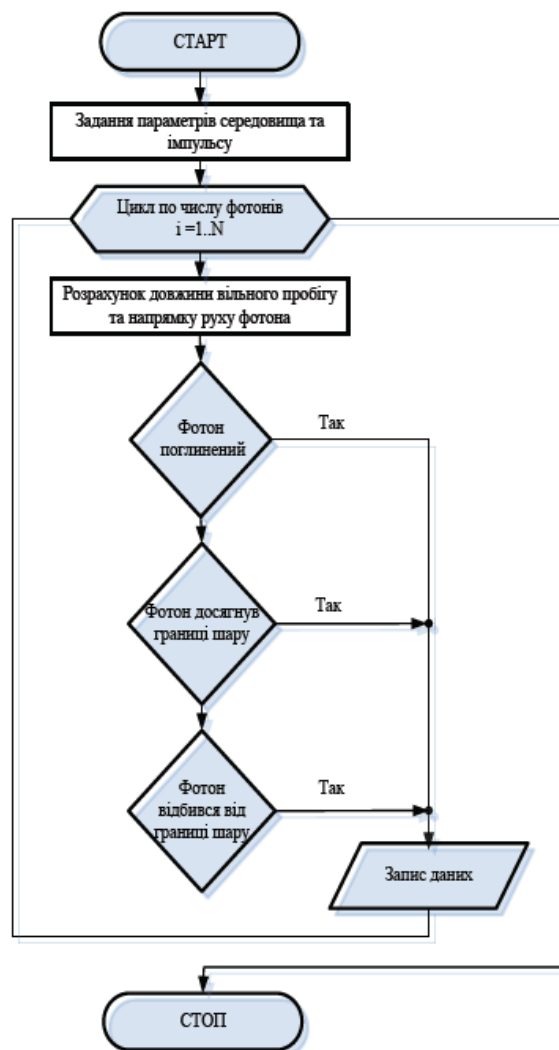


Рис. 2.4. Блок-схема алгоритму імітації.

2.5 Висновки до розділу 2

1. У розділі, для вирішення проблеми визначення дифузної складової променевої інтенсивності, що пов'язано із випадковістю процесу розсіювання фотонів, зокрема, для розв'язання рівняння перенесення випромінювання використано метод Монте-Карло. Крім того, цей метод застосовано при моделюванні фотонної траєкторії для імітування множини розсіювальних ефектів в системі випадково розміщених частинок.

2. Встановлено потребу розроблення матмоделі, яка з достатньою мірою точності описує процеси, які відбуваються при роботі апарату і уможливить оптимізацію розрахунку параметрів роботи Rg^0 трубки (спектр, інтенсивність первинного випромінювання).

РОЗДІЛ 3

ВЕРИФІКАЦІЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ

3.1 Закон Бугера-Ламберта

Закон Бугера-Ламберта описує послаблення рентгенівського випромінювання шаром речовини. Інтенсивність випромінювання до об'єкту завжди більша, ніж інтенсивність після об'єкту, отже, завжди має місце послаблення випромінювання речовиною.

Послаблення інтенсивності в елементарному шарі можна описати як $-\frac{dI_x}{I_x} = \mu dX$, де I_x - інтенсивність випромінювання, що падає на шар dX .

Тоді можна провести наступні операції:

$$\int_{I_0}^{I_d} \frac{dI_x}{I_x} = -\mu \int_0^D dX ; \ln \frac{I_d}{I_0} = -\mu D ; I_d = I_0 \exp(-\mu D).$$

Відповідно до закону Бугера-Ламберта послаблення випромінювання шаром речовини носить експоненціальний характер. Оскільки коефіцієнт послаблення рентгенівського випромінювання великий в області малих енергій квантів і малий в області великих енергій квантів, те послаблення потоку рентгенівського випромінювання відбувається нерівномірно: м'яке випромінювання майже цілком ослабляється об'єктом, жорстке (високоенергетичне) випромінювання майже не взаємодіє з ним.

3.2 Розрахунок спектру первинного рентгенівського випромінювання

Для розрахунку найбільш оптимальних параметрів роботи Rg^0 трубки (спектр, інтенсивність первинного випромінювання), потрібно мати математичну модель, яка з високою точністю описує процеси, які відбуваються при роботі приладу.

Основні підходи, що дозволяють розрахувати теоретично інтенсивність спектрів, розроблені досить глибоко, і результати цих досліджень використовуються при розробці нової апаратури і відробітку методик аналізу.

Питання формування спектрів первинного випромінювання залежно від типів трубок і умов аналізу, особливості формування спектрів в короткохвильовій і довгохвильовій областях детально розглянуті в роботах [84,86]. Такі істотні чинники, як облік самопоглинання квантів первинного випромінювання в анодах рентгенівських трубок і послаблення цих квантів у фільтрах описані в роботах [99, 102] та інших.

При взаємодії потоку первинного рентгенівського випромінювання відбувається розсіяння рентгенівського випромінювання на досліджуваних зразках. Особливості розсіяння первинного пучка на зразку і ефекти, що виникають при цьому, розглянуті в роботах [90].

Питання моделювання спектрів первинного випромінювання з використанням ЕОМ, розглянуті в роботах [96].

Отримані у вказаних роботах результати дозволяють з певною точністю розрахувати спектр флуоресцентного випромінювання проби залежно від параметрів збудження і складу проби.

Описана нижче модель враховує ці особливості і дозволяє моделювати роботу рентгенівської трубки з урахуванням більшості чинників, що впливають на спектр.

Щоб якнайповніше врахувати параметри, що впливають на вигляд первинних спектрів рентгенівського випромінювання в рентгенівській трубці, доцільно розглянути трансформації, що відбуваються із спектром між фокусною плямою рентгенівської трубки і вікном детектора поетапно.

Тоді, щоб отримати задовільну математичну модель процесів, що відбуваються з Rg^0 випромінюванням, необхідно моделювати наступні складові:

1. Спектр первинного гальмівного випромінювання Rg^0 -трубки, що ідеалізується.
2. Спектр первинного характеристичного випромінювання Rg^0 -трубки, що ідеалізується.

3. Реальний первинний спектр трубки і його зміна між Rg^0 -трубкою і зразком.

3.3 Спектр гальмівного випромінювання

Нині основним джерелом первинного випромінювання в рентгенофлуоресцентному аналізі є Rg^0 -трубки. В порівнянні з ізотопними джерелами, Rg^0 -трубки мають ту значну перевагу, що дають широкі можливості для маніпулювання спектром первинного випромінювання (шляхом вибору матеріалу анода і електричних режимів роботи трубки).

У загальному випадку спектр випромінювання трубки є результатом двох складових : гальмівного і характеристичного Rg^0 випромінювання.

Гальмівне випромінювання Rg^0 -трубки можна охарактеризувати спектральною щільністю потоку випромінювання, визначуваною числом фотонів, що доводяться на одиницю енергії, випускаються за одну секунду в один стерадіан [90]. Спектральна густина $I_t(E)$, тобто залежність інтенсивності випромінювання від енергії квантів розраховується за виразом Крамерса $I(E) = kiZ(E_0/E - 1)$.

У загальному випадку спектральна залежність щільності потоку від енергії є гіперболою, зміщеною по вертикальній осі так, що вона перетинає вісь енергій в точці E_0 . Очевидно, що при підвищенні різниці потенціалів між катодом і анодом Rg^0 -трубки, межа спектру E_0 зміщуватиметься у бік великих енергій. Із зростанням спектру в область великих енергій, на ній з'являться характеристичні лінії, що відповідають матеріалу анода Rg^0 -трубки [101].

3.4 Спектр первинного характеристичного випромінювання

При опроміненні атомів досліджуваного зразка кванти первинного Rg^0 випромінювання вибивають електрони з внутрішніх оболонок і утворюють на них вакансії, переводячи атом в збуджений стан. Під час переходу атомів із

збудженого стану в нормальні електрони із зовнішніх оболонок переходять на внутрішні, що супроводжується випусканням характеристичного випромінювання, енергія квантів якого визначається лише різницею енергій оболонок. Збудження вторинного (флуоресцентного) випромінювання робиться як гальмівним спектром, так і характеристичними лініями анода Rg⁰-трубки. Інтенсивність характеристичної лінії I_{xq} в спектрі первинного випромінювання визначається вираженням [95]:

$$I_{xq} = k_1 \cdot i_a \cdot \frac{\gamma \cdot \omega_q \cdot p \cdot R}{Z_M} \cdot \left(\frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67}$$

Складання спектрів гальмівного і характеристичного випромінювання (результатів вичислення за формулами 3.1 і 3.2) дає спектр випромінювання Rg⁰-трубки, що ідеалізується, залежно від таких параметрів, як струм, напруга і матеріал мішені трубки. Проте якщо направити випромінювання трубки безпосередньо в детектор, вимірний спектр (особливо, в області малих енергій) не відповідатиме теоретичному розрахунку. Це явище пов'язане з послабленням Rg⁰ випромінювання між трубкою і досліджуванним об'єктом. Для того, щоб визначити істинний вид спектру випромінювання трубки необхідно врахувати ті модифікації, які зазнає пучок первинного рентгенів Rg⁰ського випромінювання при взаємодії з мішенню і вихідним вікном трубки.

3.5 Реальний первинний спектр трубки

Для того, щоб визначити спектр випромінювання, що падає на досліджуваний об'єкт, необхідно врахувати послаблення потоку випромінювання в декількох середовищах: мішені трубки, випускному вікні, фільтрі і середовищі між трубкою і зразком. Як відомо, в загальному випадку послаблення потоку Rg⁰ випромінювання шаром речовини описується вираженням:

$$I(E) = I_0(E) \cdot \exp(d \cdot \mu(E)),$$

де $I_0(E)$ – спектр випромінювання до послаблення в шарі;

$\mu(E)$ – лінійний коефіцієнт послаблення потоку квантів з енергією E ;

d – товщина послаблюючого шару.

Розрахунок реального спектру утруднюється тим, що спектральна залежність коефіцієнта послаблення має складну форму. Лінійний коефіцієнт послаблення є сумою коефіцієнтів фотопоглинання, а також когерентного і некогерентного розсіяння Rg^0 випромінювання в речовині. Спектральну залежність коефіцієнта когерентного розсіяння можна описати за допомогою поліному типу :

$$\sigma_K(E) = (1 + \sigma_4 E)(\sigma_0 + \sigma_1 E + \sigma_2 E^2 + \sigma_3 E^3)^{-1}.$$

Спектральна залежність коефіцієнта некогерентного розсіювання описується поліномом типу :

$$\sigma_{HK}(E) = \left(\frac{\sigma_0}{E} + \sigma_1 + \sigma_2^{-1} E \right)^{-1}.$$

Найбільшою трудностю є опис спектральної залежності коефіцієнта поглинання, яка має різкі стрибки, а зміну її між цими стрибками можна описати за допомогою поліномів типу:

$$\tau(E) = \sum_{i=0}^4 \tau_i E^{-i}.$$

Загальна формула для розрахунку лінійного коефіцієнта послаблення має вигляд $\mu(E) = \sigma_K(E) + \sigma_{HK}(E) + \tau(E)$.

З вищеведеного зрозуміло, що розрахунок первинного спектру випромінювання трубки вимагає значного об'єму математичних обчислень.

Для того, щоб врахувати послаблення первинного пучка у вказаних середовищах необхідно скористатися рисунком 3.1.

На рисунку 3.1 представлена схема послаблення потоку випромінювання Rg^0 трубки з прострільним анодом, де показано вплив послаблюючих середовищ

на первинний потік Rg^0 випромінювання, при цьому x - глибина проникнення електронів в мішень, x_1 - товщина мішені, x_2 - товщина випускного вікна, x_3 - відстань від випускного вікна до фільтру, x_4 - товщина фільтру, x_5 - відстань від фільтру до поверхні зразка, X - точка на поверхні зразка.

Звідси випливає, що спектральну густину потоку фотонів гальмівного випромінювання Rg^0 трубки можна розрахувати виразом

$$I_t(E) = k \cdot Z_M \cdot i_a \cdot \left(\frac{E_0}{E} - 1 \right) \cdot \exp((x_1 - x) \cdot \mu_M(E)) \times \\ \times \exp((x_2) \cdot \mu_{BO}(E)) \cdot \exp((x_4) \cdot \mu_\Phi(E)) \cdot \exp((x_3 + x_5) \cdot \mu_{CP}(E)) ,$$

а інтенсивність характеристичних ліній – за виразом:

$$I_{xq} = k_1 \cdot i_a \cdot \frac{\gamma \cdot \omega_q \cdot p \cdot R}{Z_M} \cdot \left(\frac{E_0}{E_q} - 1 \right)^{1.67} \cdot \exp((x_1 - x) \cdot \mu_M(E_q)) \times \\ \times \exp((x_2) \cdot \mu_{BO}(E_q)) \cdot \exp((x_4) \cdot \mu_\Phi(E_q)) \cdot \exp((x_3 + x_5) \cdot \mu_{CP}(E_q))$$

де товщини послаблюючих шарів $x_1 - x_5$ вибираються відповідно до рисунку 3.1, $\mu_M(E)$ – лінійний коефіцієнт послаблення Rg^0 випромінювання матеріалом мішені, $\mu_{BO}(E)$ – матеріалом випускного вікна (як правило, берилій), $\mu_\Phi(E)$ – матеріалом фільтру, $\mu_{CP}(E)$ – середовища між трубкою та досліджуванним об'єктом (як правило, повітря).

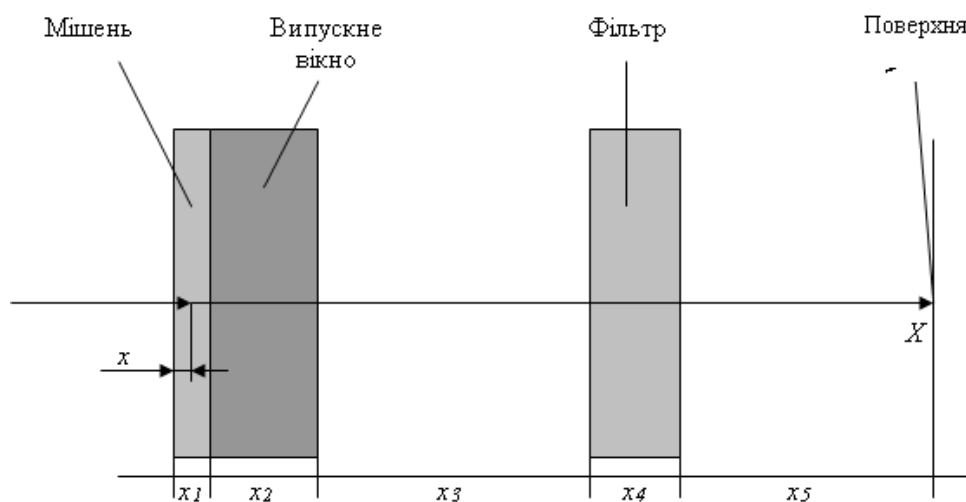


Рис. 3.1. Шлях пучка Rg^0 випромінювання від фокусної плями Rg^0 трубки з прострільним анодом до поверхні досліджуваного об'єкту

Для того, щоб мати можливість використовувати вищенаведені вирази для розрахунків необхідно знати глибину проникнення електронів в мішень x , яка розраховується за формулою Бете-Блоха з модифікованим потенціалом іонізації.

Отримана модель дозволяє змінювати при розрахунку наступні значення:

- товщину і матеріал прострільної мішені і випускного вікна Rg^0 трубки;
- струм і напругу трубки;
- геометричні параметри рентгенооптичної схеми (відстані трубка-об'єкт і об'єкт-детектор);
- товщину і матеріал первинного і вторинного фільтрів (є можливість моделювання складних (багатошарових) фільтрів), для вторинних фільтрів моделюється вклад флуоресценції в спектр від досліджуваного зразка;
- склад середовища між трубкою, об'єктом і детектором (повітря, вакуум, гелій і тому подібне).

3.6 Висновки до розділу 3

У розділі проведено верифікацію математичної моделі процесу Rg^0 випромінювання у вигляді спектру випромінювання Rg^0 трубки, яка враховує основні параметри та характеристики процесу.

РОЗДІЛ 4

ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ

У розділі проведено імітаційне моделювання спектральної залежності масового коефіцієнта поглинання для різних тканин з метою перевірки обґрунтованої математичної моделі та методів її опрацювання.

4.1 Методика розрахунку дози

При проведенні різних рентгенологічних досліджень зв'язок між інтенсивністю випромінювання, струмом і напругою трубки зазвичай виражається напівемпіричною залежністю:

$$J = k \cdot i_A \cdot Z \cdot \frac{U^n}{R^2},$$

де J – інтенсивність випромінювання, k – коефіцієнт пропорційності, i_A – струм трубки, Z – атомний номер матеріалу мішені, U – робоча напруга трубки, R – відстань, на якій вимірюється інтенсивність. Показник міри n визначається типом рентгенологічного обстеження і знаходиться в діапазоні від 2 до 5.

Розрахунки в основі яких лежить даний вираз, дозволяють визначити деякі параметри, необхідні для того або іншого типу досліджень. Проте подібна оцінка дуже приблизна, оскільки не повністю враховує геометричні параметри зйомки, фільтрацію випромінювання і так далі.

У розділі запропоновано методику, яка уможливить коректну оцінку спектральної густини, інтенсивності випромінювання і поглиненої тканинами дози випромінювання. Подібні методики, які базуються на розрахунку спектральної інтенсивності трубки, описані в окремих роботах, наприклад [84], проте вони, по-перше, не враховують вклад характеристичного випромінювання матеріалу анода (у рентгенодіагностичних дослідженнях –

зазвичай правило вольфраму), а, по-друге, міра послаблення в різних середовищах, у тому числі в тканинах організму, визначається в кінцевих інтервалах енергії (дискретно) з наступною апроксимацією отриманих результатів, що може привести до значних похибок.

Можна розрахувати як сумарну кількість фотонів в потоці випромінювання :

$$N = \int_0^{E_0} N_T(E) dE + \sum_q N_{x_q},$$

так і сумарну енергію усіх фотонів у поверхні об'єкту, тобто інтегральну інтенсивність випромінювання :

$$J = \int_0^{E_0} (N_T(E) \cdot E) dE + \sum_q N_{x_q} \cdot E_q.$$

Пропонована методика дозволяє визначити не лише спектральну густину потоку випромінювання або за останнім виразом, розрахувати сумарну енергію усіх фотонів (інтенсивність випромінювання) у поверхні об'єкту. Наявність даних, які дозволяють описати спектральну залежність масового коефіцієнта поглинання для різних тканин (кісткових, м'яких та ін.), уможливило безпосередній розрахунок кількості енергії, яка залишається випромінюванням в тканинах об'єкту, тобто ефективну еквівалентну дозу для опромінюваного біологічного об'єкту.

Раніше для переведення поглиненої дози в еквівалентну використовувалися спеціальні перевідні коефіцієнти, оскільки замість спектральної залежності випромінювання використовувалася ефективна довжина хвилі випромінювання, залежна від напруги трубки і використовуваного первинного фільтру. В даному випадку, для кожного кванта враховується міра (ймовірність) його поглинання в послаблюючому шарі, яка залежить від енергії цього кванта, а далі є

можливість розрахувати сумарну енергію усіх поглинених квантів – тобто безпосередньо визначити ефективну еквівалентну дозу в цьому шарі.

Для розрахунку ефективної еквівалентної дози були використані спектральні залежності масового коефіцієнта поглинання деяких тканин, отримані на підставі робіт [89-91], у яких приведені дані по хімічному складу тканин організму і різних тканиноеквівалентних пластмас (див. рис. 4.1).

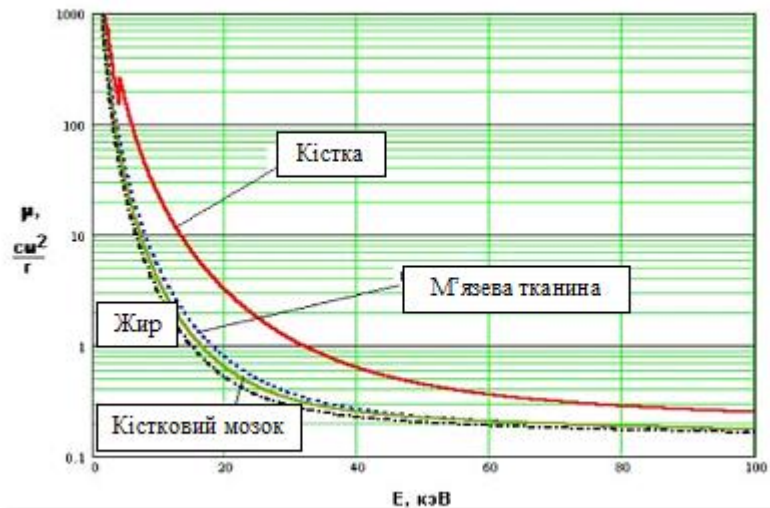


Рис. 4.1 Приклади спектральних залежностей масового коефіцієнта послаблення для різних тканин організму

Правильність подібного підходу підтверджується практично повним збігом (розбіжність не більше 1-3%) розрахованих спектральних залежностей коефіцієнта послаблення Rg^0 випромінювання для тканиноеквівалентних пластмас з експериментальними результатами різних дослідників. На рисунку 4.2 представлено розраховану за пропонованою методикою (суцільна лінія) і експериментальну (точки) [89] залежності для тканиноеквівалентної пластмаси П2Д-КБТ (імітатор кісткової тканини).

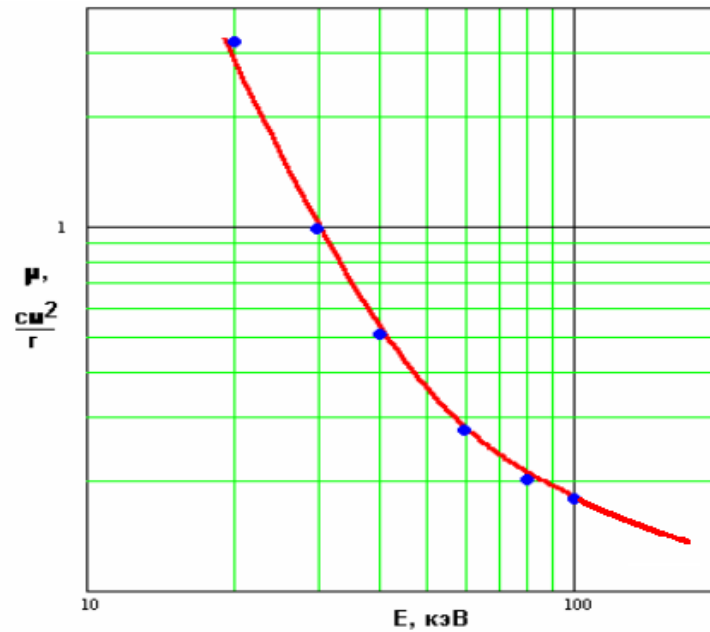


Рис. 4.2. Порівняння експериментальної і теоретичної спектральних залежностей масового коефіцієнта послаблення для тканиноеквівалентної пластмаси П2Д-КБТ

Застосування описаної вище методики дозволяє точніше, ніж з використанням математичного виразу $J = k \cdot i_A \cdot Z \cdot \frac{U^n}{R^2}$ моделювати процеси, які відбуваються при поглинанні квантів Rg^0 випромінювання в різних середовищах, у тому числі, в тканинах і органах людини при проведенні рентгенологічних досліджень.

Прикладом розрахунку ефективної еквівалентної дози з використанням вказаної методики може служити розрахунок дози, отриманої пацієнтом при проведенні флюорографічного обстеження.

Початкові дані: задньо-передня проекція, 80 кВ, 60 мАс, 2 мм Al, поле опромінення – 35×35 см, фокусна відстань – 60 мм. Ефективна еквівалентна доза – 810 мкЗв (параметри зйомки і величина дози узяті з роботи [90]).

Для розрахунку дози за запропонованою методикою використовувалася рентгенооптична схема, представлена на рисунку 4.3. В якості розрахункової моделі вибрано еліптичний циліндр з діаметрами 180 і 350 мм, заввишки

350 мм. Товщина ребер – 8 мм, хребетний стовп – 25 мм в діаметрі, наповнення – м'які тканини (м'язова, легені, кров). З точки зору розрахунку поглиненої дози спектральні залежності різних м'яких тканин дуже близькі і відмінності в коефіцієнтах послаблення незначні (як показано на рисунку 4.1).

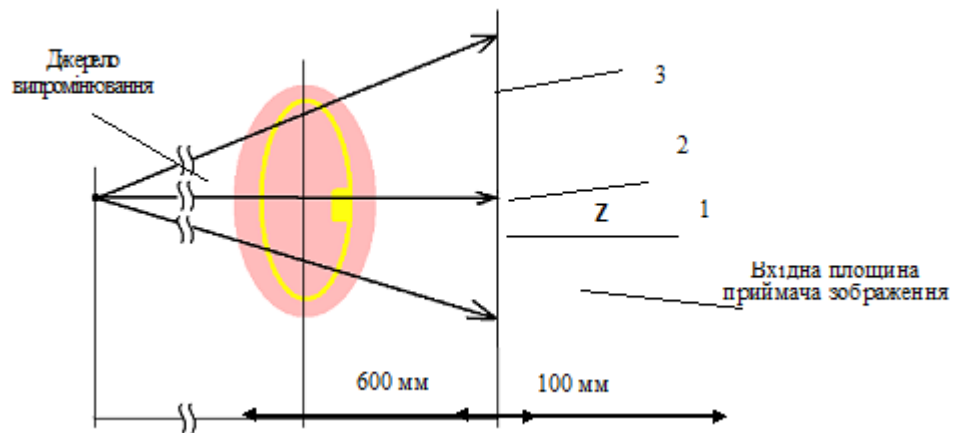


Рис. 4.3. Розрахункова модель грудного відділу:

1 – ребра, 2 – хребетний стовп, 3 – м'які тканини.

При даних, вказаних вище, розрахункова ефективна еквівалентна доза, отримана шляхом інтеграції виразу

$$J = \int_0^{E_0} (N_T(E) \cdot E) dE + \sum_q N_{X_q} \cdot E_q$$

по площі опромінюваного об'єкту, складе (з урахуванням перекладу одиниць виміру з електронвольт в зіверти) 680 мкЗв.

Розбіжність з відомими даними, наприклад, наведеними в роботі [90], ймовірно пов'язано з різним трактуванням терміну «поле опромінення». Автори роботи [90], вимірявши зміну дози на осі пучка, поширюють отримані дані на усе поле опромінення, тоді як максимальний по площі переріз об'єкту (в даному випадку, грудної клітки) складає 0.7 – 0.9 від дійсного розміру поля опромінення. Звідси певне завищення результатів.

Перевагою пропонованої методики є те, що вона дозволяє простежити, як змінюється ефективна еквівалентна доза опромінення при зміні режимів

зйомки. У таблиці 4.1 представлена залежність поглиненої дози від напруги, що подається на трубку і експозиції при зйомці грудного відділу для фокусної відстані 700 мм. Значення експозиції (мАс) вибирається, виходячи з умови забезпечення постійної експозиційної дози в площині приймача зображення, рівній 1 мР.

Таблиця 4.1

Залежність ефективної еквівалентної дози від режимів роботи трубки

Фільтр Al мм	Напруга, кВ			
	80	100	150	200
	Еквівалентна доза, мкЗв / Експозиція, мАс			
2	680 / 60	434 / 15.0	200 / 3.2	61 / 1.0
3	530 / 63	310 / 15.8	156 / 3.4	56 / 1.1
4	424 / 66	198 / 16.7	88 / 3.7	54 / 1.2
5	412 / 71	192 / 17.6	79 / 3.9	50 / 1.3

На рисунку 4.4. представлено спектральний розподіл інтенсивності випромінювання при напрузі 200 кВ.

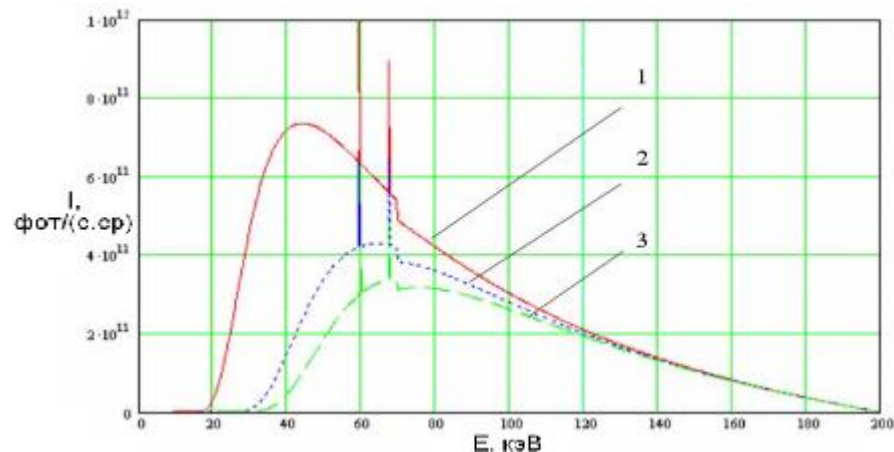


Рис. 4.4. Спектральні залежності інтенсивності Rg^0 випромінювання:

- 1 - інтенсивність на поверхні грудної клітки;
- 2 - інтенсивність з урахуванням поглинання в ребрах і м'яких тканинах;
- 3 - інтенсивність з урахуванням поглинання хребетним стовпом.

Окрім оцінки ефективної еквівалентної дози запропонована методика дозволяє також оцінити контрастність зображення шляхом введення в розрахункові формули кривої спектральної чутливості детектора рентгенівського випромінювання (рентгенівської плівки або люмінесцентного екрану). В цьому випадку, враховуючи енергію кожного кванта і чутливість детектора до цього кванта (вірогідність його реєстрації), можна визначити сумарну кількість енергії, що поглинулася на елементарній площі детектора, тобто міра почорніння плівки або інтенсивність світіння люмінофора.

Наприкінці доцільно відмітити основні переваги запропонованої методики:

- можливість моделювання процесу просвічування різних частин і органів людського тіла;
- можливість варіювання при розрахунку усіх параметрів зйомки – тип трубки, матеріал мішені анода, геометрія зйомки, режим роботи трубки, тип і товщина фільтру і тому подібне;
- можливість оцінки контрастності тіньового рентгенівського зображення, що виникає при просвічуванні досліджуваного об'єкту.

4.2 Програма для моделювання спектрів випромінювання

Вимоги до програми і алгоритм. Для розрахунку первинного спектру Rg^0 трубок і еквівалентної дози, на основі вищевикладених методик, була розроблена спеціалізована комп'ютерна програма.

Розробка програми проводилася відповідно до наступного технічного завдання:

- програма повинна розраховувати реальний первинний спектр рентгенівської трубки;
- програма повинна мати на вибір два типи анода Rg^0 трубки (прострільний і масивний);
- програма повинна розраховувати послаблення різними фільтрами;

– в програмі має бути можливість збереження спектру в наступних графічних растрових форматах:

- GIF (GraphicsInterchangeFormat);
- JPEG і JPG (Joint Photographic Expert Group);
- BMP (Bitmap).

– в програмі має бути реалізована функція виведення спектру на друк.

Опис програми. Після запуску програми користувач повинен вибрати типу розрахунку. У програмі реалізовано два види розрахунку, розрахунок спектру трубки і розрахунок еквівалентної дози. Потім в обох випадках користувач задає параметри трубки і необхідні фільтри.

У параметрах трубки реалізовано два типи анода, прострільний і масивний. Задається струм трубки, напруга, матеріал мішені і її товщина, товщина берилієвого вікна, а у разі масивного анода і кут зрізу. Також перевіряється чи вірно задана товщина мішені, шляхом порівняння з глибиною проникнення часток в заданий матеріал мішені. Існує можливість вибору до 3-х фільтрів довільної товщини.

Якщо користувач вибрав розрахунок еквівалентної дози, то також необхідно задати наступну групу параметрів. Туди входять товщина м'язової тканини, кістки і шкіри, а також площа досліджуваного об'єкту і відстань від анода рентгенівської трубки до нього.

Нижче наведемо приклад коду програми для розрахунку функції послаблення на прикладі алюмінію:

Повна функція є складеною з експоненціальних залежностей. Оскільки у функції послаблення є присутнім послаблення так само і матеріалом мішені, то програма робить перевірку, чи є послаблюючий шар мішенню, і якщо так, то товщина послаблюючого шару розраховується з урахуванням вирахування глибини проникнення в матеріал мішені. Детальніший код програми приведений в Додатку А.


```

private double ExpFosl(double E, string Elm, double D, double
TorF, double MorP)
{
    ///Перебір елементів
    switch (Elm)
    case "Al":
        Z = 13;
        A = 26.9815;
        plotn = 2.7;
        tay_bk = - 0.003471 * System.Math.Pow(E, - 0) + 1.384 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 213.7 * System.Math.Pow(E, - 2) + 29500
* System.Math.Pow(E, - 3) - 22170 * System.Math.Pow(E, - 4);
        tay_1k = 1688 * System.Math.Pow(E, - 3) - 504.6 *
System.Math.Pow(E, - 4);
        sigm_k(0.3905 + 0.08506 * E + 0.01611 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.0005524 * System.Math.Pow(E, 3));
        sigm_nk = 1 / (42.58 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.873 + 0.01871 *
E);
        if (E > 1.559)
        {
            mu = tay_bk + sigm_k + sigm_nk;
        }
        else
        {
            mu = tay_1k + sigm_k + sigm_nk;
        }
        break;
        R = 0.0276 * A * System.Math.Pow(plotn * System.Math.Pow(Z,
0.889));
        double angle = Math.PI * degrees / 180.0;
        MassA = R / 2 - D + (R / 2) * System.Math.Sin(Math.PI / 2 - angle)
/ Math.Sin(angle);
        Rpron = 0.0276 * A * System.Math.Pow(plotn * System.Math.Pow(Z,
0.889));
        return System.Math.Exp(- mu * plotn * (D - TorF * R / 2 + MorP *
MassA) * System.Math.Pow(10, - 4));
    }
}

```

Після введення необхідних параметрів програма розраховує спектр рентгенівської трубки і виводь на екран два спектри, до фільтрації і потім. А у випадку, якщо вибраний режим розрахунку дози то також розраховує еквівалентна доза, а на екран у свою чергу виводяться відфільтрований спектр і спектр ослаблений досліджуваним об'єктом з раніше заданими параметрами. Розрахований спектр представлений на рисунку 4.5.

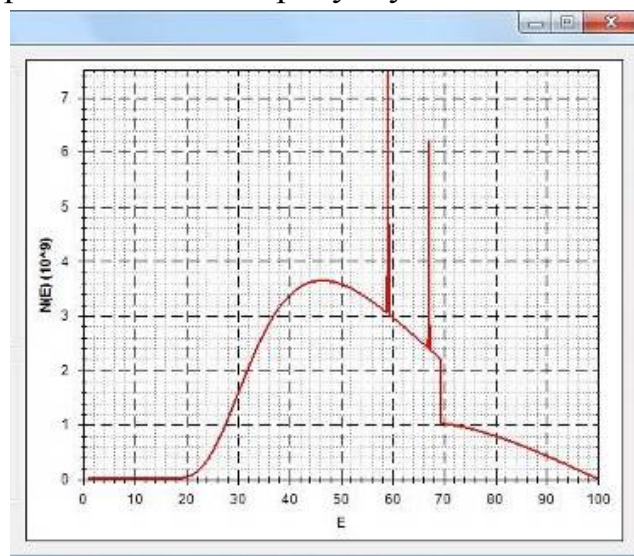


Рис. 4.5. Розрахований спектр

4.3 Результати розрахунку

Для перевірки правильності побудови математичної моделі використовувалося порівняння розрахункових спектрів із реальними. При порівнянні реального і розрахункового спектрів виникають труднощі, пов'язані з особливостями реєстрації Rg^0 випромінювання. В результаті того, що роздільна здатність детекторів Rg^0 випромінювання обмежена, різкі стрибки на спектрі гальмівного випромінювання при реєстрації виходять згладженими, а гострі піки характеристичного випромінювання – розмитими. Тому для порівняння реальних і розрахункових спектрів використовувався той же прийом, що і в роботах [94,98] – згортка реального спектру (у нашому випадку розрахункового) з апаратною функцією детектора (роздільною здатністю), причому враховувалося, що роздільна здатність детектора є функцією, значення якої залежить від енергії реєстрованих квантів.

На рисунках 4.6 і 4.7 представлено розрахункові і реальні спектри випромінювання трубки $0.01BX7 - Mo$ з прострільним анодом. Реальні спектри вимірювалися на безкристальному енергодисперсійному аналізаторі БРА-17-02.

Для отримання реального спектру первинного випромінювання трубки замість досліджуваного зразка встановлювався детектор Rg^0 випромінювання з сильним діафрагмуванням випромінювання. Роздільна здатність газового електролюмінесцентного детектора, використовуваного в БРА 17-02, складає 590 еВ на спектральній лінії $MnK\alpha$.

На рисунку 4.8 представлено: (а) – реальний і (б) – розрахунковий спектри трубки $0.01BX7 - Mo$, яка працює в наступному режимі: 18 кВ, 300 мкА, фільтри відсутні. Реальний і розрахунковий спектри трубки $0.01BX7 - Mo$ в режимі роботи 45 кВ, 200 мкА, титановий фільтр завтовшки 100 мкм показано на малюнку 4.9, (а) і (б) відповідно.

З рисунків видно, що розрахунковий спектр практично співпадає з реальним, що дозволяє говорити про досить точне моделювання (з точністю порядку одиниць відсотків) реальних процесів, що відбуваються при формуванні первинного потоку Rg^0 випромінювання.

Відмінність реального спектру від розрахункового на рисунку 4.6 полягає в наявності фонові складові лівіше за спектральну лінію молібдену Мокнува. Присутність фонові складові на реальному спектрі обумовлена особливостями конструкції газового електролюмінесцентного детектора.

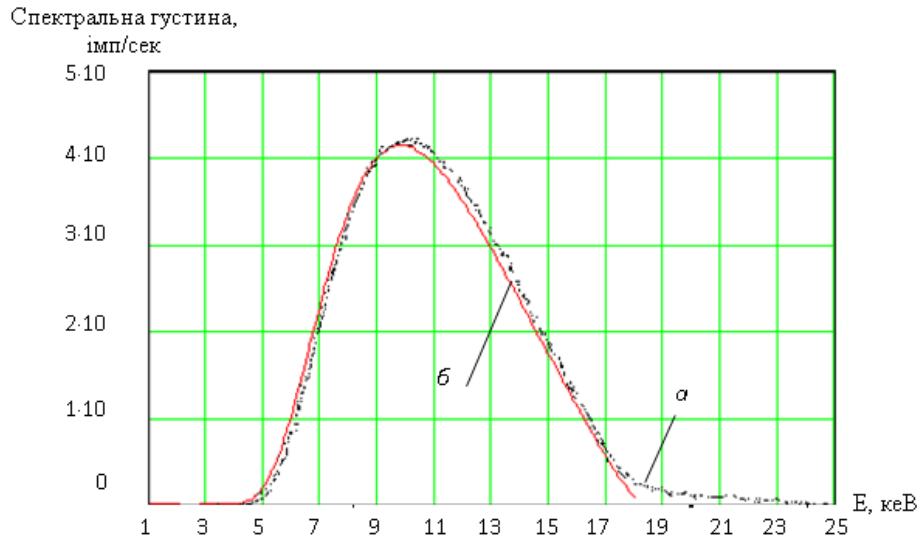


Рис. 4.6. Спектри трубки 0.01BX7 – Мо, режим роботи: 18кВ, 300мкА, без фільтрів: (а) – реальний; (б) – розрахунковий

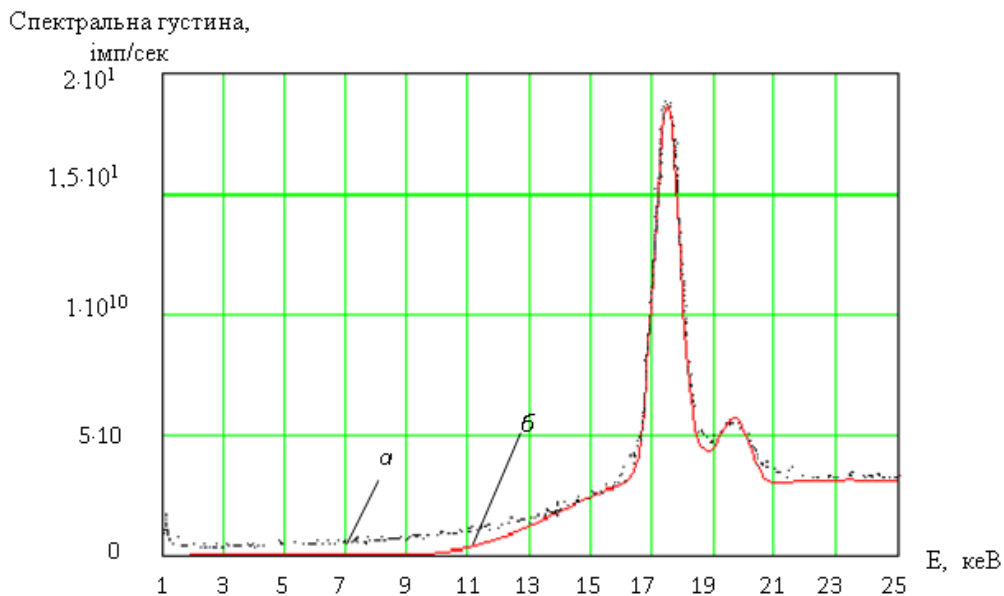


Рис. 4.7. Спектри трубки 0.01BX7 – Мо, режимами роботи: 45кВ, 200мкА, Ті фільтр 100 мкм: (а) – реальний; (б) – розрахунковий

На рисунку 4.8 представлений реальний спектр випромінювання трубки з родієвим анодом при напрузі 45 кВ. Виразно проглядаються як гальмівна складова спектру, так і характеристичні лінії $K\alpha$ і $K\beta$ родію. Деяке "розширення" характеристичних ліній на реальному спектрі обумовлене тим, що напівпровідниковий детектор, який його зареєстрував, має свою енергетичну роздільну здатність – близько 200 – 250 еВ.

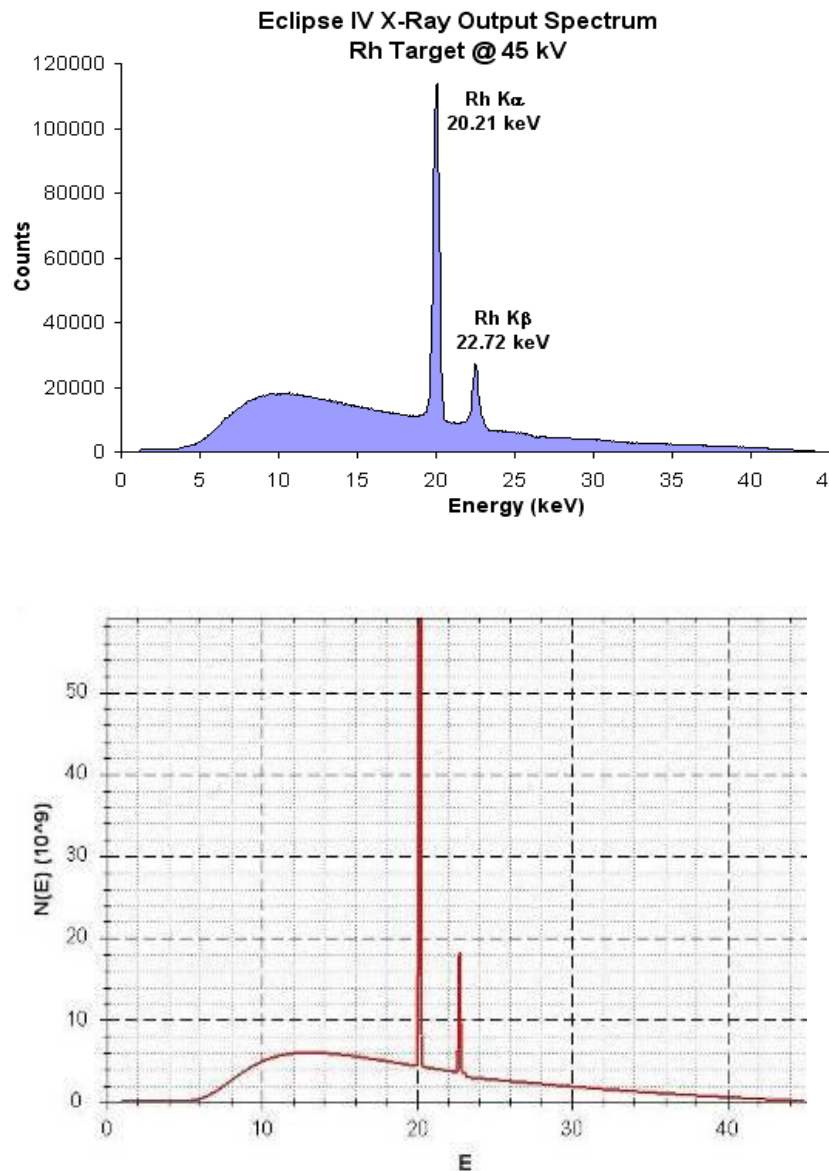


Рис. 4.8. Спектри трубки (верх – реальний; низ – розрахунковий)

На рисунку 4.9 представлений спектр випромінювання трубки (анод – вольфрам), напруга входу – 40кВ, її недостатньо для збудження К-серії

характеристичного випромінювання вольфраму, проте на спектрі виразно видно усі три лінії L серії.

Модельований спектр досить точно описує як інтенсивність характеристичного і гальмівного випромінювання, так і співвідношення між ними.

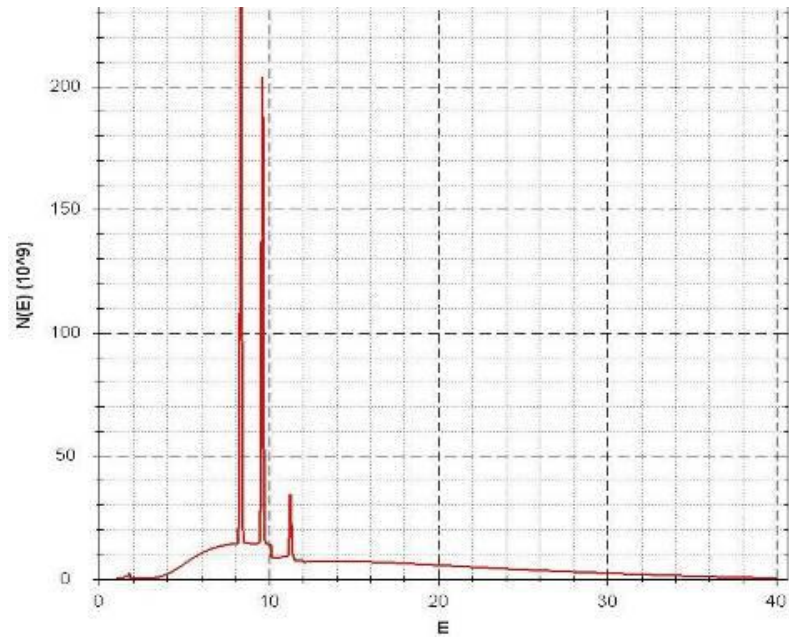
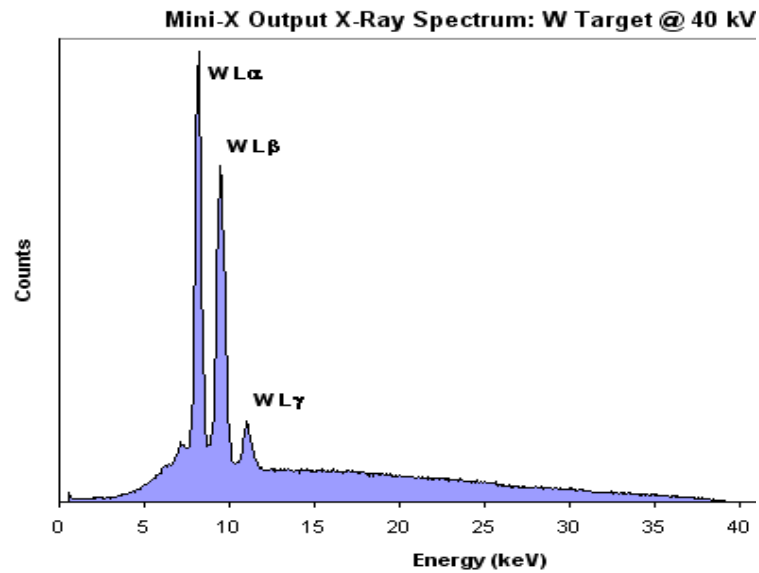


Рис. 4.9 – Спектри трубки (а – реальний і б – розрахунковий).

4.4 Висновки до розділу 4

1. Розроблена програма, надає можливість коректного моделювання спектрального складу первинного випромінювання Rg^0 трубки, та визначення згнєрованої експозиційної в ході її роботи.

2. Удосконалення програми дозволить застосування її при визначенні ефективної еквівалентної дози під час проведення сучасних рентгенодіагностичних обстежень.

РОЗДІЛ 5

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5.1 Охорона праці

Оскільки, у кваліфікаційній роботі магістра розглядається питання, яке стосується радіаційного впливу при рентгенівському випромінюванні, то доцільно у підрозділі з охорони праці розглянути питання радіаційного захисту персоналу рентгенкабінетів.

Як відомо, робота в рентгенівських кабінетах пов'язана з шкідливими виробничими чинниками. Найнебезпечніше них рентгенівське випромінювання, тому радіаційний захист персоналу кабінетів є однією з головних умов техніки безпеки охорони здоров'я при проведенні рентгенологічних досліджень. Рентгенівські промені, як і інші види іонізуючого випромінювання, мають виражену біологічну дію. Першим ефектом при взаємодії гамма-квантів тканинами організму людини являється виникнення збудження, тобто іонізація атомів молекул наступними біохімічними реакціями, що швидко розвиваються, в соматичному генетичному напрямі. При високих разових і сумарних дозах можуть наступити і зміни в окремих органах в організмі в цілому.

Особам, які працюють в рентгенівських кабінетах, необхідно правильно оцінювати радіаційну обстановку в кабінеті і передусім знати якісні, а іноді кількісні характеристики випромінювання. В діють "Норми радіаційної безпеки України" (НРБУ-97/Д-2000) з доповненням: ДГН 6.6.1- 6.5.061-2000 Радіаційний захист від джерел потенційного опромінення (НРБУ-97/Д-2000), регламентуючі умови безпечної роботи персоналу кабінетів дозволяючи здійснювати дієвий контроль за радіаційною обстановкою в медичних установах. Відповідно до цих норм визначено три категорії осіб, які працюють з іонізуючим випромінюванням, для яких встановлені різні гранично допустимі дози випромінювання :

1. Категорія А – персонал рентгенівського кабінету, що постійно працює з рентгенівською апаратурою (лікар-рентгенолог, рентгенолаборант, санітарка).

2. Категорія Б – персонал медичної установи, який працює в приміщеннях, суміжних з рентгенівським кабінетом і не зайнятий безпосередньо роботою рентгенівською апаратурою, а також персонал, що бере іноді участь в проведенні рентгенологічних досліджень (анестезіолог, хірург та ін.), і особи, супроводжуючі хворого.

3. Категорія В – населення краю, республіки, країни.

Визначено також три групи органів, що мають різну чутливість до випромінювання:

1. Гонади, червоний кістковий мозок, а також усе тіло при його загальному .

2. М'язи, щитовидна залоза, печінка, , ШКТ та ін. органи, які не відносяться до груп 1 3.

3. Кісткова тканина, шкірний покрив, кисті, передпліччя, гомілковостопні суглоби стопи.

По фактичних рівнях індивідуальних доз, обумовлених зовнішнім внутрішнім опроміненням персонал медичної установи підрозділяють на дві групи:

- Особи, умови праці яких такі, що доза може перевищувати 0,3 річний ГДД; для осіб цієї групи обов'язковий індивідуальний дозиметричний контроль.

- Особи, умови праці яких такі, що доза не може перевищувати 0,3 річний ГДД; для осіб цієї групи індивідуальний дозиметричний контроль не обов'язковий. Потрібний тільки контроль потужності дози рентгенівського опромінення на робочому місці, за даними якого оцінюють дози опромінення персоналу.

Для забезпечення безпечних умов роботи в кабінеті мають бути прийняті заходи по захисту персоналу від дій не лише рентгенівського випромінювання, але і ін. чинників : електричного струму, пилу і пари шкідливих , шуму, що виникає при роботі апаратури і так далі.

При устаткуванні рентгенівського кабінету має бути повністю неможливлений дотик персоналу з струмоведучими частинами електричних кіл в ході проведення рентгенологічних досліджень.

Конструкція рентгенівського апарату, як правило, забезпечує захист персоналу від доступу до струмоведучих частин. Усі високовольтні елементи забезпечені ізоляцією, захищені металевими оболонками і заземлені. Також заземлені усі металеві доступні для дотику частини. Електричну міцність ізоляції перевіряють при випуску апаратів із заводу, а якість заземлення – при здачі рентгенівського кабінету в експлуатацію.

Заземлення рентгенівської апаратури повинне здійснюватися спеціальними провідниками. Використання як заземлюючі провідники елементів металевих конструкцій будівель, сталевих труб, електропроводок, алюмінієвих оболонок кабелів і тому подібне допускається як додатковий захід. Не дозволяється використовувати як заземлюючих провідників водопровідні труби, що проходять в будівлі, мережі центрального опалювання, каналізації, а також трубопроводи для паливних вибухонебезпечних сумішей.

Електричні кабелі, що сполучають елементи рентгенівського комплексу один з одним і електричною мережею мають бути прокладені в поглибленнях підлоги захищені металевими кожухами від механічних ушкоджень і хімічних дій.

В процесі навантаження рентгенівської трубки, особливо при просвічуваннях, випромінювач нагрівається інтенсивно. Допустима температура нагрівання випромінювача 85°C. Температура усіх інших частин апарату, доступних для дотику, як правило, не повинна перевищувати 50°C.

Концентрація свинцю і його неорганічних з'єднань на поверхні стін підлоги рентгенівських кабінетів не повинні перевищувати гранично допустимої величини 0,5 мг/см².

Для послаблення шкідливої дії свинцю на організм людини поверхня захисних пристроїв і пристосувань, виготовлених зі свинцю, має бути покрита подвійним шаром масляної або емалевої фарби. Захисні фартухи і козирки з просвинцьованої гуми поміщають в пластикові або церату футляри.

Під рукавички з просвинцьованої гуми слід тонкі бавовняні рукавички, щоб зменшити поверхню зіткнення шкіри рук зі свинцевмісним матеріалом рукавичок.

Після закінчення роботи із засобами індивідуального захисту з просвинцьованої гуми, працівники кабінету повинні ретельно вимити руки теплою водою з милом.

При роботі з рентгенографічними апаратами в повітрі робочих приміщень утворюються шкідливі домішки стиролу, озону, оксидів азоту, пари ацетону і толуолу. ГДК домішок в повітрі приміщення складають: стирол – 5 мг/м^3 , озон і оксиди азоту – $0,1 \text{ мг/м}^3$, пари ацетону – 200 мг/м^3 , пари толуолу – 50 мг/м^3 . Для зниження концентрації шкідливих домішок в повітрі обов'язково використовують примусову вентиляцію, що забезпечує кратність повітрообміну, рівну 3. У комплект оснащення ксеролабораторії повинні входити індивідуальні протипилові респіратори по кількості працюючих.

Рівень шумових навантажень (звукового тиску) на робочих місцях персоналу не повинен перевищувати 60 дБ, в приміщеннях періодичного перебування персоналу – 70 дБ.

5.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У підрозділі розглянуто питання природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

Природні та штучні джерела електромагнітних полів (ЕМП). Параметри полів і випромінювань. Діапазони електромагнітних хвиль. Інтенсивний розвиток електроніки, радіо- та комп'ютерної техніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями. Джерела електромагнітних полів (ЕМП) можуть бути природного та антропогенного характеру.

Штучними джерелами випромінювань є потужні радіотелевізійні, радіолокаційні станції, станції мобільного зв'язку, недосконалі комп'ютери, високовольтні лінії електрозв'язку, електротранспорт, електростанції й підстанції, промислові установки високочастотного нагріву, вимірювальні прилади, мікрохвильові печі, телевізори, електроплити, праски, холодильники, а також будь-які елементи, що підключені до мережі.

До *природних джерел* належать: Земля, Сонце, Космос. Електричне поле Землі має середню напруженість $E = 130$ н/м. Менша напруженість у полюсів, більша - у екватора. Ці величини змінюються під впливом сонячної активності, енергії космічних випромінювань. До цих вічно існуючих полів і випромінювань адаптувалося усе живе.

Електромагнітні випромінювання антропогенного походження розглядають як один з різновидів енергетичних забруднювачів, тому що вони негативно впливають на організм людини, на інші живі організми та здійснюють шкідливий вплив на екологічні системи ЕМП мають енергію і поширюються у вигляді електромагнітних хвиль. Основними параметрами електромагнітних хвиль є довжина хвилі, частота коливань, швидкість поширення. Мірою вимірювання забруднення електромагнітними полями є напруженість (В/м).

Частота коливань визначається в герцах (Гц). Класифікація електромагнітних випромінювань за частотою:

- низькочастотні випромінювання (НЧ): 0,003 Гц-30 кГц;
- радіохвилі високочастотного (ВЧ) діапазону: 30 кГц-300 МГц;
- радіохвилі ультрависокочастотного діапазону (УВЧ): 30300 МГц;
- надвисокочастотні СВЧ: 300 МГц-300 ГГц

Чинники, від яких залежать наслідки дії ЕМП на біологічні об'єкти. Наслідки впливу ЕМП на людину. Заходи захисту від ЕМП. Рівень інтенсивності ЕМП в зв'язку з зростанням кількості їх джерел та потужності наразі різко виріс. В деяких районах він в сотні раз перевищує значення середнього натурального "природного фону". Електромагнітні поля негативно впливають на людей, які безпосередньо працюють із джерелами випромінювань, а також на населення, яке проживає поблизу джерел випромінювання. Ступінь впливу електромагнітних випромінювань на організм людини залежить від діапазону частот, інтенсивності впливу відповідних чинників, тривалості опромінення, характеру випромінювання, режиму опромінення, розмірів поверхні тіла, яка опромінюється та індивідуальних особливостей організму.

Рівень електромагнітних випромінювань у районах, де розташовані потужні радіопередавальні та локаційні станції, часто перевищує допустимі санітарні норми, що дуже шкодить здоров'ю людей, які мешкають поруч таких станцій. Вплив ЕМП характеризується *біологічною дією*. Вони завдають шкоди нервовій системі, спричиняють головний біль і сильну втому, зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, зниження точності робочих рухів, млявість, порушення в системах і органах (шлунку, печінки, селезінки, підшлункової залози), функціональні зсуви в діяльності нервово-психічної, серцево-судинної, ендокринної, кровотворної систем, фіксуються зміни показників білкового та вуглеводного обміну, змінюється склад крові, зафіксовані порушення на клітинному рівні. Вплив ЕМП на біологічні об'єкти залежить від інтенсивності опромінення.

Теплова дія характеризується загальним підвищенням температури тіла, подібним до пропасного стану або локалізованого нагріву тканини. Впливаючи на живу тканину організму, ЕМП викликає змінну поляризацію молекул і атомів, які складають клітини, внаслідок чого відбувається небезпечний нагрів. Надмірне тепло може нанести шкоду окремим органам і всьому організму людини. Особливо шкідливий перегрів таких органів, як очі, мозок, нирки тощо. З ростом інтенсивності проявляється вплив на нервову систему, умовно-

рефлекторну діяльність, клітини печінки, підвищення тиску, викликає зміни у корі головного мозку, втрату зору.

Для запобігання професійних захворювань, які виникають під впливом ЕМП, розроблені на основі медикобіологічних досліджень санітарні норми та правила щодо радіотехнічних і електротехнічних об'єктів . Вони регламентують також умови експлуатації з метою охорони населення від шкідливого впливу випромінювань.

Для захисту людини від дії електромагнітних опромінювань застосовуються різні засоби і заходи захисту: захист часом, відстанню, екранування джерел випромінювання, зменшення випромінювання безпосередньо в самому джерелі випромінювання, встановлення санітарних кордонів навколо джерела ЕМП, екранування робочих місць, виділення зон випромінювання, дистанційний контроль і керування в екранованому приміщенні, медичні огляди, додаткова відпустка, скорочені робочі дні, застосування засобів індивідуального захисту.

5.3. Висновки до розділу 5

Даний розділ роботи висвітлює питання радіаційного захисту персоналу рентгенкабінетів та проведено аналіз природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра розроблено метод встановлення ефективної дози Rg^0 випромінювання у системах рентгендіагностики.

Аналіз стану проблеми вказав на те, що у сучасній медичній діагностиці постійно зростають вимоги до систем рентгенодіагностики.

Вимагають вирішення фізико-технічні проблеми, які виникають при рентгенологічних процедурах та пов'язані із виникненням радіаційного ризику віддалених генетично-соматичних ефектів опромінювання та визначення шляхів його зменшення внаслідок оптимізації цих процедур. Що вказує на вимогу вдосконалення рентгендіагностичних систем та їх подальше застосування для оцінки функціонального стану людини щодо підвищення точності, покращення роздільної здатності, автоматичності, інтерактивності та функціональної ефективності.

Для вирішення проблеми визначення дифузної складової променевої інтенсивності, що пов'язано із випадковістю процесу розсіяння фотонів, зокрема, для розв'язання рівняння перенесення випромінювання використано метод Монте-Карло. Крім того, цей метод застосовано при моделюванні фотонної траєкторії для імітування множини розсіювальних ефектів в системі випадково розміщених частинок.

Встановлено потребу розроблення матмоделі, яка з достатньою мірою точності описує процеси, які відбуваються при роботі апарату і уможливить оптимізацію розрахунку параметрів роботи Rg^0 трубки (спектр, інтенсивність первинного випромінювання).

Проведено верифікацію математичної моделі процесу Rg^0 випромінювання у вигляді спектру випромінювання Rg^0 трубки, яка враховує основні параметри та характеристики процесу.

Розроблена програма, надає можливість коретного моделювання спектрального складу первинного випромінювання Rg^0 трубки, та визначення згнерованої експозиційної в ході її роботи. Удосконалення програми дозволить

застосування її при визначенні ефективної еквівалентної дози під час проведення сучасних рентгенодіагностичних обстежень.

У розділі „Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» розглянуто питання задані консультантами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Матвійчук Я.М. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики: навч. посібник / Я.М. Матвійчук, Є.В. Сторчун. – Львів: Растр-7, 2009. – 216 с.

2. Злепко С. М. Біотехнічні системи медичного призначення. Ч. 1. Біологічні та біотехнічні системи як об'єкти дослідження : навч. посіб. / С. М. Злепко, М. М. Данильчук, Л. В. Загоруйко. – Вінниця : ВНТУ, 2008. – 76 с.

3. Медична апаратура спеціального призначення : навчальний посібник / С. М. Злепко, Л. Г. Коваль, Н. М. Гаврілова, І. С. Тимчик. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 159 с.

4. Апаратура для фізіотерапії та діагностики : навчальний посібник / [С. М. Злепко, С. В. Павлов, В. Б. Василенко та ін.]. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 212 с.

5. Медицинская апаратура : полный справочник / С. А. Попов, Т. Д. Селезнева, М. Ю. Ишманов, С. А. Попович. – М. : Эксмо, 2007. – 608 с.

6. Інструкція про періодичність рентгенівських обстежень органів грудної порожнини певних категорій населення України. Затверджено наказом МОЗ України від 17.05.2008 № 254: зареєстровано в Міністерстві юстиції України 12 червня 2008 року за №524/15215 [Текст] // Офіційний вісник України від 01.07.2008: стаття 1475: код акту 43372/2008. – 2008. – № 45. – С. 41.

7. Про затвердження Загальнодержавної цільової соціальної програми протидії захворюванню на туберкульоз на 2012 – 2016 роки : Закон України від 16.10.2012 № 5451–VI [Текст] // Туберкульоз, легеневі хвороби, ВІЛ-інфекція. – 2013. – № 2. – С. 85–109.

8. Источники и эффекты ионизирующего излучения. Отчёт Научного комитета ООН по действию атомной радиации 2000 го- да Генеральной Ассамблей ООН с научными приложениями. Т. 1: Источники (часть 1) [Текст] /

под ред. Л. А. Ильина, С. П. Ярмоненко; пер. с англ. – М.: РАДЭЖОН, 2002. – 308 с.

9. Мурашко, В. О. Радіаційна гігієна [Текст]: підручник / В. О. Мурашко, Д. С. Мечев, В. Г. Бардов та ін. – Вінниця: Нова Книга, 2013. – 376 с.

10. Щодо стану та проблем радіаційного захисту персоналу та пацієнтів при застосуванні джерел іонізуючого випромінювання у медицині. Постанова Колегії Держатомрегулювання № 7 від 27 травня 2010 року [Електронний ресурс] / Офіційний сайт Державної інспекції ядерного регулювання України. – Режим доступу: <http://www.snrc.gov.ua/nuclear/uk/publish/article/133546>

11. Andria, G. Dose Optimization in Chest Radiography: System and Model Characterization via Experimental Investigation [Text] / G. Andria, F. Attivissimo, A. Di Nisio, A. M. L. Lanzolla, G. Guglielmi, R. Terlizzi // IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. – 2014. – Vol. 63, Issue 5. – P. 1163–1170. doi: 10.1109/tim.2013.2282411

12. Berkhout, W. E. Het ALARA-principe. Achtergronden en toepassing in de praktijk [Text] / W. E. Berkhout // Nederlands Tijdschrift voor Tandheelkunde. – 2015. – Vol. 122, Issue 05. – P. 263–270. doi: 10.5177/ntvt.2015.5.14227

13. Xiao, L. An enhancement method for X-ray image via fuzzy noise removal and homomorphic filtering [Text] / L. Xiao, C. Li, Z. Wu, T. Wang // Neurocomputing. – 2016. – Vol. 195. – P. 56–64. doi: 10.1016/j.neucom.2015.08.113

14. Voisin, P. Standarts in biological dosimetry: A requirement to perform an appropriate dose assessment [Text] / P. Vosin // Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis. – 2015. – Vol. 793. – P. 115–122. doi: 10.1016/j.mrgentox.2015.06.012

15. Andria, G. Towards patient dose optimization in digital radiography [Text] / G. Andria, F. Attivissimo, G. Guglielmi, A. M. L. Lanzolla, Maiorana, M. Mangiantini // Measurement. – 2016. – Vol. 79. – P. 331–338. doi: 10.1016/j.measurement.2015.08.015

16. Стадник, Л. Л. Оценка доз пациентов в рентгенографии и их оптимизация путем установления национальных диагностических

рекомендованных уровней [Текст] / Л. Л. Стадник, О. Ю. Шалепа, О. В. Носик // Радиационная гигиена. – 2014. – Т. 7, № 4. – С. 84–88.

17. Seeram, E. Optimizing the Exposure Indicator as a Dose Management Strategy in Computed Radiography [Text] / E. Seeram, R. Davidson, S. Bushong, H. Swan // Radiol Technol. – 2016. – Vol. 87, Issue 4. – P. 380–391.

18. Jia, X. Fast Monte Carlo simulation for patient-specific CT/CBCT imaging dose calculation [Text] / X. Jia, H. Yan, X. Gu, S. B. Jiang // Physics in Medicine and Biology. – 2012. – Vol. 57, Issue 3. – P. 577–590. doi: 10.1088/0031-9155/57/3/577

19. Lee, C. Organ and effective doses in pediatric patients undergoing helical multislice computed tomography examination [Text] / C. Lee, C. Lee, R. J. Staton, D. E. Hintenlang, M. M. Arreola, J. L. Williams, W. E. Bolch // Medical Physics. – 2007. – Vol. 34, Issue 5. – P. 1858–1873. doi: 10.1118/1.2723885

20. Alves, A. F. Construction of pediatric homogeneous phantoms for optimization of chest and skull radiographs [Text] / A. F. Alves, R. Miranda, F. A. Bacchim Neto, S. B. Duarte, D. R. de Pina // European Journal of Radiology. – 2015. – Vol. 84, Issue 8. – P. 1579–1585. doi: 10.1016/j.ejrad.2015.05.015

21. Pina, D. R. Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination [Text] / D. R. Pina, S. B. Duarte, J. Morceli, T. Ghilardi Netto // Applied Radiation and Isotopes. – 2006. – Vol. 64, Issue 12. – P. 1623–1630. doi: 10.1016/j.apradiso.2006.05.006

22. Гвай, А. С. Анализ методик определения дозы облучения в рентгеновской компьютерной томографии [Текст] / А. С. Гвай, Л. А. Аверьянова // Вестник НТУ «ХПИ». – 2013. – № 39 (1012). – С. 41–47.

23. Fujii, K. Organ Dose Evaluations Based on Monte Carlo Simulation for CT Examinations Using Tube Current Modulation [Text] / Fujii, K. Nomura, Y. Muramatsu, S. Obara, K. Akahane, M. Kusumoto // Radiation Protection Dosimetry. – 2016. doi: 10.1093/rpd/ncw144

24. Rehani, M. M. Looking into future: challenges in radiation protection in medicine [Text] / M. M. Rehani // Radiation Protection Dosimetry. – 2015. – Vol. 165, Issue 1-4. – P. 3–6. doi: 10.1093/rpd/ncv071

25. Ofori, K. Estimation of adult patient doses for selected X-ray diagnostic examinations [Text] / K. Ofori, S. W. Gordon, E. Akrobortu, A. Ampene, E. O. Darko // *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*. – 2014. – Vol. 7, Issue 4. – P. 459–462. doi: 10.1016/j.jrras.2014.08.003

26. Асламова, Л. І. Рекомендації щодо зменшення дозових навантажень на пацієнтів при медичному опроміненні [Текст] / Л. І. Асламова, Л. О. Голінка-Безшийко, К. М. Солодовник // *Ядерна та радіаційна безпека*. – 2008. – Вип. 4. – С. 77–80.

27. Martin, C. J. Management of patient dose in radiology in the UK [Text] / C. J. Martin // *Radiation Protection Dosimetry*. – 2011. – Vol. 147, Issue 3. – P. 355–372. doi: 10.1093/rpd/ncr386

28. Сіднев, О. Б. Опромінення населення в сучасній медичній рентгенодіагностиці та шляхи до його зменшення [Текст] / О. Б. Сіднев, О. М. Перевозніков // *Проблеми безпеки атомних електростанцій і Чорнобиля*. – 2009. – Вип. 11. – С. 146–151.

29. Стадник, Л. Л. Оптимізація доз опромінення пацієнтів при рентгенографії органів грудної клітки [Текст] / Л. Л. Стадник, О. Ю. Шальопа, О. В. Носик // *Променева діагностика, променева терапія*. – 2015. – № 1. – С. 78–81.

30. Анищик, С. В. Оптимизация режимов и дозы облучения пациентов для получения адекватной рентгенографической информации [Текст] / С. В. Анищик, Н. В. Коваленко, В. И. Попов, Р. И. Рахимжанова, В. П. Суслин // *Поликлиника: Профессиональный журнал для руководителей и врачей всех специальностей ЛПУ России*. – 2008. – № 6/1. – С. 30–38.

31. Лященко, В. Н. Широотно-импульсный регулятор анодного напряжения рентгеновской трубки [Текст] / В. Н. Лященко, С. Н. Рева, В. Н. Сокол, А. А. Турчин // *Вісник Харківського національного університету. Серія «Математичне моделювання. Інформаційні технології. Автоматизовані системи управління»*. – 2005. – № 661. – С. 174–181.

32. Дикань, О. Луч света в темном царстве рентгенодиагностики [Текст] / О. Дикань // *Зеркало недели*. – 2000. – № 29 (302).

33. Пінчук, І. П. Досвід проведення перевірки рентгенодіагностичних апаратів лікувально-профілактичних закладів та засобів індивідуального захисту на відповідність вимогам Держстандарту на прикладі Харківської області [Текст] / І. П. Пінчук, В. А. Калініченко // Український радіологічний журнал. – 2011. – № 3. – С. 354–356.

34. Рентгеновский высокочастотный источник питания ИЕС-F7: Общая информация [Электронный ресурс]. – Лаборатория интеллектуальных электронных систем. – Режим доступа: <http://iec-lab.com.ua/group.php?id=8&cid=6>

35. Антонов О.С., Антонов А.О., Еникеева Р.И., Виноградова Е.В. Система получения, обработки, хранения и передачи диагностических изображений. Компьютерная технология работы рентгеновского отделения // Радиология – практика. 2001. – №3. – С. 9-82.

36. Антонов О.С., Антонов А.О., Еникеева Р.И. и др. Реализация и внедрение программно-аппаратного комплекса для развития телемедицинских систем в Сибири и на Дальнем Востоке // Сборник тезисов научно-практической конференции "Инновации в охране здоровья людей" ЗДРАВ – ЭКСПО – СИБИРЬ 2001 г. Новосибирск, 2001. – 72 с.

37. Антонов О.С., Антонов А.О., Третьяков В.П., Штарк М.Б. Цифровая рентгенография (опыт практического применения) // Автометрия. – 1996. – №6. – С. 16-31.

38. Влох О.Г., Гайда Р.П., Пляцко Р.М. Аксиома для нащадків: українські імена в світовій науці. – Львів: Каменярь, 1991. – С.118-141.

39. Гуржиев А.Н., Гуржиев С.Н. Сравнение цифровых флюорографов "Проскан – 2000" и "Проматрикс – 4000" // Мед. техника. – 2005. – №5. – С. 45-48.

40. Клінічна діагностика внутрішніх хвороб тварин / В.І. Левченко, В.В. Влізло, І.П. Кондрахін та ін.; за ред. В.І. Левченка. – Біла Церква, 2004. – 608 с.

41. Клінічна діагностика хвороб тварин / В.І. Левченко, М.О. Судаков, Й.Л. Мельник та ін.; за ред. В.І. Левченка. – К.: Урожай, 1995. – 368 с.

42. Лазаков В.Н., Десятков В.Г., Волков Ю.К., Стоганов А.С. / Многоканальный приемник рентгеновского излучения. Пат. СССР №1808215 от

10.10.1992.

43. Мегев Д.С., Мурашко В.О., Пульняшенко П.Р, Коваленко Ю.М. Підготовка спеціалістів з питань рентгенодіагностики та радіаційної безпеки при виконанні рентгенографічних досліджень в ветеринарних клініках // Ветеринарна практика. – 2009. – серпень. – С.18-19.

44. Морган Дж. П., Вулвекамп П. Рентгенологический атлас по травматологии собак и кошек / пер. с англ. – М.: ООО "Аквариум-Принт", 2005. – 240 с.

45. Променева діагностика: в 2 т. / Коваль Г.Ю., Сиваченко Т.П., Загорська М.М. та ін.; за ред. Г.Ю. Коваль. – К.: Орбіс, 1998. – Т.1. – 527 с.

46. Рентгеновские диагностические аппараты / под ред. Н.Н. Блинова, Б.И. Леонова. – М.: ВНИИМТ, НПО "Экран", 2001. – Т.1. – 192 с.

47. Рентгенотехника: справочник в 2-х кн. / А.А. Албухов, К.В. Ключева. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1992. – Кн. 2. – 368 с.

48. Рокіцький О.М. Іван Пулюй у світовій науці й культурі: Автореф. дис... канд. іст. наук: 07.00.07 / Київський Національний університет ім. Тараса Шевченка – К., 2002. – 20 с.

49. Мюллер С., Мареску Л. Выбор метода рентгенографического исследования клинического случая // Ветеринар. – 2007. – №1. – С. 12-15.

50. Справочник по рентгенологии и радиологии / Л.М. Фрейдин; под ред. акад. АМН СССР Г.А. Зедгенидзе. – М., "Медицина" 1972. – 775 с.

51. Стамбули Ф., Мареско Л. Рентгенографическая семиология костной ткани // Ветеринар. – 2008. – №4. – С. 38-48

52. Физика визуализации изображений в медицине: в 2 т. / пер. с англ.; под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991. – Т.1 – 408 с.

53. Хан Конни М., Херд Черил Д. Ветеринарная рентгенография / пер. с англ. – М.: ООО "Аквариум-Принт", 2006. – 296 с.

54. Улащик В.С. Физиотерапия / Универсальная медицинская энциклопедия / В.С. Улащик. – Минск: «Книжный Дом», 2008. – 640 с.

55. Лукомский И.В. Общая физиотерапия / И.В. Лукомский, В.С. Улащик. – Минск: Интерпрес-сервис, 2003. – 512 с.

56. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах / А. Исимару. – Т. 1, Т. 2. – М.: Наука, 1981.
57. Борен К. Поглощение и рассеяние света малыми частицами / К. Борен, Д. Хафмен: пер. с англ. – М.: Мир, 1986. – 664 с.
58. Кузьмин В.Л. Когерентные эффекты при рассеянии света в неупорядоченных системах / В.Л. Кузьмин, В.П. Романов // УФН. – 166.– 1996. – С. 247–278.
59. Соболев И.М. Численные методы Монте–Карло / И.М. Соболев. – М.: Наука, 1973. – 178 с.
60. Кандидов В.П., Метод Монте–Карло в нелинейной статистической оптике / В.П. Кандидов // УФН. – 166. – 1996. – С. 1309–1338.
61. Тучин В.В., Исследования биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин // УФН. – 167. – 1997. – С. 517–539.
62. Yodh, A.&Chance,B., Spectroscopy and imaging with diffusing light // Physics Today. – 48. – P. 34–40.
63. Самарский А.А., Теория разностных схем / А.А. Самарский. – М.: Наука, 1989. – 616 с.
64. Павлов С. В. Аналіз методів розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі застосування методу Монте–Карло / С. В. Павлов, В. П. Думенко, Т. І. Козловська // Оптико–електронні інформаційно–енергетичні технології. – 2008. – №2 (16) – С. 139–144. – ISSN 1681–7893.
65. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево–судинної системи: (Монографія) / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук, П.Ф. Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2007.–254 с.
66. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.– Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.
67. Тучин В.В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / В.В. Тучин, А.В. Приезжев, Л.П. Шубочкин . – М.: Наука, 1989 – 237с.
68. Н. С. Van de Hulst, Light Scattering by small Particles, Wiley, New York (1957).

69. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево–судинної системи: (Монографія) / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук, П.Ф. Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2007.–254 с.

70. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.– Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.

71. Тимчик Г.С. Операційні властивості когерентних оптичних спектроаналізаторів при освітленні вхідного транспаранта випромінюванням, які містять вищі моди Гауса–Ерміта // Оптико–електронні інформаційно–енергетичні технології, 2002. – № 1. – С. 131–136.

72. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень / Г.С. Тимчик, В.І. Скицюк, М.А. Вайнтрауб, Т.Р. Клочко. – К.: МП Леся, 2004. – 64 с

73. Кузьмич В.В. Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии // Мед. техника. –1993.– №3 – С. 36–42.

74. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей. Кантовая электроника, Т.32, №10, с.849–867, 2002.

Тучин В.В., Приезжев А.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – М.: Наука, 1989 – 237с.

75. H. C. Van de Hulst, Light Scattering by small Particles, Wiley, New York (1957).

76. P. Chylek, G. Videen, D.J.W. Geldart, J.S. Dobbie, and H. C. W. Tso, "Effective medium approximations for heterjgeneus particles", in Light scattering by nonspherical Particles: Theory, Measurements, and Applications, M.I. Mishchenko, J.W. Hovenier, and L.D. Travis (eds.), Ch.9, pp. 273–308, Academic Press, San Diego (2000).

77. Niemz M.H. Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. – Berlin, 1996. – 305 p.

78. Star W.M. Diffusion Theory of Light Transport // Optical–Thermal Response of Laser–Irradiated Tissue / Ed. by Welch A.J. and van Gemert M.J.C. – N.Y., 1995. – P. 131–206.22.

79. Smithies D.J., Butler P.H. Modelling the Distribution of Laser Light in Port–Wine Stains with the Monte Carlo Method // *Physics in Medicine and Biology*. – 1995. – Vol. 40. – P. 701–733.

80. Бугер П. Оптический трактат о градации света / П. Бугер : пер. с фр. – Ленинград; Издательство Академии Наук СССР, 1950.

81. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н.Н. Блинова. Учебное пособие. – М.: Медицина, 2002.

82. Уманский Я.С. Рентгенография металлов и полупроводников. – М.: Металлургия, 1969.(32)

83. Кишковский А.Н., Тютин Л.А. Медицинская рентгенотехника: руководство. – Л.: Медицина, 1983.

84. Рентгенодиагностические аппараты / Под ред. Н.Н. Блинова. – М.: Медицина, 1976. (34)

85. Рентгенотехника: Справочник. В. 2-х кн. / Под ред. В.В. Ключева. – М.: Машиностроение, 1992. – Кн. 2.

86. Пицуттиелло Р., Куллинан Дж. Введение в медицинскую рентгенографию. – Нью-Йорк.: Кодак, 1994.

87. Мишкинис Б.Я., Чикирдин Э.Г., Мишкинис А.Я. Контроль качества в рентгенодиагностическом процессе. – М.: Медицина, 1991.

88. Васильев А.Ю. Рентгенография с прямым многократным увеличением 5в клинической практике. – М.: ИПТК ЛОГОС, 1998.

89. Иванов С.А., Потрахов Н.Н. Портативные микрофокусные рентгеновские аппараты для медицинской диагностики // *Медицинская техника*, 1998. №6.

90. Иванов С.А., Потрахов Н.Н., Мазуров А.И. Новые диагностические возможности микрофокусной рентгенографии. // *Петербургский журнал электроники*, 1998. №2.

91. Васильев А.Ю. Высокодетальная микрофокусная рентгенография с многократным увеличением изображения : прошлое, настоящее и будущее // *Мат. II междун. конгр. «Невский радиологический форум – 2005»*. – СПб.: МАПО, 2005.

92. Блинов Н.Н. (мл), Потрахов Н.Н. Прицельно-панорамный рентгенодиагностический комплекс «ПАРДУС» // Мат. II междун. конгр. «Невский радиологический форум – 2005». – СПб.: МАПО, 2005.

93. Потрахов Н.Н. Микрофокусная дентальная рентгенография // Мат. II междун. конгр. «Невский радиологический форум – 2005». – СПб.: МАПО, 2005.

94. Потрахов Н.Н., Мазуров А.И. Особенности микрофокусной рентгенографии в медицинской диагностике // Медицинская техника, 2005. №6.

95. Приставко В.В. Оценка качества изображения методом сопоставления объективных и субъективных характеристик // Ж. научн. и прикл. фотогр. и кинематогр., 1975. Т. 20. Вып. 2.

96. Зайдель И.Н., Куренков Г.И. Электронно-оптические преобразователи. – М.: Советское радио, 1970.

97. Чикирдин Э.Г. Университет рентгенолаборантов // Вестник рентгенологии и радиологии, 1998. №2.

98. Науменко А.Ю., Грязнов А.Ю. Оценка информативности теневого рентгеновского изображения // Тез. докл. НТК ППС СПбГЭТУ, 24-27.04.2006. – СПб.: ИЦ СПбГЭТУ, 2006.

99. Ставицкий Р.В. Блинов Н.Н. и др. Радиационная защита в медицинской радиологии. М.: Кабур, 1994. 325 с.

100. Жутяев С.Г., Смелик Г.И., Мишкинис А.Б. и др. Исследование характеристик рентгенодиагностических излучателей. 2. Взаимосвязь спектрального распределения тормозного излучения с его дозиметрическими характеристиками. // Медицинская техника, №1, 2001. С. 3-5.

101. Лукьянченко Е.М., Грязнов А.Ю. Моделирование спектра первичного рентгеновского излучения в энергодисперсионном рентгеноспектральном анализе. // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 1/2003. С. 10-14.

102. Рентгентехника: Справочник. В 2-х кн. Под общей ред. Ключева В.В. Кн. 1. М.: Машиностроение, 1992, 480 с.

103. Рид С., Электронно-зондовый микроанализ. М.: Мир, 1979. 424 с.

104. Таблицы и формулы рентгеноспектрального анализа: методические рекомендации. Вып 1, 2, 3. Под ред. Комяка Н.И. Л.: ЛНПО «Буревестник», 1981 – 1982 гг.

105. Варченя В.Ж. и др. Тканеэквивалентные дозиметрические фантомы и измерение поглощенных органами доз при рентгенологических исследованиях детей. Рига: МЗ ЛатвССР, 1989. 96 с.

106. Человек. Медико-биологические данные. Публикация №23 М.: МКРЗ, 1977. 67 с.

107. ГОСТ 18622-79. Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом. Химический состав тканеэквивалентного вещества. М., 1980.

108. Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. МУК 2.6.1.962-00, Москва, 2000.

109. Потрахов Н.Н., Мухин В.М. Моноблок источника рентгеновского излучения, Патент РФ на полезную модель № 51854. Бюлл. №7 от 10.03.2006

110 Методические указания по методам контроля эффективных доз при облучении пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. МУК 2.6.1.1797-03. Москва, 2004.

111. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. – К.: Видавничий центр «Академія», 2005. – 400с.

112. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці [Текст] : підруч. / В. Ц. Жидецький ; [М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства](#) ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. — 3-тє вид., перероб. і доп. — [Львів](#) : [Укр. акад. друкарства](#), 2006. — 336 с. — [Бібліогр.](#): с. 329–330. — [ISBN 966-8013-11-5](#)

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Текст розрахункового модуля програми

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Windows.Forms;
using ZedGraph;
namespace WindowsFormsApplication1
{
public partial class Form1: Form
{
public Form1()
{
InitializeComponent();
GraphControl.IsShowPointValues = true;
GraphControl.PointValueEvent += new
ZedGraphControl.PointValueHandler(GraphControl_PointValueEvent);
ClearGraph();
GraphControl.Visible = false;
}
string GraphControl_PointValueEvent(ZedGraphControl sender
GraphPane pane
CurveItem curve
int iPt)
{
PointPair point = curve[iPt];
string result = string.Format ("E: {0: F3}\nN(E) : {1:
F3}"point.X, point.Y);
return result;
}
public double frm2E, frm2I, frm2dM, frm2dBe, frm2dF1, frm2dF2,
frm2dF3, frm2dGlass, frm2dSkin, frm2dBone, frm2dMeat, degrees,
Anod, Rpron, dummy, frm2dose, frm2SR2;
public string frm2M, frm2ElmF1, frm2ElmF2, frm2ElmF3;
public bool filtr, dose = false;
public bool dF1, dF2, dF3, dBone, dSkin, dMeat, elmF1, elmF2,
elmF3;
private double ExpFosl(double E, string Elm, double D, double
TorF, double MorP)
{
double Z, A, R, plotn, MassA, tay, tay_bk, tay_1k, tay_11k,
tay_111, tay_1211, tay_1312, tay_113, tay_m113, tay_lm1, tay_m2m1,
tay_lm2, tay_m3m2, tay_lm3, tay_m4m3, tay_m5m4, tay_lm5, tay_n1m5,
tay_1n1, tay_n2n1, tay_1n2, tay_n3n2, tay_1n3, sigm, sigm_k,
sigm_nk, mu;
//////Перебір елементів

```

```

switch (Elm)
{
case "Air":
Z = 1;
A = 1;
plotn = 0.00129;
tay_bk = - 0.001991 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.1169 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 15.4 * System.Math.Pow(E, - 2) + 4759 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 906 * System.Math.Pow(E, - 4);
tay_1k = 35.14 * System.Math.Pow(E, - 2) + 5059 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 106 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_nk = 1 / (26.44 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.724 + 0.01809 *
E);
if (E < 3.203)
{
mu = tay_bk;
}
else
{
mu = tay_1k + sigm_nk;
}
break;
case "Vacuum":
Z = 1;
A = 1;
plotn = 0;
mu = 0.00001 * E;
break;
case "H":
Z = 1;
A = 1.00797;
plotn = 0.000089;
tay = - 0.002645 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.07086 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 0.7487 * System.Math.Pow(E, - 2) + 5.575
* System.Math.Pow(E, - 3) + 1.936 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm = 0.4005 / 1.008 * System.Math.Pow(1 + 2 * E / 511 + 0.3 *
System.Math.Pow(2 * E / 511, 2) - 0.0625 * System.Math.Pow(2 * E /
511, 3));
mu = tay + sigm;
break;
case "He":
Z = 2;
A = 4.0026;
plotn = 0.000216;
tay = - 0.002154 * System.Math.Pow(E, 0) + 0.1473 *
System.Math.Pow(E, 1) - 3.322 * System.Math.Pow(E, - 2) + 48.93 *
System.Math.Pow(E, - 3) + 15.76 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm = 0.4005 * 2 / 4.003 * System.Math.Pow(1 + 2 * E / 511 + 0.3
* System.Math.Pow(2 * E / 511, 2) - 0.0625 * System.Math.Pow(2 * E
/ 511, 3));
mu = tay + sigm;
break;
case "Li":
Z = 3;

```

```

A = 6.939;
plotn = 0.533;
tay = - 0.003411 * System.Math.Pow(E, 0) + 0.3088 *
System.Math.Pow(E, 1) - 10.09 * System.Math.Pow(E, - 2) + 40.91 *
System.Math.Pow(E, - 3) + 15.76 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(1.781 + 0.8725 * E + 0.7963 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.008225 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (29.94 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.533 + 0.03637 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "Be":
Z = 4;
A = 9.0112;
plotn = 1.85;
tay = - 0.003142 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.4216 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 20.14 * System.Math.Pow(E, - 2) + 591.8
* System.Math.Pow(E, - 3) + 48.57 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(1.267 + 0.4619 * E + 0.3102 * System.Math.Pow(E, 2) -
0.001493 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (25.93 * System.Math.Pow(E, - 1) + 5.067 + 0.0242 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "B":
Z = 5;
A = 10.811;
plotn = 2.47;
tay = - 0.003267 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.5682 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 34.83 * System.Math.Pow(E, - 2) + 1326 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 32.43 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(1.01 + 1.561 * E + 0.6978 * System.Math.Pow(E, 2) - 0.05025
* System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (25.58 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.945 + 0.02191 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "C":
Z = 6;
A = 12.0111;
plotn = 3.52;
tay = - 0.003172 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.6921 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 53.4 * System.Math.Pow(E, - 2) + 2610 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 294.1 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(1.01 + 1.561 * E + 0.6978 * System.Math.Pow(E, 2) -
0.005025 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_k(0.8093 + 0.7378 * E + 0.3958 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.02532 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (25.91 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.644 + 0.01878 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "N":
Z = 7;

```

```

A = 14.0067;
plotn = 0.00103;
tay = - 0.001991 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.6169 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 65.14 * System.Math.Pow(E, - 2) + 4259 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 806 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(0.726 + 0.291 * E + 0.1824 * System.Math.Pow(E, 2) + 0.1018
* System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (26.44 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.724 + 0.01809 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "O":
Z = 8;
A = 15.9994;
plotn = 0.00146;
tay = - 0.002663 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.8397 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 91.79 * System.Math.Pow(E, - 2) + 6634 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 1906 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(0.6396 + 0.1543 * E + 0.09948 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.004981 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (29.88 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.656 + 0.01857 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "F":
Z = 9;
A = 18.9984;
plotn = 0.00114;
tay = - 0.003038 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.9836 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 112.8 * System.Math.Pow(E, - 2) + 9171 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 3414 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(0.597 + 0.09989 * E + 0.06409 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.00293 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (33.4 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.961 + 0.01913 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "Ne":
Z = 10;
A = 20.183;
plotn = 0.00144;
tay = - 0.001806 * System.Math.Pow(E, - 0) + 0.7942 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 121.8 * System.Math.Pow(E, - 2) + 13070
* System.Math.Pow(E, - 3) - 5600 * System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(0.5118 + 0.06431 * E + 0.04065 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.001715 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (37.3 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.629 + 0.01905 *
E);
mu = tay + sigm_k + sigm_nk;
break;
case "Na":
Z = 11;
A = 22.9898;
plotn = 0.966;

```

```

tay_bk = - 0.003963 * System.Math.Pow(E, - 0) + 1.359 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 172 * System.Math.Pow(E, - 2) + 17660 *
System.Math.Pow(E, - 3) - 10190 * System.Math.Pow(E, - 4);
tay_1k = 869.4 * System.Math.Pow(E, - 3) - 217 *
System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(0.4721 + 0.06884 * E + 0.02528 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.0008557 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (38.8 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.901 + 0.01889 *
E);
if (E > 1.072)
{
tay = tay_bk;
mu = tay_bk + sigm_k + sigm_nk;
}
else
{
tay = tay_1k;
mu = tay_1k + sigm_k + sigm_nk;
}
break;
case "Mg":
Z = 12;
A = 24.312;
plotn = 1.738;
tay_bk = - 0.003447 * System.Math.Pow(E, - 0) + 1.309 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 189.5 * System.Math.Pow(E, - 2) + 23270
* System.Math.Pow(E, - 3) - 14390 * System.Math.Pow(E, - 4);
tay_1k = 1268 * System.Math.Pow(E, - 3) - 347.4 *
System.Math.Pow(E, - 4);
sigm_k(0.4132 + 0.07566 * E + 0.01836 * System.Math.Pow(E, 2) +
0.0006034 * System.Math.Pow(E, 3));
sigm_nk = 1 / (39.81 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.746 + 0.01832 *
E);
if (E > 1.305)
{
tay = tay_bk;
mu = tay_bk + sigm_k + sigm_nk;
}
else
{
tay = tay_1k;
mu = tay_1k + sigm_k + sigm_nk;
}
break;
case "Al":
Z = 13;
A = 26.9815;
plotn = 2.7;
tay_bk = - 0.003471 * System.Math.Pow(E, - 0) + 1.384 *
System.Math.Pow(E, - 1) - 213.7 * System.Math.Pow(E, - 2) + 29500
* System.Math.Pow(E, - 3) - 22170 * System.Math.Pow(E, - 4);
tay_1k = 1688 * System.Math.Pow(E, - 3) - 504.6 *
System.Math.Pow(E, - 4);

```



```

    sigm_k(0.3905 + 0.08506 * E + 0.01611 * System.Math.Pow(E, 2) +
    0.0005524 * System.Math.Pow(E, 3));
    sigm_nk = 1 / (42.58 * System.Math.Pow(E, - 1) + 4.873 + 0.01871 *
    E);
    if (E > 1.559)
    {
        tay = tay_bk;
        mu = tay_bk + sigm_k + sigm_nk;
    }
    else
    {
        tay = tay_lk;
        mu = tay_lk + sigm_k + sigm_nk;
    }
    break;
    case "Bone":
        plotn = 1.4;
        mu = 0.07 * muH + 0.23 * muC + 0.04 * muN + 0.49 * muO + 0.07 *
        muP + 0.1 * muCa;
        break;
    case "Meat":
        plotn = 1.02;
        mu = 0.1 * muH + 0.13 * muC + 0.04 * muN + 0.73 * muO;
        break;
    case "Marrow":
        plotn = 1.03;
        mu = 0.11 * muH + 0.47 * muC + 0.02 * muN + 0.4 * muO;
        break;
    case "Fat":
        plotn = 0.95;
        mu = 0.12 * muH + 0.64 * muC + 0.01 * muN + 0.23 * muO;
        break;
    case "Skin":
        plotn = 1.1;
        mu = 0.1 * muH + 0.21 * muC + 0.04 * muN + 0.63 * muO;
        break;
    }
    R = 0.0276 * A * System.Math.Pow(plotn * System.Math.Pow(Z,
    0.889));
    double angle = Math.PI * degrees / 180.0;
    MassA = R / 2 - D + (R / 2) * System.Math.Sin(Math.PI / 2 - angle)
    / Math.Sin(angle);
    Rpron = 0.0276 * A * System.Math.Pow(plotn * System.Math.Pow(Z,
    0.889));
    return System.Math.Exp(- mu * plotn * (D - TorF * R / 2 + MorP *
    MassA) * System.Math.Pow(10, - 4));
}
private double Fosl(double E)
{
    return ExpFosl(E, frm2M, frm2dM, 1, Anod) * ExpFosl(E, "Be",
    frm2dBe, 0, 0) * ExpFosl(E, "Glass", frm2dGlass, 0, 0) *
    ExpFosl(E, frm2ElmF1, frm2dF1, 0, 0) * ExpFosl(E, frm2ElmF2,
    frm2dF2, 0, 0) * ExpFosl(E, frm2ElmF3, frm2dF3, 0, 0);
}

```

```

private double Nfull(double E)
{
double E0 = frm2E;
////double Z = (double) numericUpDown_Z.Value;
double Z = 1;
double i = frm2I;
double yk = 0.038;
double yl = 0.11;
double wk, wk1, wk2, wl2, wl3, R, Ekalfa, Ekbeta, Ek, Elalfa,
Elbeta, Elgamma, El2, El3, pKalfa, pKbeta, pLalfa, pLbeta,
pLgamma, Ikalfa, Ikbeta, Ilalfa, Ilbeta, Ilgamma, GnormKalfa,
GnormKbeta, GnormLalfa, GnormLbeta, GnormLgamma;
////K лінії спектра
wk1 = System.Math.Abs(0.03342 * Z + 0.008 - 0.000001 * Z * Z * Z);
wk2 = wk1 * wk1 * wk1 * wk1;
wk = wk2/(1+wk2);
R = 1 -(14 * Z - 80);
Ekalfa = - 0.097 + 1.463 * (0.01 * Z) + 106.2 *
System.Math.Exp(2.12 * System.Math.Log(0.01 * Z)) + 13.53 *
System.Math.Exp(6 * System.Math.Log(0.01 * Z));
Ekbeta = 0.034 - 0.061 * (0.01 * Z) + 123.2 * System.Math.Exp(2.12
* System.Math.Log(0.01 * Z)) + 13.42 * System.Math.Exp(6 *
System.Math.Log(0.01 * Z));
Ek = 0.037 - 0.063 * (0.01 * Z) + 125.4 * System.Math.Exp(2.12 *
System.Math.Log(0.01 * Z)) + 22.44 * System.Math.Exp(6 *
System.Math.Log(0.01 * Z));
pKalfa = 1 - 0.0026 * Z;
pKbeta = 0.0026 * Z;
Ikalfa(System.Math.Exp(1.64*System.Math.Log(E0/Ek - 1)));
Ikbeta(System.Math.Exp(1.64 * System.Math.Log(E0 / Ek - 1)));
GnormKalfa(System.Math.Exp(((E - Ekalfa) * (E - Ekalfa)) / (- 2 *
0.0025)));
GnormKbeta(System.Math.Exp(((E - Ekbeta) * (E - Ekbeta)) / (- 2 *
0.0025)));
////L лінії спектру
wl2 = System.Math.Pow((Z / 700)2) + System.Math.Pow((Z / 97)4) -
System.Math.Pow((Z / 109)6);
wl3 = System.Math.Pow((Z / 700)2) + System.Math.Pow((Z / 97)4) -
System.Math.Pow((Z / 110)6);
Elalfa = 0.243 - 3.11 * 0.01 * Z + 19.01 * System.Math.Pow((0.01 *
Z)2) + 0.239 * System.Math.Pow((0.01 * Z)6);
Elbeta = 0.524 - 4.832 * 0.01 * Z + 21.95 * System.Math.Pow((0.01
* Z)2) + 4.23 * System.Math.Pow((0.01 * Z)6);
Elgamma = - 0.714 + 2.08 * 0.01 * Z + 21.3 * System.Math.Pow((0.01
* Z)2.5) + 2.834 * System.Math.Pow((0.01 * Z)6);
El2 = - 0.341 + 22.41 * System.Math.Pow((0.01 * Z)2.3) + 4.755 *
System.Math.Pow((0.01 * Z)6);
El3 = - 0.495 + 20.52 * System.Math.Pow((0.01 * Z)2.21) + 0.963 *
System.Math.Pow((0.01 * Z)6);
pLalfa = 0.99 - (Z / 350);
pLbeta = 0.99 - (Z / 350);
pLgamma = Z / 550;
Ilalfa = (5 * 100000000000 * i * yl * wl3 * pLalfa * R / Z) *
System.Math.Pow((E0 / El3 - 1)1.67);

```

```

Ilbeta = (5 * 1000000000000 * i * y1 * w12 * pLbeta * R / Z) *
System.Math.Pow((E0 / E12 - 1)1.67);
Ilgamma = (5 * 1000000000000 * i * y1 * w12 * pLgamma * R / Z) *
System.Math.Pow((E0 / E12 - 1)1.67);
GnormLalfa(System.Math.Exp(((E - Elalfa) * (E - Elalfa)) / (- 2 *
0.0025)));
GnormLbeta(System.Math.Exp(((E - Elbeta) * (E - Elbeta)) / (- 2 *
0.0025)));
GnormLgamma(System.Math.Exp(((E - Elgamma) * (E - Elgamma)) / (- 2
* 0.0025)));
if (E0 < Ek)
{
Ikalfa=0;
Ikbeta = 0;
}
if (E0 < E12)
{
Ilbeta = 0;
Ilgamma = 0;
}
if (E0 < E13)
{
Ilalfa = 0;
}
return (8.8 * 100000000 * i * 0.001 * Z * (E0 / E -
1)) * Fos1(Ilgamma * GnormLgamma * Fos1(Elgamma));
}
private void ClearGraph()
{
// // Отримаємо панель для малювання
GraphPane pane = GraphControl.GraphPane;
// // Очистимо список кривих на той випадок, якщо до цього сигнали
вже були намальовані
pane.CurveList.Clear();
/////GraphControl.AxisChange();
// // Оновлюємо графік
GraphControl.Invalidate();
}
public void DrawGraph()
{
// // Отримаємо панель для малювання
GraphPane pane = GraphControl.GraphPane;
// // Очистимо список кривих на той випадок, якщо до цього сигнали
вже були намальовані
pane.CurveList.Clear();
// // Створимо список точок
PointPairList f1_list = new PointPairList();
PointPairList f2_list = new PointPairList();
/////PointPairList f3_list = new PointPairList();
double E0 = frm2E;
double Emin = 1;
double Emax = E0;
double Emin_limit = 0;
double Emax_limit = E0;

```

```
double Nmin_limit = 0;
double Nmax_limit =NfullwoFosl(Emax/2)*2;
double A = 0, B = 0, C = 0, D = 0;
// // Заповнюємо список точок
for (double E = Emin; E <= Emax; E += 0.001)
{
A = Nfull(E);
f1_list.Add(E, Nfull(E));
if (dose == true)
{
B = frm2SR2*NfullwDose(E);
f2_list.Add(E, B);
C = A - B;
D = D + C;
}
else
{
if (filtr == true)
{
f2_list.Add(E, NfullwoFosl(E));
}
}
}
frm2dose = D;
// // Оновлюємо графік
GraphControl.Invalidate();
```

ДОДАТОК Б Апробація результатів дослідження

*IV Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

УДК 616.073.759

Савка Б.– ст. гр. РБ_М–51, Гринюк І.– ст. гр. РБ_М–51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ МЕДИЧНИХ ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМ

Науковий керівник: к.т.н., доц. Є.Б. Яворська

Savka B., Hrynyuk I.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

THEORETICAL ASPECTS OF APPLICATION MEDICAL EXPERT SYSTEMS

Supervisor: E. Yavorska

Ключові слова: медична експертна система, система підтримки прийняття рішень, програмне забезпечення.

Keywords: medical expert system, decision support system, software

Експертна система (ЕС) - це система штучного інтелекту, що використовує накопичені знання для забезпечення вискоєфективного рішення задач у вузькій професійній області. Експертні системи відносяться до систем підтримки прийняття рішень (СППР), заснованим на знаннях.

Традиційні СППР універсальні і застосовуються для рішення унікальних проблем у різних предметних областях, а ЕС дають відповіді на питання у вузькій предметній області і роблять висновки, що міг би зробити людина-професіонал високої кваліфікації. Інтеграція традиційної СППР із ЕС утворить більш складний вид - так називану експертну систему підтримки прийняття рішень (ЕСППР).

Така система, виходячи з загальних вимог, пропонованих до ЕС, повинна пояснювати свої ради кінцевому користувачу, і, крім того, надавати йому універсальні засоби вільного моделювання.

Медичні експертні системи використовують для діагностування, моніторингу, прогнозування, підтримки прийняття рішень, тобто тих самих завдань, які становлять природу медицини. Якість діагностики оцінюють на рівні кваліфікованого лікаря, а це дуже високий показник. Експертні системи високоартісні. Поки вони забезпечують вирішення ізольованих завдань медичної діагностики. Використовуються в медичних приладо-комп'ютерних системах. Найважливіші галузі застосування експертної системи — невідкладні та загрозливі стани, що характеризуються дефіцитом часу, обмеженими можливостями обстеження та консультацій і нерідко бідною клінічною симптоматикою. Серед інформаційних технологій МІС медичні експертні системи — найперспективніший напрямок.

Таким чином, враховуючи вищевказані аспекти, основним науковим завданням є вирішення проблеми віддаленого доступу пацієнтів та лікарів до медичної інформації, необхідність надійного її зберігання та обміну інформацією між різними спеціалістами та медичними закладами.