

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра _____ Мікроелектроніки електронних приладів та пристроїв

(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

Пояснювальна записка

Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

«Застосування напівпровідникових детекторів на основі кристалів CdZnTe
в системах медичної діагностики»
(тема)

Виконав: студент 2 курсу II рівня вищої освіти
групи _____ МНПм-20-1

_____ Виплавін І. Л.
(прізвище, ініціали)

спеціальності 153 – «Мікро- та наноелектронні
прилади і пристрої»
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми _____ освітньо-професійна
Освітня програма «Мікро- та наноелектронні
прилади і пристрої»
(повна назва освітньої програми)

Керівник _____ проф. Грицунов О. В.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри

_____ (підпис)

_____ Бондаренко І.М.
(прізвище, ініціали)

2021 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

факультет _____ Електронної та біомедичної інженерії
Кафедра _____ Мікроелектроніки електронних приладів та пристроїв
Рівень вищої освіти _____ другий (магістерській)
спеціальність _____ 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
(шифр и назва)
Тип програми _____ освітньо-професійна
Освітня програма _____ «Мікро- та наноелектронні прилади і пристрої»
(назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____

(підпис)

« _____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові _____ Виплавіну Іллі Леонідовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: «Застосування напівпровідникових детекторів на основі кристалів CdZnTe в системах медичної діагностики»

ЗАТВЕРДЖЕНА наказом по університету від " 08 " листопада 2021 р. № 1668 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії _____

3. Вихідні дані до роботи: Дослідити фізичні характеристики детекторів на основі КЦТ для застосування в медичній діагностиці. Виявити граничну концентрацію включень телуру, що не погіршує параметри детектора.

4. Перелік запитань, що потрібно опрацювати в роботі: 1. Застосування напівпровідникових детекторів іонізуючих випромінювань в медичній радіології. 2. Методи оцінювання експозиційної дози іонізуючого випромінювання для організму. 3. Технології виробництва кристалів CdZnTe для напівпровідникових детекторів. 4. Конструкції та фізичні характеристики напівпровідникових детекторів на основі CdZnTe

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

Демонстраційний матеріал – 18 шт.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	термін Виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про квантові точки для використання у електроаналітичних системах.	08.11.21 – 14.11.21	Виконано
2	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел щодо методів отримання наноматеріалів.	15.11.21 – 21.11.21	Виконано
3	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел щодо електрогенерованої хемілюменісценції.	22.11.21 – 28.11.21	Виконано
4	Оформлення пояснювальної записки	29.11.21 – 05.11.21	Виконано
5	Оформлення графічних та демонстраційних матеріалів	01.11.21 – 06.12.21	Виконано
6	Проходження нормоконтролю та отримання рецензії	07.12.21 – 10.12.21	Виконано
7	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	10.12.21 – 16.12.21	Виконано

Дата видачі завдання ____ 08.11.1021 р

студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____
(підпис)

_____ проф. Грицунов О. В
(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота магістра: 67 сторінок, 22 рисунка, 3 таблиці, 24 джерела, 2 додатки.

ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, МЕДИЧНА РАДІОЛОГІЯ, ДЕТЕКТОР ВИПРОМІНЮВАННЯ, НАПІВПРОВІДНИКОВИЙ ДЕТЕКТОР, ТЕЛУРИД КАДМІЮ І ЦИНКУ, ФІЗИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ, ТЕЛУР

Об'єктом дослідження є технології та конструкції для вимірювання високоінтенсивних джерел рентгенівського та γ -випромінювання з використанням напівпровідникових детекторів на основі сполук CdZnTe.

Предметом дослідження є фізичні процеси в детекторах на основі CdZnTe в режимах спектрометрії і радіометрії джерел рентгенівського та γ -іонізуючого випромінювання великої інтенсивності (переважно медичного призначення), а також методи аналізу просторово-енергетичних характеристик такого випромінювання.

Розглянуто проблеми медичної радіології та вимірювання доз іонізуючого випромінювання, що отримують пацієнти та обслуговуючий медичний персонал під час процедур радіаційної діагностики та терапії. Описано принципи роботи та будову напівпровідникових детекторів іонізуючого випромінювання. Серед таких детекторів одними з найбільш ефективних та перспективних є датчики на основі телуриду кадмію і цинку (CdZnTe). Вони, зокрема, не потребують охолодження до кріогенних температур.

Детально розглянуто вплив включень телуру на ефективність детекторів на основі телуриду кадмію-цинку, наведено графіки розподілу концентрацій включень в зразках кристалу, визначено час життя електронів в кристалі CdZnTe з типовою концентрацією включень телуру.

ABSTRACT

Master's qualifying paper: 67 pages, 22 figures, 3 tables, 24 sources, 2 appendices.

IONIZING RADIATION, MEDICAL RADIOLOGY, RADIATION DETECTOR, SEMICONDUCTOR DETECTOR, CADMIUM ZINC TELLURIDE, TELLURIUM

The object of research is technologies and designs for measuring high-intensity X-ray and γ -radiation sources using semiconductor detectors based on CdZnTe compounds.

The subject of research is physical processes in CdZnTe-based detectors in spectrometry and radiometry modes of high-intensity X-ray and γ -ionizing radiation sources (mainly medical), as well as analysis methods of spatial and energy characteristics of such radiation.

Problems of medical radiology and measurement of radiation doses received by patients and medical staff during radiation diagnostics and therapy procedures are reviewed. The principles of operation and structure of semiconductor detectors of ionizing radiation are described. Among such detectors, one of the most effective and promising are sensors based on cadmium zinc telluride (CdZnTe). In particular, they do not require cooling to cryogenic temperatures.

The influence of tellurium inclusions on the efficiency of cadmium-zinc telluride detectors is reviewed in detail, distribution graphs of inclusion concentrations in crystal samples are given, electron lifetime in CdZnTe crystal with typical tellurium inclusion concentration is determined.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 ЗАСТОСУВАННЯ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ДЕТЕКТОРІВ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ В МЕДИЧНІЙ РАДІОЛОГІЇ.....	11
1.1 Методи та обладнання медичної радіології	11
1.2 Сучасні детектори іонізуючого випромінювання.....	18
1.3 Конструкції та принцип дії детекторів іонізуючого випромінювання на основі CdZnTe.....	22
2 МЕТОДИ ОЦІНЮВАННЯ ЕКСПОЗИЦІЙНОЇ ДОЗИ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ ОРГАНІЗМУ	27
2.1 Термінологія, визначення, основні поняття	27
2.2 Оцінка біологічної дії іонізуючого випромінювання.....	30
3 ТЕХНОЛОГІЇ ВИРОБНИЦТВА КРИСТАЛІВ CdZnTe ДЛЯ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ДЕТЕКТОРІВ	37
3.1 Загальна інформація щодо технологій виробництва кристалів CdZnTe і детекторів на їх основі.....	37
3.1.1 Принцип роботи напівпровідникового детектора.	38
3.1.2 Характеристики матеріалів напівпровідникових детекторів.	39
3.2 Вирощування кристалів CdZnTe методом Бріджмена	41
4 КОНСТРУКЦІЇ ТА ФІЗИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ДЕТЕКТОРІВ НА ОСНОВІ CdZnTe.....	52
4.1 Характеристики детекторів іонізуючих випромінювань.....	52
4.2 Властивості детекторів і детекторних матеріалів.....	54
4.3 Вплив включень телуру на властивості CdZnTe детекторів	55
ВИСНОВКИ.....	64

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	65
ДОДАТОК А.....	68
ДОДАТОК Б	69

ВСТУП

Медична радіологія є важливою складовою сучасної медицини. Завдяки їй продовжено життя багатьох пацієнтів, добуто нові важливі дані про функціонування людського організму, механізми зародження та розвитку злоякісних пухлин, можливі методи боротьби з ними тощо.

Але разом з тим медична радіологія, як ніяка інша медична галузь, постійно потребує найсучаснішого обладнання та методик, заснованих на нових фізичних дослідженнях та технічних розробках. Це стосується як власне джерел іонізуючого випромінювання, так і методів його реєстрації та вимірювання.

Незважаючи на велику кількість новітніх досліджень в області розробки та виробництва обладнання для радіаційного моніторингу, залишається не повністю вирішеним завдання виготовлення надійних, високочутливих та малогабаритних детекторів, які можуть точно визначати експозиційну дозу штучних радіаційних джерел медичного призначення в широкому діапазоні інтенсивностей та енергій частинок іонізуючого випромінювання.

Аналіз вимог до сучасних приладів радіаційного контролю показує, що зараз потрібні детектори для радіаційних портальних моніторів, які реєструють широкий діапазон доз фотонів рентгенівського та гамма-випромінювання та мають чутливість реєстрації випромінювання вище, ніж у розповсюджених детекторів з кристалічних матеріалів або детекторів на основі пластмасових сцинтиляторів. Залишаються затребуваними також ефективні детектори для реєстрації альфа- та бета-випромінювання, що є особливо небезпечними для організму через високу проникаючу та іонізуючу здатність.

В цій кваліфікаційній роботі розглянуто проблеми медичної радіології та вимірювання доз іонізуючого випромінювання, що отримують пацієнти та обслуговуючий медичний персонал під час процедур радіаційної діагностики та терапії.

Об'єктом дослідження кваліфікаційної роботи є технології та конструкції для вимірювання високоінтенсивних джерел рентгенівського та γ -випромінювання з використанням напівпровідникових детекторів на основі сполук CdZnTe.

Предметом дослідження кваліфікаційної роботи є фізичні процеси в детекторах на основі CdZnTe в режимах спектрометрії і радіометрії джерел рентгенівського та γ -іонізуючого випромінювання великої інтенсивності (переважно медичного призначення), а також методи аналізу просторово-енергетичних характеристик такого випромінювання.

Телурид кадмію і цинку (CdZnTe) є сполукою кадмію, цинку та телуру або, точніше, сплавом телуриду кадмію та телуриду цинку. Як напівпровідник, він використовується в різних областях науки і техніки, наприклад, детекторах випромінювання напівпровідникових решіток, електрооптичних модуляторах, сонячних батареях, генераторах та детекторах електромагнітних хвиль терагерцового діапазону та ін.

Детектори іонізуючої радіації, що використовують кристали CdZnTe, можуть працювати у фотопровідному режимі при кімнатній температурі, на відміну від інших напівпровідникових матеріалів (наприклад, германію), що потребують охолодження рідким азотом. Їх переваги включають високу чутливість до рентгенівських і гамма-променів через високі атомні номери Cd і Te, а також більшу енергетичну роздільну здатність порівняно з сцинтиляторними детекторами. CdZnTe можна вирощувати у вигляді кристалів різної форми, в залежності від застосування – лише виявлення

іонізуючого випромінювання, досягнення більшої, ніж у сцинтиляційних детекторів, енергетичної роздільної здатності і т.п.

Таким чином, перспективи застосування напівпровідникових детекторів іонізуючого випромінювання на основі CdZnTe у медичинській радіології є достатньо багатообіцяючими. Саме тому тема даної кваліфікаційної роботи актуальна та практично значима. У роботі детально розглянуто основи вимірювань параметрів та характеристик іонізуючого випромінювання, що застосовується у діагностиці та променевої терапії, конструкції та технології кристалів детекторів на базі CdZnTe, а також їх найважливіші фізичні параметри та характеристики.

1 ЗАСТОСУВАННЯ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ДЕТЕКТОРІВ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ В МЕДИЧНІЙ РАДІОЛОГІЇ

Про біологічну дію радіоактивних препаратів людство дізналося ще на початку XX століття від Марії та П'єра Кюрі. Амбула з радієм, яку П'єр тримав у кишені, викликала опік та руйнування шкірного епітелію. Невдовзі виникла ідея використовувати потужні радієві джерела для локального руйнування злоякісних новоутворень та подальшого пригнічування їх росту. На жаль, на шляху реалізації цієї ідеї виникало безліч проблем, які намагалися вирішувати найкращі уми медицини та фізики. Як наслідок, медична радіологія за століття досягла певних успіхів та отримала новітнє обладнання у вигляді як джерел іонізуючого випромінювання, так і засобів для його вимірювання та діагностики. У цьому розділі ми розглянемо сучасний стан того та іншого.

1.1 Методи та обладнання медичної радіології

Медична радіологія – це наука, що вивчає теорію та практику застосування іонізуючих випромінювань у медичних цілях. Вона включає два напрямки:

- променеву діагностику – науку про застосування випромінювань для дослідження будови та функції органів та тканин людини в нормі та патології;
- променеву терапію – науку про застосування іонізуючих випромінювань для лікування хвороб.

У променевій діагностиці та терапії застосовуються такі види випромінювань [1]:

- іонізуючі:

- 1) рентгенівське;
 - 2) α -частинки, β -частинки, γ -випромінювання;
 - 3) заряджені частинки з прискорювачів (електрони, позитрони, мезони, нейтрони)
- неіонізуючі:
- 1) ультразвукові хвилі;
 - 2) радіохвилі протонів (ядер атомів водню) людини в магнітному полі.

Метою променевої терапії є знищення клітин, з яких складається патологічне вогнище, наприклад, пухлина. Первинною причиною «загибелі» клітин, під якою мають на увазі не безпосередньо розпад (некроз, апоптоз), а інактивацію (припинення поділу), вважають порушення їх ДНК. Порушення ДНК може бути наслідком як безпосередньо руйнування молекулярних зв'язків внаслідок іонізації атомів ДНК, так і опосередковано через радіоліз води, основного компонента цитоплазми клітини. Іонізуюче випромінювання взаємодіє з молекулами води, формуючи пероксид та вільні радикали, які впливають на ДНК. З цього випливає важливий наслідок, що підтверджується в експерименті: чим активніше клітина ділиться, тим більше сильно ушкоджує її радіація [2].

Ракові клітини активно діляться і швидко зростають; в нормі схожу активність мають клітини кісткового мозку. Відповідно, якщо ракові клітини активніші, ніж оточуючі тканини, то й ушкоджуюча дія випромінювання завдасть їм серйознішої шкоди. Це зумовлює ефективність променевої терапії при однаковому опроміненні пухлинних клітин та великих обсягів здорової тканини, наприклад, при профілактичному опроміненні регіональних лімфовузлів. Однак сучасні медичні установи для променевої терапії (рис. 1.1) дозволяють суттєво збільшити терапевтичне відношення за рахунок

«фокусування» дози іонізуючого випромінювання (шляхом перетину кількох променів на патологічному вогнищі) і відповідно більш щадного на здорові тканини. Для захисту особливо чутливих до опромінення здорових тканин (наприклад, кісткового мозку) застосовуються «компенсатори» – непрозорі екрани, що закривають від променів ці тканини.



Рисунок 1.1 – Опромінення пацієнтки в області тазу сучасною установкою для променевої терапії

Найбільш поширеною причиною призначення променевої терапії є наявність новоутворень різної етіології. Хоча зустрічається і «екзотичне» застосування в косметології – опромінення після пластичної хірургії келоїдних рубців та епіляція за допомогою м'якого рентгенівського випромінювання.

Успішно застосовується променева терапія для лікування плантарного фасціїту («п'ятова шпора»). Залежно від локалізації патологічного вогнища різняться типи впливу та доза випромінювання. Виділяють три способи впливу: контактну (джерело випромінювання контактує з тканинами людини), дистанційну (джерело знаходиться на деякому віддаленні від пацієнта) і радіонуклідну терапію (радіофармпрепарат вводиться в кров пацієнта). Контактну променеву терапію іноді називають брахітерапією.

Контактна променева терапія виконується при безпосередньому контакті джерела випромінювання до тканини пухлини, проводиться для інтраоперативних або поверхнево розташованих новоутворень. У зв'язку з цим цей метод, нехай і менш шкідливий для оточуючих тканин, використовується рідко. При внутрішньотканинному (інтрастиціональному) методі у тканини, що містять пухлинне вогнище, вводяться закриті джерела у вигляді дротів, голок, капсул, збірок з кульок. Такі джерела бувають як тимчасової, і постійної імплантації.

При дистанційній променевій терапії між осередком впливу та джерелом випромінювання можуть лежати здорові тканини. Чим їх більше, тим складніше доставити необхідну дозу випромінювання до вогнища, тим більше побічних ефектів терапії. Але, незважаючи на наявність серйозних побічних ефектів, цей метод найпоширеніший. Це зумовлено тим, що він є найбільш універсальним і доступним у використанні. Перспективним є метод протонної терапії. Метод дозволяє прецизійно націлюватися на пухлину та знищувати її за будь-якої глибини локалізації. Навколишні тканини отримують мінімальну шкоду, тому що практично вся радіаційна доза виділяється в пухлині на останніх міліметрах пробігу частинок. Однією з перешкод для широкомасштабного використання протонів при лікуванні раку є розмір та вартість необхідного циклотронного або синхроциклотронного обладнання.

Радіонуклідна терапія використовує певні радіоактивні ізотопи. У цьому методі радіонуклід (як самостійний агент або у складі радіофармпрепарату)

накопичується вибірково у тканинах, що містять пухлинний осередок. При цьому використовуються відкриті джерела, розчини яких безпосередньо вводяться в організм через рот, порожнину, пухлину або судину. Прикладом здатності деяких радіонуклідів накопичуватися переважно у певних тканинах можуть бути: йод – у щитовидній залозі, фосфор – у кістковому мозку, стронцій – у кістках і т.д.

Найбільш давніми та перевіреними методами променевої терапії є рентгенотерапія та гамма-терапія (або кюрі-терапія). Це комплекс способів проведення променевої терапії (в основному онкологічних хворих), що застосовують рентгенівське випромінювання спеціальних потужних трубок, гамма-випромінювання радіоактивних ізотопів та інших радіоактивних матеріалів. Рентгенотерапія, внаслідок слабкої проникаючої здатності порівняно довгохвильових рентгенівських променів, застосовується, головним чином, для лікування нашкірних та приповерхневих новоутворень. Навпаки, величезним плюсом гамма-випромінювання є те, що високу енергію можна підвести до глибоко розташованих новоутворень, причому використовуються значно більші дози, ніж при рентгенотерапії. При цьому тканини і органи розташовані осторонь ураженої пухлиною ділянки страждають набагато менше.

Розглянемо деяке сучасне обладнання для променевої терапії та супутніх процедур. На рис. 1.2 показано медичний лінійний прискорювач електронів Elekta Infinity [3], що відноситься до п'ятого покоління повністю цифрових систем для дистанційної променевої терапії. Повна автоматизація робочого процесу скорочує час лікування та повністю виключає помилки у процесі опромінення, спричинені людським фактором. Дозволяє точно і в найкоротший термін реалізовувати будь-які сучасні методики радіотерапії: 3D, IMRT, VIMAT, променеву терапію на фоні управління затримкою дихання, радіо- та стереохірургію. Лінійний прискорювач Elekta Infinity відрізняється високою точністю підведення пучка (до 0,5 мм). Це стало

можливим завдяки новим алгоритмам синхронізації процесів отримання зображення, позиціонування та управління функціями апарату. Сполучена з лінійним прискорювачем система автоматичного позиціонування пацієнта Clarity, принцип роботи якої заснований на ультразвуковому скануванні поверхні тіла, дозволяє в режимі реального часу коригувати мінімальні рухи тіла під час сеансу променевої терапії.



Рисунок 1.2 – Лінійний прискорювач Elekta Infinity

На рис. 1.3 зображений апарат для брахітерапії BEBIG Multisource HDR (Німеччина). Він використовується для реалізації внутрішньопорожнинної та внутрішньотканинної променевої терапії. Апарат працює з радіоактивним джерелом Co-60, що має період напіврозпаду 5 років 3 місяці, що дозволяє реалізовувати брахітерапію з високою потужністю дози за рахунок дистанційного керування введенням джерела. За допомогою аплікаторів і

катетерів дуже маленьке джерело випромінювання підводиться безпосередньо в пухлину або довколишні тканини [4].

На апараті Multisource HDR лікування проводять сертифіковані висококваліфіковані онкогінекологи-радіотерапевти, які ведуть пацієнтів на всіх етапах лікування, включаючи первинний поліклінічний огляд, постановку діагнозу, оперативне лікування, хіміотерапевтичний супровід, дистанційну та внутрішньопорожнинну променеви.



Рисунок 1.3 – Апарат для брахітерапії BEBIG Multisource HDR

Як видно з наведеної інформації, обладнання для медичної радіології та променевої терапії зараз виробляється найвідомішими медичними фірмами світу. Однак для його ефективної та безпечної експлуатації потрібно мати засоби для діагностики та контролю рівня іонізуючого випромінювання. Тому подальший зміст кваліфікаційної роботи присвячено саме найсучаснішим методам детектування іонізуючих випромінювань за допомогою напівпровідникових детекторів. Це, зокрема, детектори на основі кристалів сполук CdZnTe , оскільки з 90-х років минулого століття ці сполуки займають лідируюче положення серед матеріалів напівпровідникових детекторів та знаходять застосування при радіаційно-екологічному моніторингу, в системах радіаційного контролю АЕС, а також установ, що використовують джерела іонізуючого випромінювання у виробничих циклах та ін.

1.2 Сучасні детектори іонізуючого випромінювання

Проведення медичних заходів з медичної радіології взагалі, та особливо з променевої терапії нерозривно пов'язане з безперервним контролем та діагностикою іонізуючих випромінювань, що застосовуються у цих процедурах. Такий контроль необхідний, по-перше, щоб суворо дотримуватися встановленої (оптимальної) дози опромінення для кожного пацієнта, по-друге – щоб запобігти шкідливому опроміненню медичного персоналу на усіх етапах проведення лікувальних процедур.

Детектор іонізуючого випромінювання – це пристрій, що використовується для визначення факту пролітання високоенергетичної частки в області його розташування, можливо, її ідентифікації та вимірювання її характеристик – енергії, імпульсу, заряду, спіну тощо. Детектори, призначені лише для фіксації факту пролітання частки, називають лічильниками. Детектори, здатні вимірювати дозу поглинутої радіації називають

дозиметрами. Нарешті, детектори, спроможні визначити енергію частки, називають калориметрами.

На сьогоднішній день розроблено велику кількість типів детекторів часток, що відрізняються принципом дії, видами часток, які вони здатні реєструвати, діапазонами енергії, призначенням, конструкцією та розмірами. Сучасні детектори здебільшого використовують не поодинці, а як складові частини складних електронних систем під управлінням комп'ютерів або мікропроцесорів, що дозволяють розпізнавати процеси випромінювання, які відбуваються одночасно, тобто мають одне джерело.

Серед усього розмаїття відомих в наш час детекторів іонізуючого випромінювання слід виділити твердотільні детектори (напівпровідникові або кристалічні). Значна частина завдань дозиметричного контролю джерел є рентгенівського і γ -випромінювання нині вирішується за допомогою приладів з напівпровідниковими детекторами, які працюють за принципом зміни електропровідності напівпровідників під дією іонізуючого випромінювання [3].

Для спектрометричного аналізу γ -випромінювання використовуються переважно прилади з напівпровідниковими детекторами на основі германію. Перевагами цих приладів є висока чутливість, точність виміру енергетичного розподілу, порівняно невеликі маса та об'єм чутливого елемента. Проте такі напівпровідникові детектори працюють лише при температурі рідкого азоту (мінус 196°C), що істотно збільшує габарити вимірювального приладу й ускладнює його експлуатацію. Тому актуальною є розробка нових, простих в експлуатації і надійних технологій характеристики джерел рентгенівського та γ -випромінювання, у тому числі для цілей медичної радіології та променевої терапії. Це передбачає, зокрема, визначення інтенсивності іонізуючого випромінювання, його енергетичного спектра і ізотопного складу, геометричних характеристик в широкому діапазоні значень поглинутої дози

та потужності поглинутої дози, а також робочих температур і енергії зареєстрованих фотонів.

Такі технології вже знаходять застосування при радіаційно-екологічному моніторингу, в системах радіаційного контролю атомних електростанцій та установ, що використовують джерела іонізуючого випромінювання у своїх технологічних циклах. До них відносяться, у тому числі, медичні заклади, що виконують діагностику та надають допомогу хворим на онкологію методами променевої терапії.

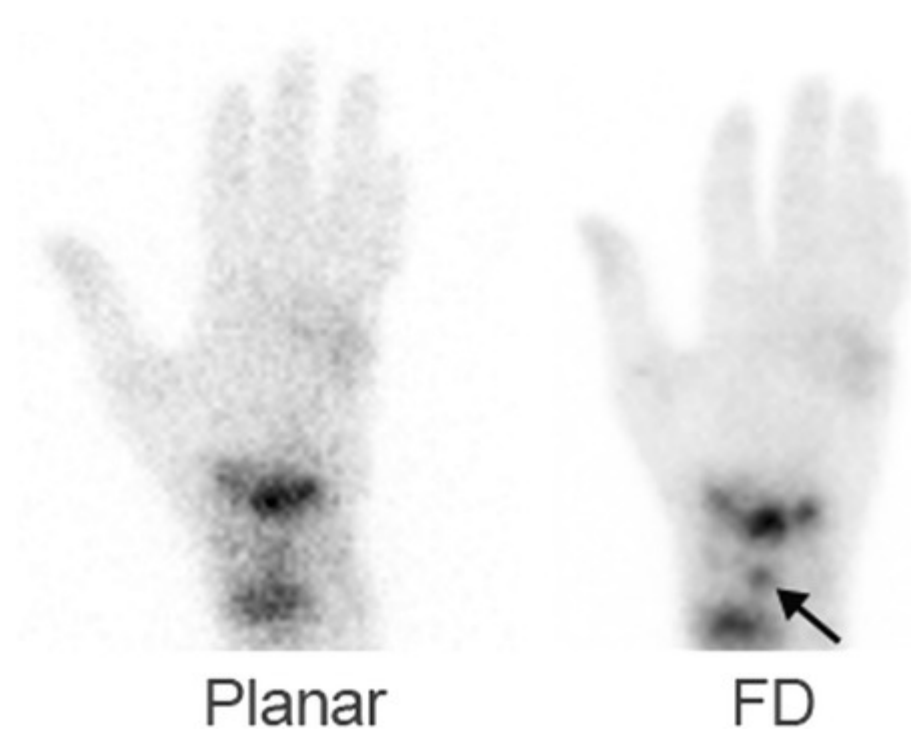


Рисунок 1.4 – Зображення руки жінки, що перенесла травму зап'ястка

На рисунку 1.4 показано зображення руки жінки, що перенесла травму зап'ястка, отримані в результаті сканування сцинтиляційним детектором (зліва) та напівпровідниковим детектором на основі CdZnTe (зправа). Стрілкою позначено новоутворення, яке видно тільки на зображенні, отриманому за допомогою CdZnTe-детектору [5]. Детектор на основі CdZnTe забезпечує більш якісне зображення у порівнянні з сцинтиляційним

детектором, що дозволяє розрізняти менші або менш помітні деталі, які неможливо точно розрізнити на зображенні зліва.

Починаючи з 90-х років XX століття сполуки CdTe та CdZnTe займають чільне місце серед матеріалів для напівпровідникових детекторів. Такі пристрої не вимагають глибокого охолодження, мають підвищену радіаційну стійкість та невеликі розміри і масу. Разом з тим, виробництво напівпровідникових детекторів на основі CdTe CdZnTe вимагає застосування непростих сучасних технологій, пов'язаних з вирощуванням кристалів напівпровідника, виготовленням на їх основі детектуючих елементів, а також створення відповідної електронної апаратури, що обробляє сигнали від детектора. Така продукція виробляється у світі лише кількома спеціалізованими фірмами: DIGIRAD, AMPTEK, eV-PRODUCTS (США), CEA Leti, EURORAD (Франція), ACROTEC (Японія) та небагатьма іншими.

Попри велику кількість робіт, що досліджують електрофізичні і спектрометричні властивості детекторів на основі CdTe і CdZnTe, майже відсутні дані про їх застосування для дослідження джерел рентгенівського та γ -випромінювання різної природи в широкому діапазоні умов експлуатації детекторів (інтенсивність випромінювання, температура, інтегральна поглинута доза тощо). Такі умови визначають вибір режиму роботи детектора (радіометричний або спектрометричний), його чутливість, радіаційний ресурс, термін експлуатації тощо [6].

Цю кваліфікаційну роботу присвячено розробці методів і технологій для аналізу джерел високоенергетичного рентгенівського та γ -випромінювання в широкому діапазоні їх параметрів (інтенсивності, енергії фотонів, геометричних характеристик тощо) за допомогою напівпровідникових детекторів на основі CdZnTe.

Об'єкт дослідження – технології та конструкції для вимірювання високоінтенсивних джерел рентгенівського та γ -випромінювання з використанням напівпровідникових детекторів на основі сполук CdZnTe.

Предмет дослідження – фізичні процеси в детекторах на основі CdZnTe в режимах спектрометрії і радіометрії джерел рентгенівського та γ -іонізуючого випромінювання великої інтенсивності (переважно медичного призначення), а також методи аналізу просторово-енергетичних характеристик такого випромінювання.

1.3 Конструкції та принцип дії детекторів іонізуючого випромінювання на основі CdZnTe

Телурид кадмію і цинку (CdZnTe) є сполукою кадмію, цинку та телуру або, більш точно, сплавом телуриду кадмію та телуриду цинку. Будучи напівпровідником, він використовується в різних областях науки і техніки, включаючи детектори випромінювання напівпровідникових фоторефрактивних решіток, електрооптичні модулятори, сонячні батареї, генерацію та детектування терагерцових хвиль. Ширина забороненої зони у нього змінюється приблизно від 1,4 до 2,2 еВ залежно від складу [7].

Детектори іонізуючої радіації, що використовують CdZnTe, можуть працювати в режимі прямого перетворення (або фотопровідному) при кімнатній температурі, на відміну від деяких інших матеріалів (зокрема германію), які потребують охолодження рідким азотом. Їх відносні переваги включають високу чутливість до рентгенівських і гамма-променів через високі атомні номери Cd і Te, а також кращу енергетичну роздільну здатність, ніж сцинтиляторні детектори. CdZnTe можна перетворити в різні форми кристалів для різноманітних застосувань – просто виявлення іонізуючого випромінювання, досягнення кращої, ніж у сцинтиляційних детекторів,

енергетичної роздільної здатності тощо. Різноманітні геометрії електродів CdZnTe, таких як компланарні сітки та детектори малих пікселів, були розроблені для забезпечення однополярної (лише за рахунок електронної провідності) роботи та покращення тим самим енергетичної роздільної здатності. Наприклад, кристал CdZnTe об'ємом лише 1 см³ має фактичний діапазон чутливості від 30 кеВ до 3 МеВ з енергетичною роздільною здатністю 2,5 % при 662 кеВ [8].

Як приклад застосування CdZnTe в Україні, на рис. 1.5 наведено систему радіаційних датчиків фірми YanDavos на основі кристала CdZnTe об'ємом 1 см³, розміщену на чотириноному роботі фірми Boston Dynamics Spot для картографування радіації в Чорнобильській зоні відчуження.



Рисунок 1.5 – Система радіаційних датчиків на основі кристала CdZnTe, розміщена на чотириноному роботі для картографування радіації у Чорнобильській зоні відчуження

Принцип дії напівпровідникових детекторів іонізуючого випромінювання аналогічний роботі газорозрядних приладів) іонізаційних камер та лічильників Гейгера), з тією відмінністю, що іонізується обсяг напівпровідника між двома електродами. У найпростішому випадку це може бути напівпровідниковий діод. Для максимальної чутливості такі детектори мають суттєві розміри (див. рис. 1.6). Незважаючи на це, напівпровідникові детектори знайшли широке застосування протягом останніх десятиліть, зокрема, для гамма- та рентгенівської спектроскопії та як детектори частинок.

Напівпровідникові детектори мають низку переваг у порівнянні з газорозрядними приладами. Велика щільність напівпровідника збільшує втрати енергії частинкою, що детектується. Це збільшує діапазон реєстрованих енергій. Низька енергія іонізації напівпровідника покращує енергетичну роздільну здатність. Висока рухливість носіїв заряду покращує часову роздільну здатність. Для зменшення шумів та збільшення чутливості деякі напівпровідникові детектори охолоджують до кріогенних температур, але це не стосується приладів на основі CdZnTe.

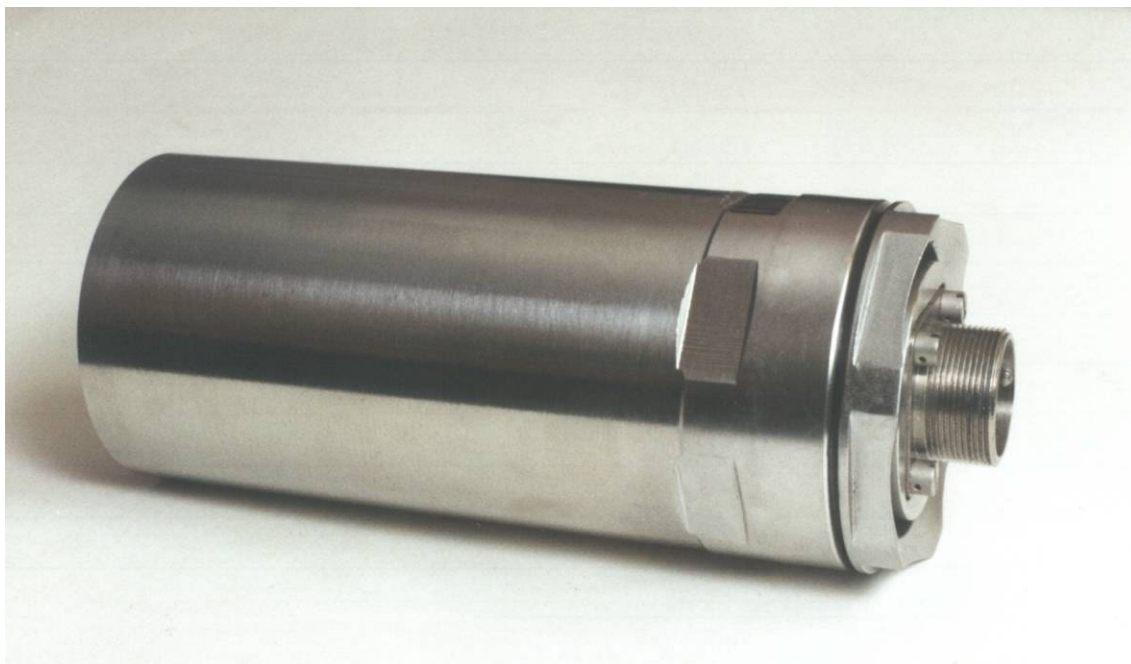


Рисунок 1.6 – Зовнішній вигляд блоку детектування для контролю γ -випромінювання в аварійному режимі

Детектори з телуриду кадмію і телуриду цинку кадмію були розроблені спеціально для використання в рентгенівській спектроскопії та гамма-спектроскопії. Висока щільність цих матеріалів означає, що вони можуть ефективно перетворювати рентгенівські та гамма-промені з енергією понад 20 кеВ, які традиційні кремнієві датчики не в змозі виявити. Широка заборонена зона вказаних матеріалів також означає, що вони мають високий питомий опір і здатні працювати при кімнатній температурі або близької до неї (~ 295 K) на відміну від датчиків на основі германію. Ці детекторні матеріали можна використовувати для виготовлення датчиків з різною структурою електродів для отримання зображень і спектроскопії високої роздільної здатності. З недоліків слід зазначити, що CdZnTe-детектори, як правило, не можуть відповідати роздільній здатності германієвих детекторів, причому частина цієї різниці пояснюється поганим транспортуванням позитивних носіїв заряду до електрода. Зусилля розробників, спрямовані на пом'якшення цього негативного ефекту, включають пошук нових електродів, що можуть ліквідувати необхідність збору носіїв обох полярностей.

Одним з прикладів практичних застосувань напівпровідникових детекторів з CdZnTe у медицині є калібрування томографічних гамма-камер, що широко застосовуються у сучасній ядерній діагностиці. Вони використовують джерела γ -випромінювання на основі ізотопу ^{57}Co активністю декілька мКі. Типову структурну схему вимірювань робочого поля калібратора з джерелом ^{57}Co датчиком на основі CdZnTe наведено на рис. 1.7.

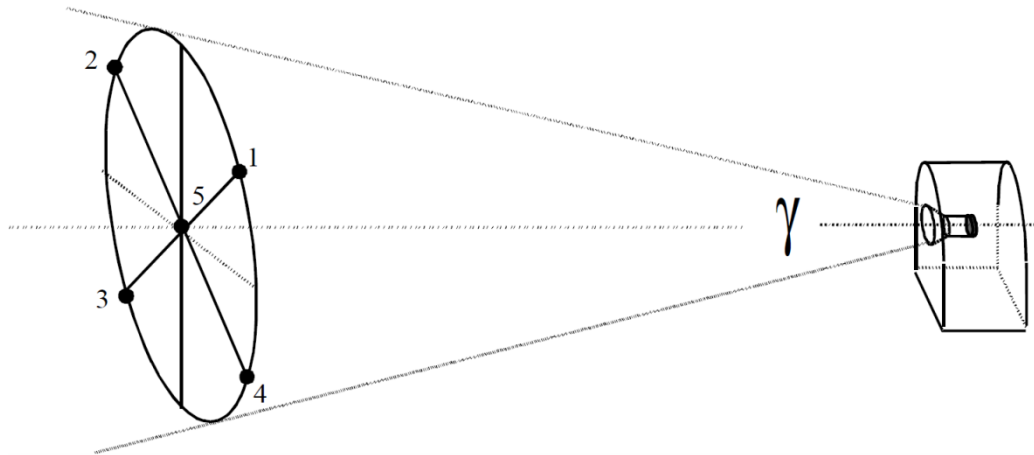


Рисунок 1.7 – Структурна схема вимірювань робочого поля калібратора томографічної гамма-камери з джерелом ^{57}Co

Таким чином, перспективи застосування напівпровідникових детекторів іонізуючого випромінювання на основі CdZnTe у медичинській радіології є цілком визначеними та багатообіцяючими. Саме тому тема даної кваліфікаційної роботи актуальна та практично значима. У наступних розділах ми детально розглянемо основи вимірювань параметрів та характеристик іонізуючого випромінювання, що застосовується у діагностиці та променевій терапії, конструкції та технології кристалів детекторів на базі CdZnTe , а також їх головні фізичні параметри та характеристики.

2 МЕТОДИ ОЦІНЮВАННЯ ЕКСПОЗИЦІЙНОЇ ДОЗИ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ ОРГАНІЗМУ

2.1 Термінологія, визначення, основні поняття

Іонізуюче електромагнітне випромінювання – це електромагнітне випромінювання ультрафіолетового, рентгенівського та гамма-діапазонів довжин хвиль в інтервалі приблизно від 315 нм та коротших. Енергія квантів таких хвиль $h\nu$ є достатньою, щоб виконати дисоціацію молекул білків та іонізацію окремих атомів, що може призводити до незворотних руйнувань біологічних тканин.

Біологічна опромінюваність поверхні живого організму – поверхнева щільність потужності падаючого на шкіру потоку іонізуючого випромінювання (відношення загальної потужності потоку до площі опромінюваної поверхні шкіри). Позначення: E_6 . Одиниця вимірювання – ват на квадратний метр ($\text{Вт} / \text{м}^2$).

Ефективна віддача джерела іонізуючого випромінювання – коефіцієнт, що характеризує біологічну ефективність джерела випромінювання (відношення загальної потужності потоку іонізуючого випромінювання в напрямку організму до потужності джерела). Позначення: η_d . Одиниця – безрозмірна [9].

Біологічно ефективний потік іонізуючого випромінювання (усереднений по популяції) – біологічно значима потужність випромінювання, що оцінюється по її впливу на організм згідно відносної спектральної ефективності випромінювання. Позначення: Φ_6 . Одиниця – ватт (Вт).

Терапевтична (лікувальна) ефективність іонізуючого випромінювання – рівень або показник зниження кількості живих активних злоякісних клітин в об'ємі або на поверхні біологічної тканини в результаті впливу іонізуючого

випромінювання, виражений у відсотках як відношення числа загиблих або дезактивованих клітин (N_3) до їх початкового числа перед опроміненням (N_n).
Позначення: J_6 . Одиниця – відсотки.

Терапевтична (лікувальна) дія іонізуючого випромінювання – планова загибель злоякісних клітин організму під впливом лікувального іонізуючого випромінювання

Тривалість ефективного опромінення – час, протягом якого відбувається процес опромінення біологічного об'єкта і досягається заданий рівень терапевтичної ефективності. Позначення: t_e . Одиниця – секунда, хвилина, година (с, хв, год).

Коефіцієнт використання іонізуючого потоку джерела випромінювання – коефіцієнт, отриманий в результаті експериментальних досліджень, відносно значення якого залежить від конструкції джерела іонізуючого випромінювання і способу його установки відносно тіла пацієнта. Позначення: K_ϕ , Одиниця – безрозмірна.

Коефіцієнт корисної дії іонізуючого опромінювача (ККД) – коефіцієнт, що характеризує ефективність використання опромінювачем медичного (радіологічного) призначення встановлених в ньому рентгенівських трубок або радіоактивних матеріалів (відношення іонізуючого потоку, випромінюваного в простір опромінювачем до сумарного іонізуючого потоку, встановлених в ньому джерел рентгенівського або гамма-випромінювання).
Позначення: η_0 , Одиниця – безрозмірна.

Об'ємна біологічна доза (експозиція) – об'ємна щільність енергії іонізуючого випромінювання (відношення енергії іонізуючого випромінювання до об'єму середовища, що опромінюється). Позначення: H_v , Одиниця – джоуль на кубічний метр (Дж / м³).

Поверхнева терапевтична (лікувальна) дія іонізуючого випромінювання – умертвіння або дезактивація злоякісних клітин, розташованих на поверхні шкіри, абсолютне або до певного рівня.

Відносна спектральна ефективність іонізуючого випромінювання – відносна залежність дії біологічно активного іонізуючого випромінювання від довжини хвилі в спектральному діапазоні. Ця величина є нормованою, тобто, вважається, що максимальне значення відносної спектральної ефективності іонізуючого випромінювання дорівнює одиниці при певній (заданій) довжині хвилі.

Поверхнева біологічна доза (експозиція) – поверхнева щільність енергії іонізуючого випромінювання (відношення енергії іонізуючого випромінювання до площі опромінюваної поверхні) позначення: H_v , Одиниця – джоуль на квадратний метр (Дж / м²).

Потік випромінювання – потужність енергетичного випромінювання. позначення: Φ_e , $\Phi_{бк}$. Одиниця – ватт (Вт).

Продуктивність медичного опромінювача – кількісна оцінка результативності використання опромінювача як засоба для зниження кількості живих активних злоякісних клітин в об'ємі біологічної тканини (відношення об'єму біологічного середовища до часу опромінення з метою досягнення заданого рівня терапевтичної ефективності). Позначення: Пр. Одиниця – метр кубічний в годину (м³ / год).

Пускорегулюючий апарат (ПРА) – електромеханічний пристрій, що забезпечує безпечне для пацієнта та обслуговуючого медичного персоналу ввімкнення, необхідний режим роботи та вимкнення джерела іонізуючого випромінювання при його регулярному використанні.

Режим опромінення (тривалість і послідовність роботи опромінювачів) – це безперервний режим (протягом усього робочого дня або більше) або повторно-короткочасний (чергування сеансів опромінення і пауз).

Стандартна уніфікована злаякісна клітина – біологічний мікроорганізм, що характеризує ступінь патології організму пацієнта і відібраний для контролю ефективності променевої терапії.

Рентгенівська або кобальтова гармата – штучне джерело іонізуючого електромагнітного випромінювання медичного призначення, в спектрі якого є переважно терапевтичне випромінювання в діапазоні довжин хвиль та потужностей.

Енергія іонізуючого випромінювання – добуток потоку випромінювання на час опромінення. Позначення: W_6 . Одиниця – джоуль (Дж).

Ефективні радіобіологічні величини і одиниці – система практично використовуваних величин і одиниць, побудова якої базується на обліку відносної спектральної кривої біологічної дії іонізуючого випромінювання, що враховує реакцію клітин організму на різні довжини хвиль електромагнітного випромінювання в заданому нормованому діапазоні довжин хвиль та потужностей.

2.2 Оцінка біологічної дії іонізуючого випромінювання

Іонізуюче електромагнітне випромінювання охоплює діапазон довжин хвиль приблизно від 315 нм та коротших невидимого спектру електромагнітних коливань. За найбільш характерними реакціями, що виникають при взаємодії електромагнітного випромінювання з біологічними об'єктами, цей діапазон умовно розбитий на три піддіапазони: ультрафіолетового випромінювання, (400...100 нм), рентгенівського випромінювання (100... 10^{-1} нм), та гамма-випромінювання (коротше 10^{-1} нм).

Кванти довгохвильового ультрафіолетового випромінювання у діапазоні 400...315 нм не мають достатньо енергії, щоб викликати іонізацію молекул кисню, тобто при поглинанні нейтральною молекулою кисню одного кванта, молекула не розпадається на негативний електрон і позитивний іон. Тому довгохвильове ультрафіолетове випромінювання відносять до типу неіонізуючих випромінювань. Усі інші вищеперераховані типи випромінювання є іонізуючими.

Біологічну дію має електромагнітне випромінювання з діапазоном довжин хвиль коротших за 315 нм, яке проявляється в деструктивно-модифікуючих радіаційних пошкодженнях ДНК клітинного ядра мікроорганізму, що призводить до загибелі живої клітини в першому або наступному поколіннях [10].

Реакція живої клітини на електромагнітне випромінювання неоднакова для різних довжин хвиль. Залежність біологічної ефективності від довжини хвилі випромінювання іноді називають спектром дії.

Для прикладу на рис 2.1 наведено криві залежності відносної спектральної біологічної ефективності ультрафіолетового випромінювання $S(\lambda)_{\text{відн}}$ від довжини хвилі випромінювання λ .

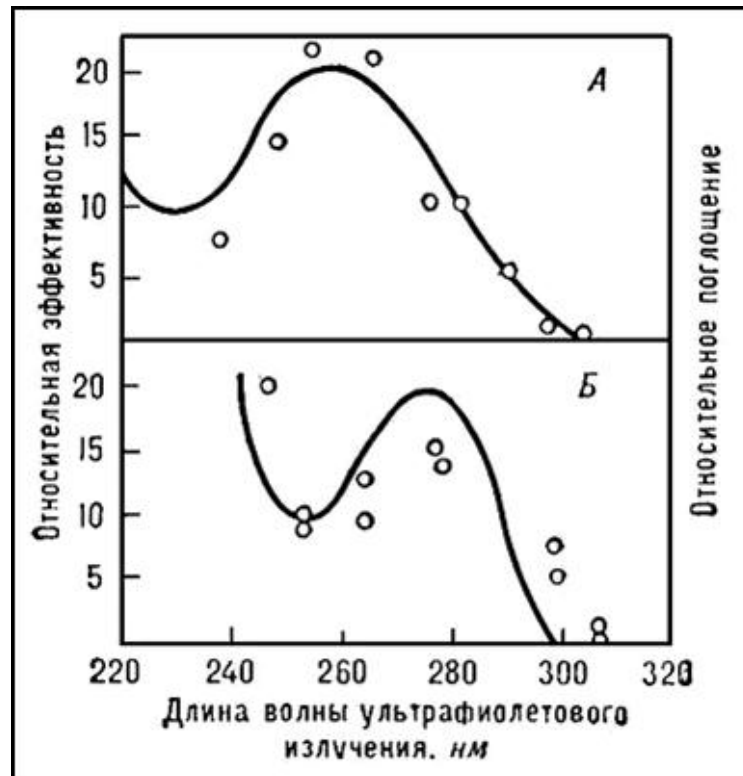


Рисунок 2.1 – Криві залежності відносної спектральної біологічної ефективності ультрафіолетового випромінювання $S(\lambda)_{\text{відн}}$ від довжини хвилі випромінювання λ для різних видів клітин (А, Б)

Встановлено, що хід кривої відносної спектральної біологічної ефективності для різних видів живих клітин неоднаковий.

Більш чутливі до впливу іонізуючого випромінювання клітини в активній вегетативній формі (злаякісні). Менш чутливі здорові клітини (крім статевих). Найбільшою стійкістю володіють клітини епітелію.

Значення ефективного потоку Φ_6 може бути обчислено з урахуванням відносної спектральної біологічної ефективності за формулою:

$$\Phi_{6к} = \Delta\lambda \sum_{\min}^{\max} \Phi_{e,\lambda} S(\lambda)_{\text{відн}}, \quad (2.1)$$

де $min...max$ – діапазон довжин хвиль іонізуючого випромінювання, нм;
 $\Phi_{e,\lambda}$ – значення спектральної щільності потоку випромінювання, Вт / нм;
 $S(\lambda)_{відн}$ – значення відносної спектральної біологічної ефективності;
 $\Delta\lambda$ – ширина спектральних інтервалів підсумовування, нм.

У цьому виразі біологічно ефективний потік іонізуючого випромінювання Φ_6 оцінюється згідно його здатності впливати на клітини. Потік випромінювання вимірюється в ватах, адже $S(\lambda)_{відн}$ є безрозмірною величиною.

Потік іонізуючого випромінювання становить частину від енергетичного потоку джерела випромінювання в діапазоні довжин хвиль $min...max$, що падає на біологічний приймач та ефективно витрачається на терапевтичну дію, тобто:

$$\Phi_6 = \Phi_e \cdot K_6, \text{ Вт}, \quad (2.2)$$

де K_6 - коефіцієнт ефективності біологічної дії випромінювання джерела певного спектрального складу, значення якого знаходиться в межах від 0 до 1.

Значення K_6 для рентгенівських трубок, як правило, лежить у діапазоні 0,75...0,85, а для кобальтових препаратів – 0,35...0,50. Тоді для даного типу джерела біологічні одиниці будь-яких радіометричних величин будуть дорівнювати добутку K_6 на відповідну енергетичну одиницю [11].

Для опису характеристик іонізуючого випромінювання використовуються радіометричні фізичні (або енергетичні) величини. Вимірювання значень цих величин підрозділяється на спектральні та

інтегральні методи. При спектральному методі вимірюється значення спектральної щільності радіометричної величини монохроматичних випромінювань у вузькому інтервалі довжин хвиль. При інтегральному методі оцінюється сумарне випромінювання в певному спектральному діапазоні як для лінійного, так для суцільного спектра.

У табл. 2.1 наведені основні радіометричні енергетичні величини іонізуючого випромінювання, їх визначення та одиниці вимірювання.

Таблиця 2.1 – Радіометричні енергетичні величини і одиниці вимірювання іонізуючого випромінювання

Величина	Позначення, формула	Визначення	Одиниця виміру
Енергія випромінювання	W_e	Енергія, що переноситься випромінюванням	Джоуль (Дж), (Вт за с)
Потік випромінювання (потужність випромінювання)	$\Phi_e = W_e : t$	Відношення енергії випромінювання до часу дії (t, с)	Ватт (Вт)
Спектральна щільність потоку випромінювання	$\Phi_{e,\lambda} = \Phi_\lambda : \Delta t$	Відношення потоку випромінювання (Φ_e , Вт) у вузькому інтервалі довжин хвиль до самого цього інтервалу	Вт / нм

Продовження таблиці 2.1

Величина	Позначення, формула	Визначення	Одиниця виміру
Сила випромінювання (кутова щільність потoku випромінювання)	$I_e = \Phi_e : \Omega$	Відношення потоку випромінювання до тілесного кута (Ω , ср), в якому поширюється випромінювання	Вт / ср
Поверхнева щільність потоку випромінювання	$E_e = \Phi_e : S$	Відношення потоку випромінювання до площі, що опромінюється (S , м ²)	Вт / м ²
Поверхнева доза	$H_s = W_e : S$	Відношення енергії випромінювання до площі, що опромінюється (S , м ²)	Дж / м ²
Об'ємна доза	$H_v = W_e : V$	Відношення енергії випромінювання до об'єму, що опромінюється (V , м ³)	Дж / м ³

Якщо відомо, що значення біологічної опромінюваності E_6 в точці на поверхні, віддаленій від джерела на відстань λ (м), і його лінійні розміри в 5-10 разів менше цієї відстані, то потік і сила випромінювання циліндричного джерела визначаються за формулами:

$$\Phi_6 = 11,3E_6\lambda^2, \text{ Вт}; \quad I_6 = E_6\lambda^2. \quad (2.3)$$

Живі клітини відносяться до кумулятивних радіобіологічних приймачів, отже, результат взаємодії іонізуючого біологічно активного випромінювання і

клітини залежить від виду випромінювання і одержаної ефективної біологічної дози. Для поверхневої дози

$$H_s = E_{\phi} t, \text{ Дж / м}^2, \quad (2.4)$$

і для об'ємної дози

$$H_v = \Phi_{\phi} t : V, \text{ Дж / м}^3. \quad (2.5)$$

З наведених виразів випливає, що одне й теж значення дози можна отримати при різних варіаціях значень зазначених параметрів. Однак нелінійна чутливість приймача обмежує можливість широкої варіації цих параметрів. Для збереження заданого рівня біологічної ефективності, встановленого експериментально, допускається не більше п'ятикратних варіацій значень параметрів.

Результативність опромінення клітин або бактерицидна ефективність $J_{\text{бк}}$ оцінюється у відсотках як відношення числа загиблих клітин ($N_{\text{п}}$) до їх початкового числа до опромінення ($N_{\text{н}}$) за формулою:

$$J_{\phi} = 100(N_z : N_{\text{п}}). \quad (2.6)$$

Ця величина, вочевидь, завжди має інтегральний сенс.

3 ТЕХНОЛОГІЇ ВИРОБНИЦТВА КРИСТАЛІВ CdZnTe ДЛЯ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ДЕТЕКТОРІВ

3.1 Загальна інформація щодо технологій виробництва кристалів CdZnTe і детекторів на їх основі

Розвиток таких областей техніки, як медична томографія, дозиметрія іонізуючих випромінювань з використанням напівпровідникових детекторів забезпечує високий попит на матеріали кристалів таких детекторів, які можуть забезпечити необхідні властивості детектора, такі як: висока роздільна здатність, швидкодія, ефективність реєстрації іонізуючих часток. Одним з найкращих матеріалів для детекторів є германій високої чистоти HPGe. Детектори на його основі мають надзвичайно високу роздільну здатність, але дуже дорогі у виготовленні і обслуговуванні, насамперед тому, що вони чутливі до теплових шумів і можуть працювати тільки за низьких температур, зазвичай в діапазоні 90-120 К. CdZnTe, в свою чергу, є комерційно конкурентоспроможним і навіть більш вигідним варіантом для застосувань, де не важлива надвисока точність, працюючи при кімнатній температурі. Окрім цього, цей матеріал має більш високу щільність і середній атомний номер, ніж германій, і забезпечує більш високу ефективність поглинання іонізуючого випромінювання на одиницю об'єму детектора [12], [13].

В порівнянні з сцинтиляційними детекторами, в напівпровідникових потрібно менше перетворень енергії – в сцинтиляторі під дією високоенергетичного випромінювання виникає короткий спалах світла, який потім реєструється оптичним датчиком, в той час як в напівпровідниковому детекторі під дією високоенергетичного кванту виникає безпосередньо електричний сигнал [14]. Це забезпечує більшу ефективність перетворення і меншу залежність від випадкових факторів, що, в свою чергу, дозволяє досягти більш високої роздільної здатності.

Серед матеріалів, що використовуються для напівпровідникових детекторів, CdZnTe пропонує такі переваги, як висока ефективність поглинання гамма-випромінювання завдяки великому атомарному номеру хімічних елементів, відносно велика ширина забороненої зони, що дозволяє роботу при температурі близько 300 К без з'явлення надмірного теплового шуму.

Основними проблемами у виготовленні детекторів з CdZnTe є складність вирощування монокристалів, а також низька рухливість дірок в кристалі, що значно обмежує швидкодію детектору [15]. CdZnTe вирощується великими полікристалічними злитками, з яких потім вирізають кристали високої якості [12]. Для боротьби з шумом, що створюється через низьку рухомість дірок, використовуються спеціальні контакти, значно більш чутливі до електронного струму, ніж до діркового [16], [17].

3.1.1 Принцип роботи напівпровідникового детектора.

Всі напівпровідникові детектори працюють як твердотільні іонізаційні камери. При попаданні кванту іонізуючого випромінювання в кристал напівпровідника, в кристалі утворюються носії заряду. В детекторі на кристал подається велика напруга, і при утворенні носіїв заряду, вони миттєво проводять електричний струм, і за кількістю носіїв можна визначити, яку енергію квант передав кристалу.

Квант іонізуючого випромінювання може взаємодіяти з речовиною кристала за трьома різними ефектами:

- фотоелектричний ефект, при якому фотон передає всю свою енергію електрону;
- ефект Комптона, при якому фотон передає частину своєї енергії електрону, в результаті чого утворюється фотон з остатком енергії;
- генерація пар, яка може трапитися тільки після 1,022 MeV (дві маси спокою електрона), і при якій утворюється електрон-позитронна пара.

Вірогідність кожного ефекту залежить від енергії кванта, який взаємодіє з речовиною. Так, в діапазоні до 200 кеВ найчастіше відбувається фотоелектричний ефект, від 200 кеВ до кількох МеВ – ефект Комптона, і після 6 МеВ – генерація пар [18].

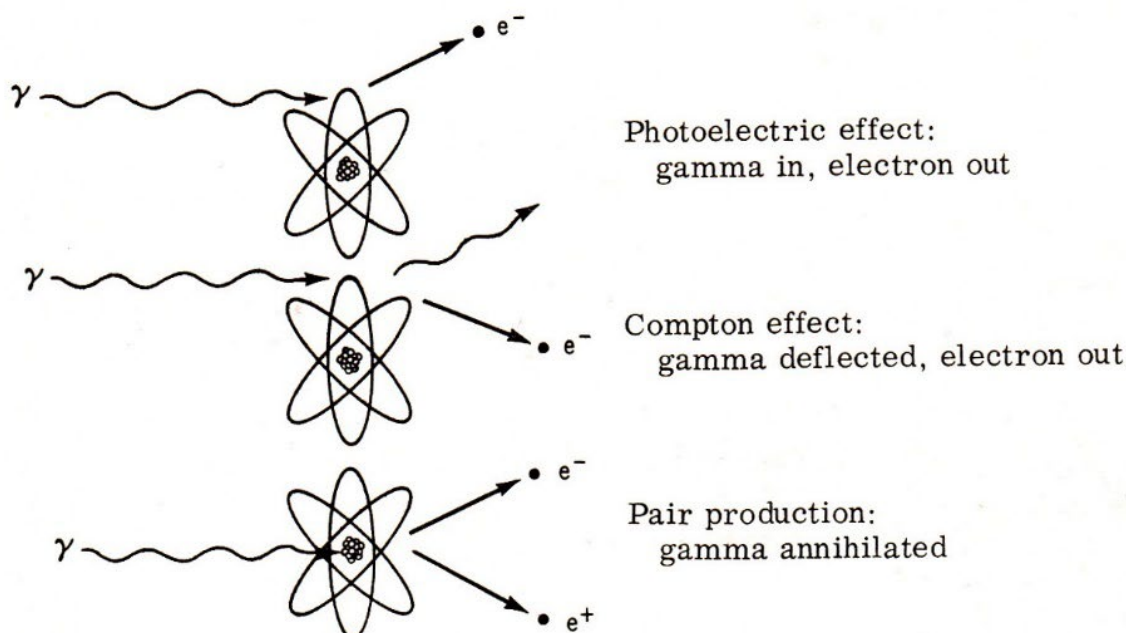


Рисунок 3.1 – Види взаємодії гамма-кванту з речовиною

3.1.2 Характеристики матеріалів напівпровідникових детекторів.

Одним за найважливіших параметрів, що визначає якість детектора, є енергетична роздільна здатність. Вона відображає точність, з якою визначається енергія кожного іонізуючого кванту, що потрапляє в кристал детектора. Оскільки це статистична величина, вона зазвичай визначається як напівширина піку на вихідній енергетичній діаграмі детектора. Роздільна здатність детектора змінюється в залежності від енергії, тому для порівняння детекторів зазвичай використовують напівширину на деяких постійних енергіях, наприклад пік випромінювання амерцію-241 на 59.4 кеВ, кобальту-57 на 122 кеВ, цезію-137 на 662 кеВ, талію-208 на 2,6 МеВ [12, 19, 20].

Ефективність поглинання випромінювання відображає, наскільки висока вірогідність взаємодії з кристалом детектора кванту іонізуючого випромінювання, що проходить крізь кристал. Ця величина зростає зі збільшенням геометричних розмірів кристалу, а також зі збільшенням його атомного номера. Таким чином, кристали з матеріалів з високим атомним номером потребують менших розмірів, ніж кристали з низьким для досягнення аналогічного рівня ефективності.

Також важливим параметром є частота дискретизації сигналу, особливо для застосувань при високих рівнях радіації. Якщо декілька квантів іонізуючого випромінювання потраплять в детектор протягом одного імпульсу, детектор зареєструє їх сумарну енергію замість енергії кожного кванту. Ця величина обмежується геометричними розмірами кристала детектора і рухливістю носіїв заряду, а також будовою електронного пристрою детектора.

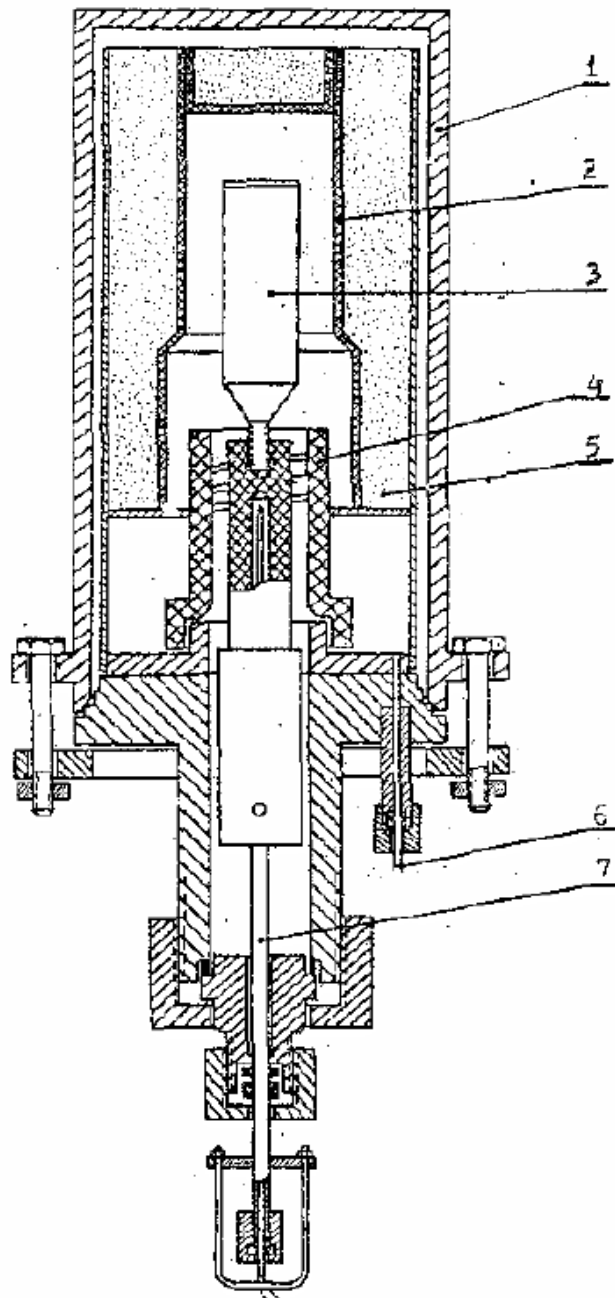
Таблиця 3.1 – Деякі фізичні властивості поширених напівпровідників, які використовують в детекторах іонізуючого випромінювання [18].

Параметр	Si	Ge	CdZnTe
Щільність (г/см ⁻³)	2,33	5,33	5,78
Середній атомний номер	14	32	49,1
Ширина забороненої зони (eV)	1,12	0,67	1,572
Енергія генерації носіїв (eV)	3,62	2,96	4,64
Рухомість електронів (см ² /В ⁻¹ *с)	1400	3900	1000
Рухомість дірок (см ² /В ⁻¹ *с)	1900	1900	120

3.2 Вирощування кристалів CdZnTe методом Бріджмена

Метод Бріджмена – це метод вирощування кристалів з розплаву. Цей метод забезпечує досить високу якість та чистоту кристалів, досить великі розміри, і при цьому дозволяє вирощувати кристали досить швидко (зазвичай, декілька діб) [21].

В процесі вирощування кристалів, температура розплаву досягає 1160 С. Вирощування проходить в декілька етапів.



1 – корпус; 2 – тепловий екран; 3 – тигель; 4 – нагрівач; 5 – теплоізоляція; 6 – токопідводи; 7 – шток

Рисунок 3.2 – Схема ростової установки

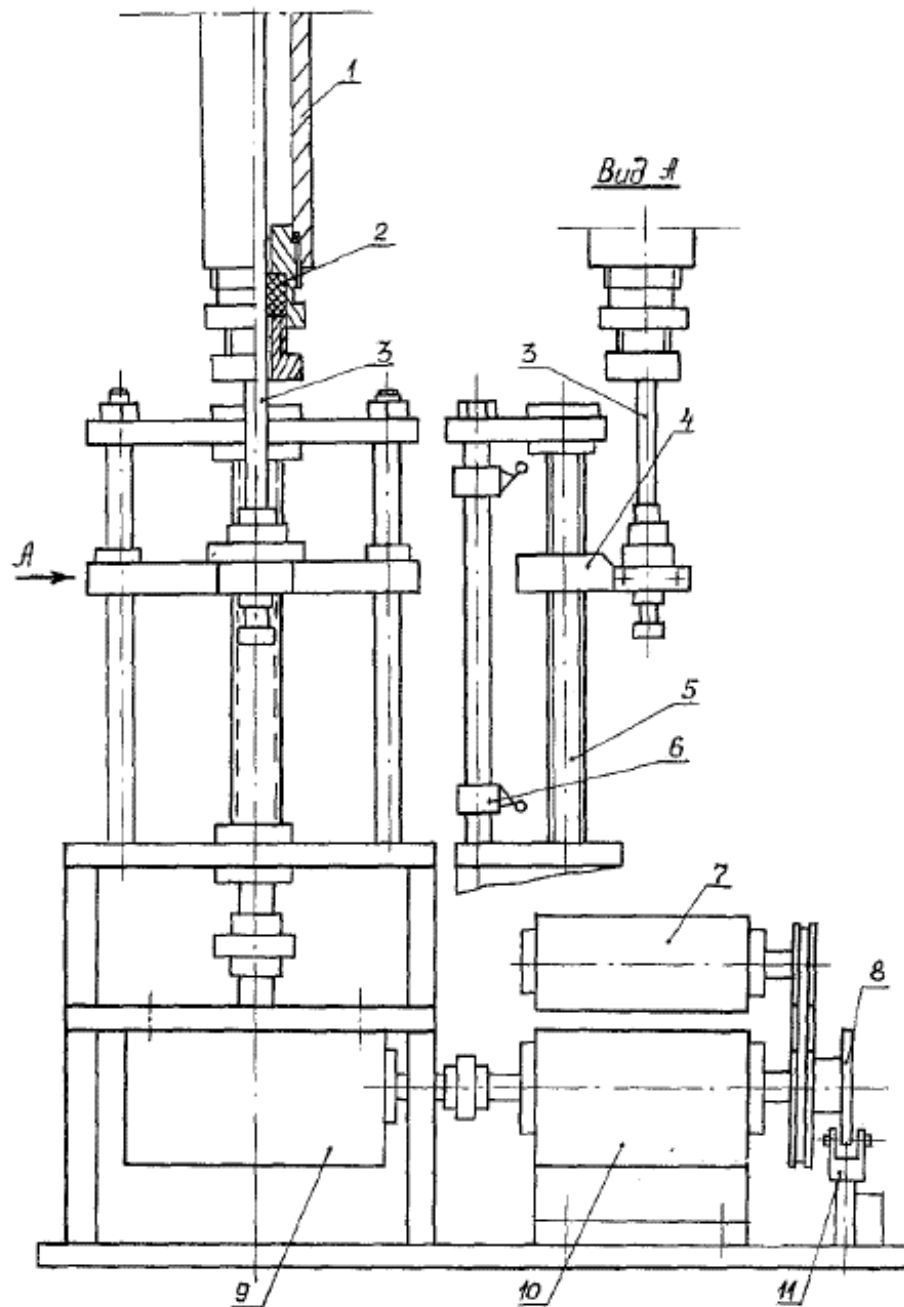
Шихту випікають в атмосфері інертного газу протягом 4 годин. Після випікання шихту подрібнюють і засипають в ростовий тигель (Рис 3.1) Вирощування відбувається в ростових печах. В процесі вирощування тигель з шихтою переміщується вертикально механізмом переміщення тигля (Рис 3.2)

вертикально зі швидкістю 0,5-5 мм/год крізь нагрівач. Після проходження зони максимальної температури нагрівача, розплав кристалізується в зоні температурного градієнта який задають в діапазоні 30-100 град/см. Схема ростової установки приведена на рисунку 1.3.

Для забезпечення якісного вирощування напівпровідникових кристалів за методом Бріджмена основні вузли ростової печі повинні відповідати таким вимогам:

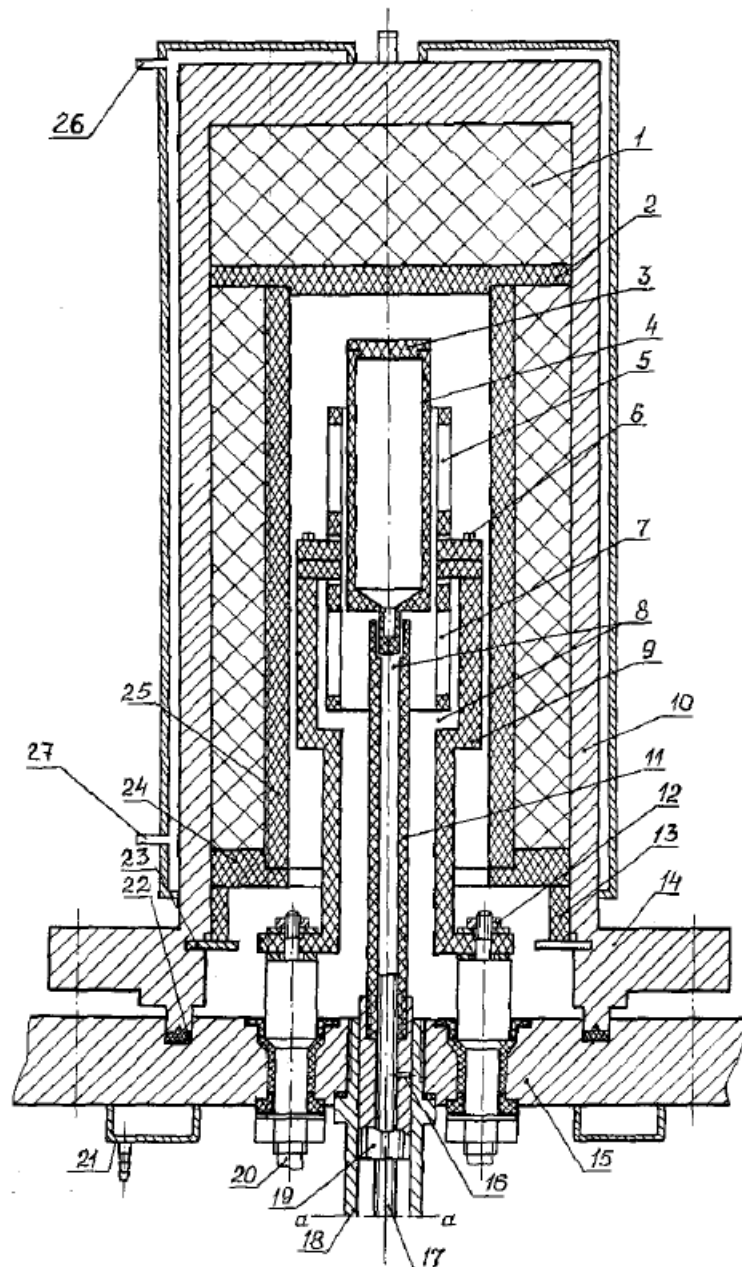
- камера ростової печі повинна мати високу надійність при температурі нагрівача близько 1300 С;
- механізм переміщення тигля має забезпечувати рівномірний рух тигля із заданою швидкістю;
- нагрівач має забезпечувати оптимальні умови для розплавлення шихти, кристалізації розплаву і охолодження кристалу з мінімальними напруженнями.

В результаті процесу вирощування, який триває декілька діб, виходить полікрістал CdZnTe діаметром 50 мм, який потім розрізається для отримання кристалів, придатних для використання в напівпровідникових детекторах.



1 – напрямна труба; 2 – ущільнювач; 3 – шток; 4 – каретка; 5 – гвинт; 6 – кінцевий вимикач; 7 – електродвигун; 8 – сегментний диск; 9 – черв'ячна передача; 10 – редуктор; 11 – генератор імпульсів

Рисунок 3.3 – Механізм переміщення тигля



1 – графітова повсть; 2 – диск; 3 – кришка; 4 – тигель; 5 – верхній нагрівач; 6 – болт; 7 – нижній нагрівач; 8 – термопара; 9 – підставка; 10 – камера; 11 – подовжувач; 12 – гайка; 13 – труба; 14 – фланець; 15 – плита-основа; 16 – стопорний штифт; 17 – шток; 18 – напрямна труба; 19 – повзун; 20 – електрод; 21 – водяне охолодження; 22 – ущільнювальне кільце; 23 – стопорне кільце; 24 – кільце; 25 – труба; 26 – вихід води; 27 – вхід води.

Рисунок 3.4 – Схема ростової установки

Кристали CdTe вирощуються за технологією Бріджмена низького тиску в закритій вакуумованій ампулі з невеликим надлишком телуру. Три фази матеріалу, тверда, рідка і газоподібна, співіснують під час росту, і тиск в ампулі майже дорівнює тиску пари телуру при температурі росту. У цих умовах кристал містить надлишок атомів телуру, які під час охолодження виходять у вигляді осаду, переважно на дислокаціях і границях зерен.

За допомогою модифікованої методики Бріджмена покращується якість кристалів та запобігається випадання осаду [9]. При цій процедурі в ампулі є невеликий надлишок кадмію. Під час росту кристалів один кінець ампули підтримується при більш низькій температурі, що визначає майже атмосферний постійний тиск пари в системі. Процес зростання включає безперервний переміщення матеріалу між трьома фазами. Постійний тиск пари підтримує постійний склад рідини та збалансовані кількості кадмію та телуру в кристалі.

На рисунку 3.4 представлені горизонтальний і вертикальний варіанти цієї технології. В обох випадках кристал росте з розплаву, переміщаючи його вздовж області з градієнтом температури, який простягається зверху вниз від точки плавлення. Зростання може відбуватися шляхом механічного переміщення ампули або переміщенням нагрівальної печі. В сучасних системах піч складається з багатьох зон нагріву, а температурний профіль контролює комп'ютер. Комп'ютер зміщує профіль електронно, і всередині печі немає механічно рухомих частин.

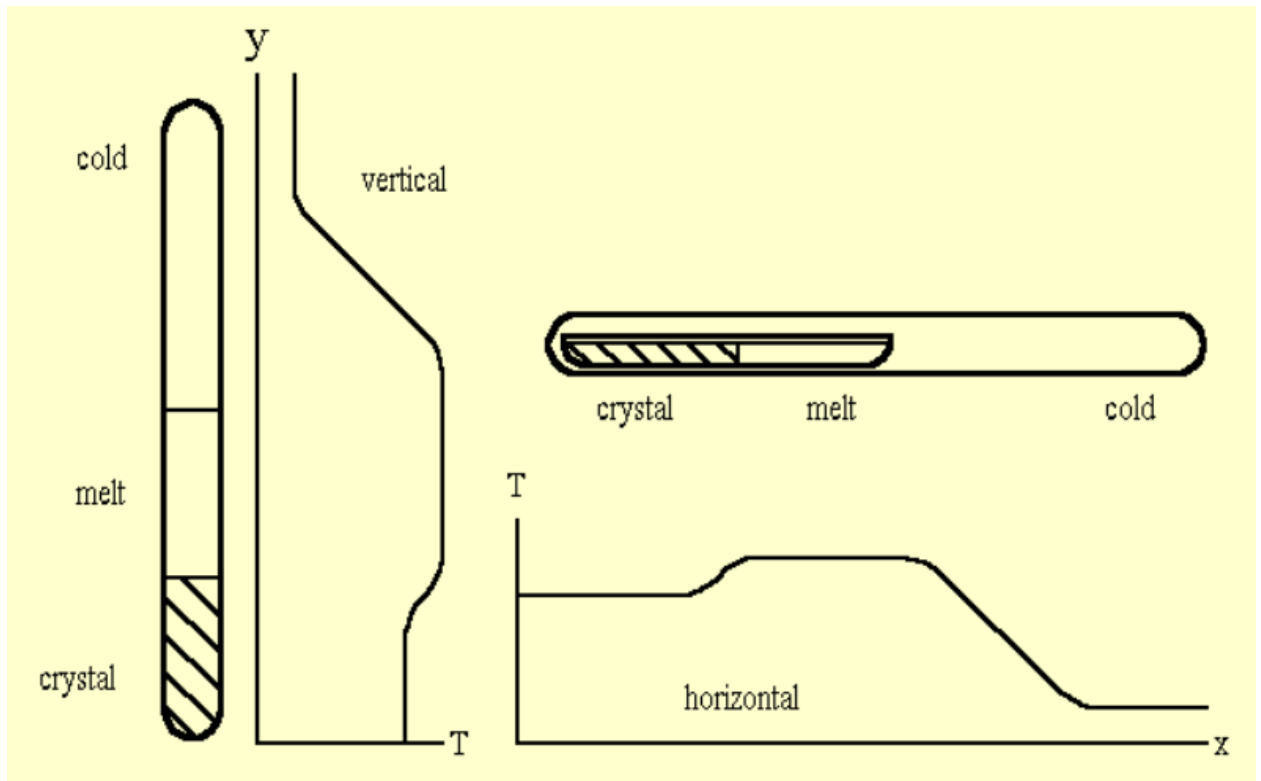


Рисунок 3.5 – Вирощування кристалів CdTe за допомогою вертикального та горизонтального методу Бріджмена з контролем тиску парів кадмію. Постійний тиск пари підтримує постійний склад рідини та збалансовані кількості кадмію та телуру в кристалі [22].

На рисунку 3.5 показано схематичне зображення рівнів захоплення електонів в межах забороненої зони між валентною зоною та зоною провідності напівпровідника. Рівні, які розташовані вище рівня Фермі, діють як електронні пастки, а рівні під ним – як діркові. Зсув рівня Фермі вгору або вниз зменшить кількість рівнів пастки одного типу за рахунок іншого типу. Таким чином, це також збільшить час рекомбінації одного носія заряду за рахунок іншого носія.

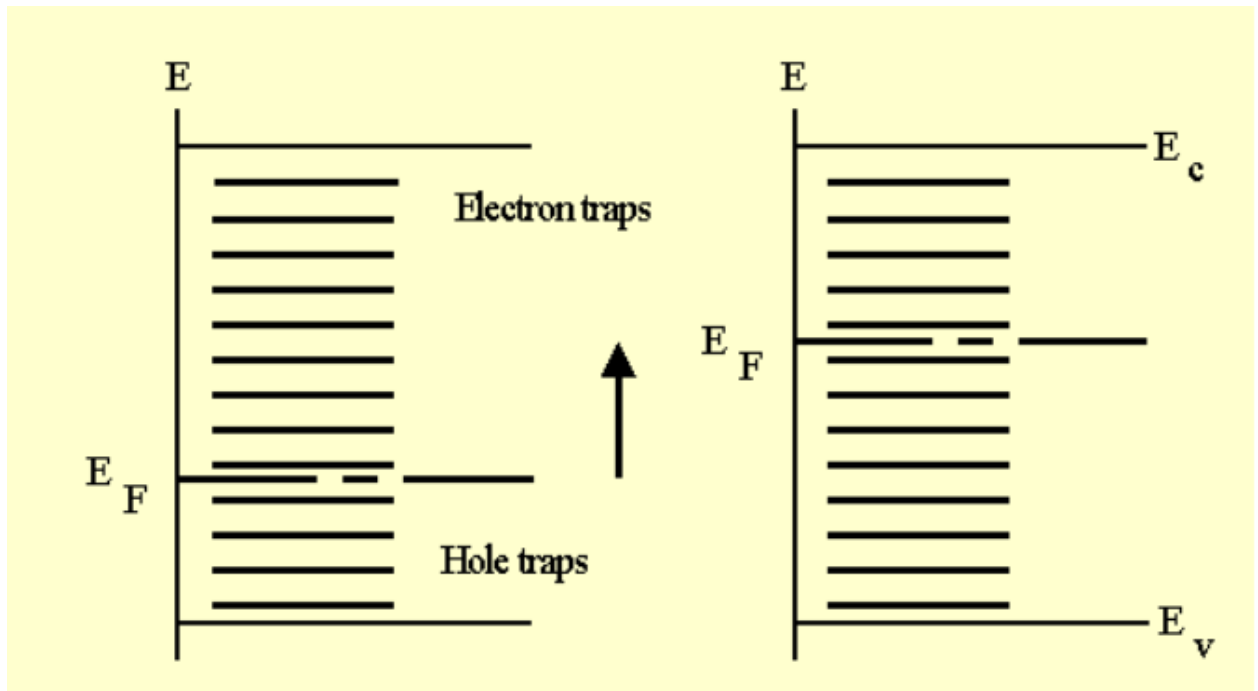


Рисунок 3.6 – Схематичне зображення рівнів захоплення в межах забороненої зони напівпровідника [22].

Підвищення рівня Фермі інактивує електронні пастки, які знаходяться нижче. Таким чином, це збільшує час життя електронів за рахунок дірок і покращує роботу детекторів, які не чутливі до захоплення дірок. Однак цей зсув у бік провідності n -типу також збільшує провідність, а більший струм витoku збільшить шум і розширить спектральні лінії. Компроміс між часом життя електронів та електричним опором оптимізує положення рівня Фермі та роботу детектора.

Робота детектора оптимізована шляхом регулювання електричної провідності, компромісу часу життя електронів з електричним опором. Таким чином рівень Фермі оптимально розташовується в межах забороненої зони. На практиці детектор працює найкраще, якщо провідність n -типу близько до найменшого можливого значення.

Вузька смуга глибоких рівнів захоплення електронів, розташована десь в середині забороненого проміжку, затримує електрони, що генеруються гамма,

і скорочує час їхнього життя. Коли донорна присадка, такий як тривалентний індій, замінює двовалентний атом кадмію в кристалічній ґратці, тоді зайвий електрон потрапляє в глибоку пастку, залишаючи за собою іонізований неглибокий донор. Додавання більшої кількості донорів зміщує рівень Фермі вгору з-під зони захоплення кудись всередині неї. Оптимальна концентрація донорів досягається, коли майже всі глибокі пастки зайняті і замінені іонізованими дрібними донорами, а рівень Фермі зміщується трохи вище зони глибокого захоплення. Немає потреби у взаємодії на короткій відстані між донорним атомом легованої речовини та глибокою пасткою.

У нелегованому кристалі рівень Фермі закріплений глибокою зоною пастки, і додавання досить великої кількості донорів призводить лише до невеликого зсуву рівня. Оптимальна робоча точка досягається, коли смуга стає майже зайнятою, а концентрація донора відкріплює положення рівня Фермі.

Золоті або платинові контакти наносять на CdTe або CdZnTe шляхом випаровування, розпилення або хімічного осадження. Випаровування індію забезпечує хороші омичні контакти з матеріалом n-типу. Індієві контакти вимагають термічного відпалу, який обмежується температурою плавлення 1560 С. Алюмінієвий ковпачок забезпечує більш високі температури відпалу.

Відпал CdTe в парах кадмію вводить надлишок атомів кадмію в кристал. Відпал у парах телуру вводить атоми телуру в кристал або видаляє з нього атоми кадмію. У будь-якому випадку, результатом буде надлишок атомів телуру в кристалі. Надлишок кадмію в чистому CdTe перетворює його в матеріал n-типу із середнім питомим опором в діапазоні від 105 до 106 Ом/см. Надлишок телуру перетворює його в матеріал p-типу (від 103 до 105 Ом/см).

Високостійкий CdTe може бути отриманий шляхом належного відпалу. Однак чистий CdTe не є гамма-активним. Додавання донорної присадки активує матеріал.

Кристали з некомпенсованими донорами відрізняються високою провідністю. Відпал парами телуру перетворює донори в висококомпенсований стан. Кристал переходить в стан високого електричного опору і високої чутливості до гамма-випромінювання. Концентрація вільного донора в компенсованому стані, що визначає опір кристала, на багато порядків нижча за загальну концентрацію допанти. Однак ці дві величини пов'язані між собою, так що збільшення загального рівня легованої речовини збільшить також рівень вільного донора. Таким чином, провідність кристала регулюється шляхом регулювання загального рівня допанти в ньому.

Тривалентні атоми, індій або алюміній, діють як донори, замінюючи атоми кадмію в кристалічній решітці, а атоми галогеніду, хлору, замінюючи телур. Однак, коли CdTe росте із занадто великою кількістю хлору, тоді в ампулі виросте окремий кристал CdCl₂. Обмежена кількість хлору може надходити в кристал під час високотемпературного зростання Бріджмена, тому він не є придатним допантом для контролю провідності. Можливо, що легування хлором є достатнім для кристалів ТГМ, оскільки більша кількість може надходити в кристал при нижчій температурі росту ТГМ.

Легування індієм дає рівномірний розподіл допанти в кристалі від кінця до кінця. Відпал телуру при досить низькій температурі не пошкоджує кристал і не утворюється осад. При низьких температурах дифузійні процеси протікають повільно. Тому розрізання кристала на пластини перед відпалом зменшить час відпалу.

Серія ітерацій експериментів з вирощування кристалів з різними рівнями легування з подальшим відпалом дає оптимальний кристалічний склад необхідної електропровідності.

Таким чином, леговані кристали виходять високопровідними за оптимальних умов росту кристалів. Відпал у парах телуру переводить їх у компенсований стан з високим питомим електричним опором і високою чутливістю до гамма-

випромінювання. Електропровідність у цьому стані регулюється регулюванням рівня легування. Високостійкий матеріал може бути виготовлений за один процес вирощування кристалів шляхом належного зниження тиску пари кадмію на стадії охолодження. Однак кращі детектори досягаються шляхом поділу процесу на окремі етапи вирощування та відпалу, налаштованих на оптимальну якість кристалів та електронні характеристики.

На рисунку 3.7 приведені фотографії ростових печей, що використовуються для вирощування кристалів CdZnTe.



Рисунок 3.7 – Зовнішній вигляд ростових апаратів для вирощування кристалів за методом Бріджмена

4 КОНСТРУКЦІЇ ТА ФІЗИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ДЕТЕКТОРІВ НА ОСНОВІ CdZnTe

4.1 Характеристики детекторів іонізуючих випромінювань

Одними з найбільш важливих електрофізичних властивостей напівпровідників, використовуваних для детекторів іонізуючих випромінювань, є рухливість μ питомий опір ρ і час життя нерівноважних носіїв заряду τ . Для ефективної роботи напівпровідникових детекторів гамма випромінювань необхідні матеріали з великим атомним номером Z , високими величинами ρ , рухливості вільних електронів μ_n та дірок μ_p , часу життя нерівноважних електронів τ_n і дірок τ_p . На детектувальні властивості впливає також густина G і молекулярна маса M детекторного матеріалу. Перелічені електрофізичні властивості є взаємозалежними і впливають на важливий технічний параметр – ефективність збору зарядів детектора, η . CdZnTe знаходить широке застосування тому, що має вказані властивості і дозволяє отримувати детектори з великим об'ємом активної області при низьких токах витоку і відсутності ефектів поляризації.

Принцип роботи твердотільного детектора ґрунтується на зборі зарядів, створених при поглинанні фотонів матрицею детекторного матеріалу і дрейфуючих у електричному полі між катодом і анодом. Основний внесок в поглинання рентгенівського і гамма-випромінювання з енергією аж до $E_\gamma=1$ MeV дають два ефекти: фотоелектричний і комптонівське розсіювання. Якщо $E_\gamma \geq 1.02$ MeV, спостерігається виникнення електрон-позитронних пар. При фотоeffectі має місце повна передача енергії падаючого випромінювання атомним електронам, що дає корисну інформацію про енергію фотонів. При комптонівському розсіюванні електрона передається тільки частина енергії фотона. Переріз взаємодії S_{int} випромінювання з матрицею дуже сильно

залежить від атомного номера Z детекторного матеріалу. Для фотоелектричного поглинання $S_{\text{int}} \sim Z^{4.5}$, при комптонівському розсіюванні $S_{\text{int}} \sim Z$, а для утворення електрон-позитронних пар $S_{\text{int}} \sim Z^2$. У детекторі з хорошими спектроскопічними характеристиками повинен переважати фотоефект, так що для детектування рентгенівського і γ -випромінювання набагато краще використовувати матеріали з великими атомним номером і густиною. Кремній і германій є традиційними детекторними матеріалами, так як детектори випромінювань на їх основі характеризуються високим енергетичним розрізненням і хорошими транспортними властивостями: високою рухливістю і великим часом життя носіїв заряду. З іншого боку, Si і Ge мають слабку гальмівну здатність при проходженні високоенергетичних фотонів, це обмежує їх застосування для реєстрації жорстких рентгенівських і гамма-випромінювань. Більш того, невелика ширина забороненої зони E_G германію (0,67 eV) і, отже, низький питомий опір ρ дозволяє використовувати його тільки при криогенних температурах. У кремнії $E_G = 1,12$ eV і $\rho = 10^4$ Ом·см, що явно недостатньо для отримання детекторів з низьким відношенням сигнал / шум.

В таблиці 1.1 наведені порівняльні характеристики деяких детекторних матеріалів. З таблиці 1.1 видно, що CdTe і CdZnTe мають сукупність таких важливих для детекторних матеріалів властивостей, як широка заборонена зона і високий питомий опір, великий атомний номер і густина, відносно велика величина добутку $\mu_n \cdot \tau_n$, що забезпечує значну величину вільного пробігу електронів. Таким чином напівізолюючі CdTe і CdZnTe по праву вважаються перспективними матеріалами для створення твердотільних детекторів гамма і рентгенівського випромінювань, які експлуатуються при кімнатній температурі, перш за все завдяки широкій забороненій зоні E_G , великим величинам густини і атомного номера, питомого опору ρ , електронної рухливості μ_n , часу життя електронів τ_n і дірок τ_p .

Таблиця 1 – Властивості деяких детекторних матеріалів при кімнатній температурі

Матеріал	Si	Ge	GaAs	CdTe	Cd _{0.9} Zn _{0.1} Te	HgI ₂	TlBr
Атомний номер	14	32	31, 33	48, 52	48, 30, 52	80, 53	81, 35
Густина, г/см ³	2.33	5.33	5.32	6.2	5.78	6.4	7.56
Ширина заборон зони, eV	1.12	0.67	1.42	1.44	1.57	2.13	2.68
Енергія утворення електрон-діркової пари, eV	3.62	2.96	4.2	4.43	4.6	4.2	6.5
Питомий опір, Ом·см	10 ⁴	50	10 ⁸	10 ⁹ -10 ¹⁰	10 ¹⁰ -10 ¹¹	10 ¹³	10 ¹²

4.2 Властивості детекторів і детекторних матеріалів

Для ефективної реєстрації гамма, рентгенівського випромінювання і спектроскопії заряджених частинок необхідні детектори на основі кристалічних матеріалів з великим питомим опором ρ і атомною масою, високими величинами електронної рухливості μ_n і часу життя τ нерівноважних носіїв заряду. Розробка сучасних детекторів, що працюють при кімнатній температурі, як правило, проводиться в напрямку оптимізації геометрії електродів, удосконалення системи реєстрації або розробки методів вимірювання γ -випромінювання, однак є постійна потреба в удосконаленні детекторних матеріалів з поліпшеними характеристиками [23].

Незважаючи на прогрес, досягнутий в технології отримання детекторних матеріалів, властивості переносу заряду в активній області детектора при реєстрації γ -випромінювання ще далекі від прийнятних. Існує проблема неповного збору зарядів детекторів на основі CdTe і CdZnTe, пов'язана з різницею в рухливостях вільних електронів і дірок і малим значенням добутку $\mu_h \cdot \tau_h$, де μ_h і τ_h – відповідно рухливість і час життя нерівноважних дірок. Велика різниця в ефективності збору електронів і дірок значно погіршує енергетичну роздільну здатність детектора. Це проявляється

на амплітудних спектрах спотворенням форми лінії повного поглинання випромінювання і утворенням хвоста в області більш низьких енергій. Цю проблему вирішують різними методами, які припускають величини рухливості μ і часу життя τ для електронів і дірок фіксованими і заздалегідь заданими.

4.3 Вплив включень телуру на властивості CdZnTe детекторів

Включення телуру в матеріал детектора CdZnTe можуть мати вирішальне значення для продуктивності товстих детекторів, що обмежує розмір і ефективність таких детекторів, доступних для користувачів. Включення Te описуються як нестехіометричні дефекти, що утворюються під час росту розплаву кристалів. Вони відрізняються від осадів Te, які утворюються при охолодженні кристалів в результаті зародження дефектів. Розміри осадів Te становлять від 10 до 50 нм, тоді як типові діаметри включень Te зазвичай становлять від 1 до 2 мкм, хоча розміри до 100 мкм спостерігаються у кристалах CdZnTe, що вирощуються за методом Бріджмена високого тиску. Частинки, які видно за допомогою ІЧ-мікроскопії (де оптична роздільна здатність обмежена 1 мкм) відносять до включень телуру. Їх концентрація може перевищувати 10^7 см^{-3} .

Послідовне додавання включень телуру в кристал CdZnTe погіршує енергетичну роздільну здатність детектора, і величина цього ефекту сильно залежить від їх розміру та концентрації. Включення діаметру, меншого за 1 мкм, по суті, поводяться як звичайні пастки, пов'язані з точковими дефектами у матеріалі. Такі дефекти захоплюють електрони, але не вносять коливань у зібрані сигнали заряду, що дозволяє коригувати загальну втрату заряду за допомогою методики визначення глибини. Цікаво, що включення Te також можуть вести себе як точкові дефекти, і оскільки їх концентрація в вирощеному матеріалі може бути високою, вони можуть контролювати

ефективну рухливість як дірок, так і електронів. Таким чином, щоб максимізувати продуктивність CdZnTe-детекторів, важливо встановити межі розмірів і концентрацій включень у залежності від товщини кристалів.

Розміри і положення включень в кристалі отримуються шляхом ІЧ-мікроскопії. Кристали CdZnTe прозорі для інфрачервоного світла; однак використання довгохвильового світла обмежує роздільну здатність зображення. На ІЧ-зображеннях включення Te більше 10 мкм розглядаються як відносно різкі об'єкти трикутної або ромбовидної форми залежно від орієнтації кристала та освітлення. У тривимірних зображеннях (розподіл інтенсивності пікселів) такі включення представлені тривимірними поверхнями, які в деяких випадках складаються з двох або більше функцій, подібних до нормального розподілу. Невеликі розміри включення, нижче 5 мкм, як правило, виглядають як розмиті об'єкти з навколишніми ореолами, які можна приглушити, пропускаючи освітлювальний промінь через розсіювач із матового скла. На тривимірному зображенні невеликі включення представлені поверхнями з однією функцією, подібною до нормального розподілу.

Першим кроком в обробці зображень є віднімання повільних змін фону та інвертування вихідних зображень, щоб ознаки, що представляють включення, були областями високої інтенсивності (піками). Як приклад, на рис. 4.1 зображено тривимірний розподіл інтенсивності зображення, зробленого при 5-кратному збільшенні.

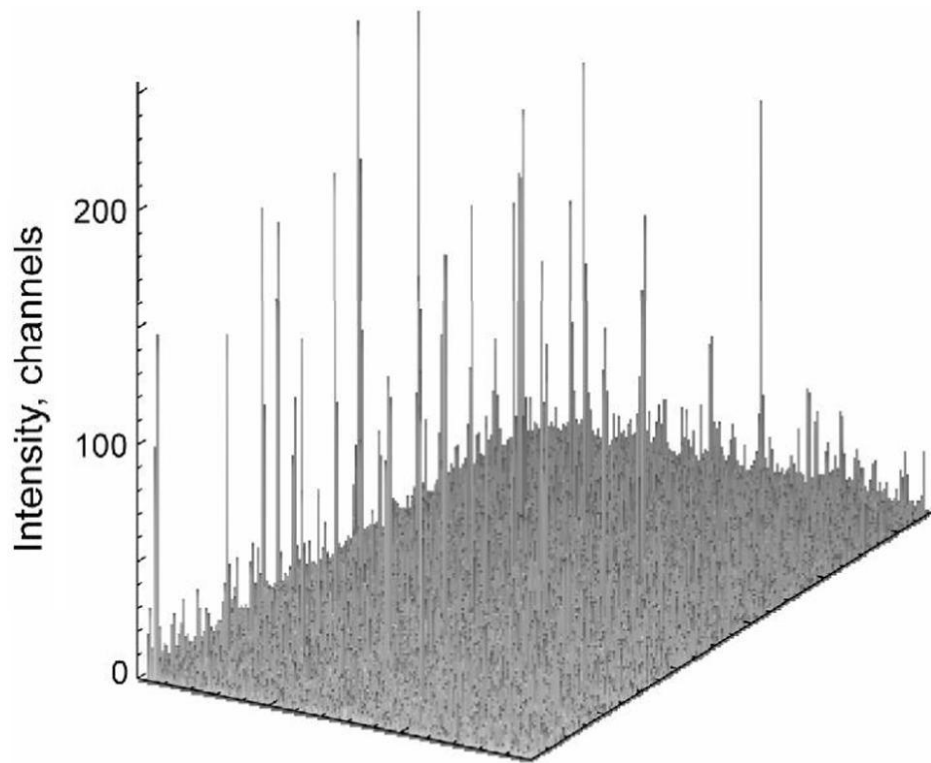


Рисунок 4.1 – Приклад інвертованого розподілу інтенсивності ІЧ-зображення 2208×3000 пікселів в кристалі CdZnTe [24]

Для локалізації піків використовується наступний алгоритм. По-перше, програма визначає положення всіх локальних максимумів на зображенні в кругових областях з деяким заданим діаметром, наприклад, 20 пікселів (мкм) та інтенсивністю, що перевищує 3 сигма фонового шуму. Потім система оцінює зображення. Оскільки пороговий рівень поступово знижується, на зображенні з'являється все більше плям, а їх площі продовжують рости. Згодом області відбитків починають перекриватися, що вказує на те, що локальний фоновий рівень був досягнутий або, як альтернатива, що два піки, що представляють те саме включення, нарешті злилися. Використовуючи цей процес, ми могли б реалізувати різні логіки для відновлення форми окремих включень і правильно відняти локальні варіації фону, наприклад, зображення невеликого включення, розташованого у фокусі, над розмитим позафокусним зображенням великого включення. Для

невеликих включень, менше 3 мкм, представлені невеликими вузькими піками, наше рішення про їх прийняття чи відхилення ґрунтувалося на локальному фоновому шумі та піковій інтенсивності, тобто для прийняття пікова інтенсивність повинна перевищувати три стандартні відхилення місцевого шуму.

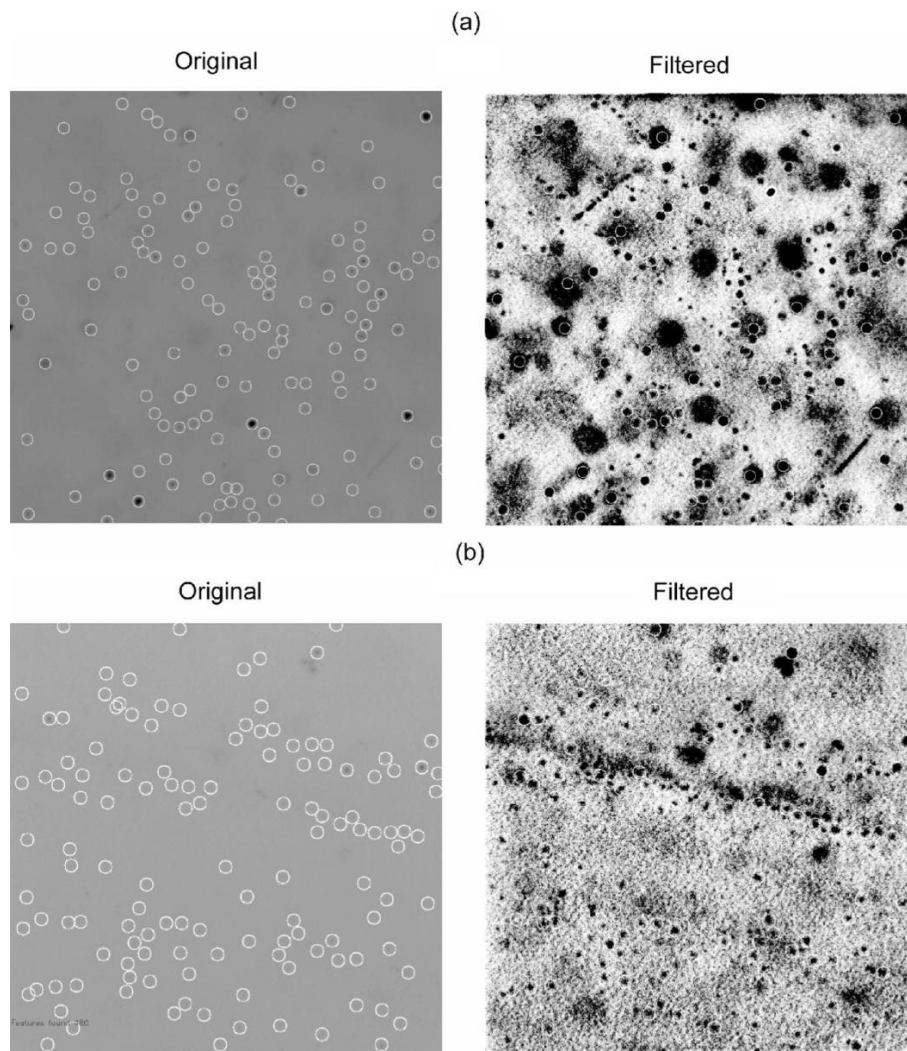


Рисунок 4.2 – Два приклади ІЧ-зображень кристалів CdZnTe [24].

Результатом процедури визначення ознак є масив, що містить такі параметри: ХУ-координати знайденого включення, його інтегральну яскравість та діаметр, оцінений як напівширина піку. На рис. 4.2 наведено два приклади зображень з ідентифікованими (обведеними кружком) включеннями Те. Ліворуч показані оригінальні зображення, а праворуч – ті самі зображення,

покращені за допомогою адаптивного фільтра, який виявив ледь помітні ознаки розфокусування. Як зображено, зображення можуть містити різні види особливостей, шуми, належні включення та слабкі контури включення, що не в фокусі (великі темні області), які не «належать» поточному фрагменту зразка. На зображенні внизу видно включення, накопичені вздовж площини з високою концентрацією дислокацій, що є ознакою межі субзерен [24].

Алгоритм відкидає включення Те, які знаходяться поза фокусом, враховуючи лише ті включення, які знаходяться у фокусі. Цей процес передбачає два кроки. Спочатку застосовується обмеження розміру/яскравості, щоб придушити внесок великих об'єктів з низькою яскравістю (включення Те поза фокусом). По-друге, алгоритм вибирає лише одне з Те-включень, присутніх в тій самій позиції в послідовних шарах.

Для наочності використовуються шари зображення. Одне і те ж включення Те може з'явитися в кількох сусідніх шарах (тобто в обох областях 1 і 2), але буде у фокусі лише в одному з них, або, принаймні, буде шар, у якому це включення знаходиться у кращому фокусі, ніж деінде. Алгоритм вибирає той, який у фокусі, і коригує зсув зображень. Таким чином, ми впевнені що кожне включення Те враховується лише один раз. Крім того, щоб зменшити внесок слабких включень, викликаних флуктуаціями шуму, ми прийняли особливості, які можна побачити лише на двох або більше зображеннях.

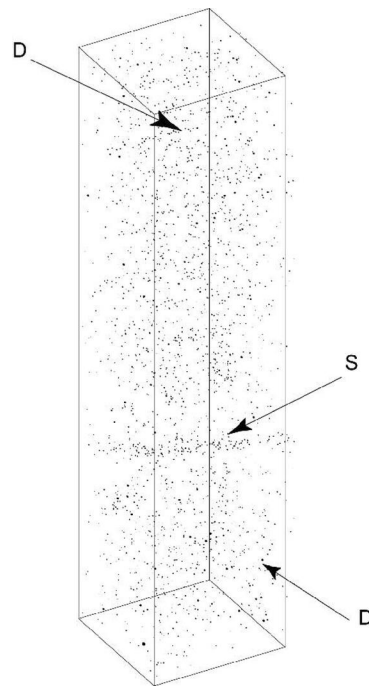


Рисунок 4.3 – Тривимірний розподіл включень Te в зразку CdZnTe. [24]

На рис. 4.3 показано один репрезентативний тривимірний розподіл включень Te, оцінений для зразка кристалу CdZnTe розмірами $1 \times 1.5 \times 5$ мм. Включення слідує за закономірностями дислокації, що призводить до локальних варіацій їх розподілу на субміліметровому масштабі. Чітко видно включення, що відмічають лінійні дислокації і межі субзерен. Такі дефекти породжують локальні варіації розподілу включень, які в іншому випадку були б випадковим чином розподілені у межах зразка.

Іншою цікавою особливістю на рис. 4.3 є безперервна смуга, заповнена включеннями, що простягаються від одного боку кристала до іншого; він ідентифікується як межа субзерен. Наявність дислокацій та меж субзерен у зразку підтверджували дифракційною топографією білого променя. Зауважимо, що включення Te, захоплені дислокаціями, зазвичай розглядаються як клітинні структури на 2D-зображеннях. Вони можуть вплинути на продуктивність пристрою.

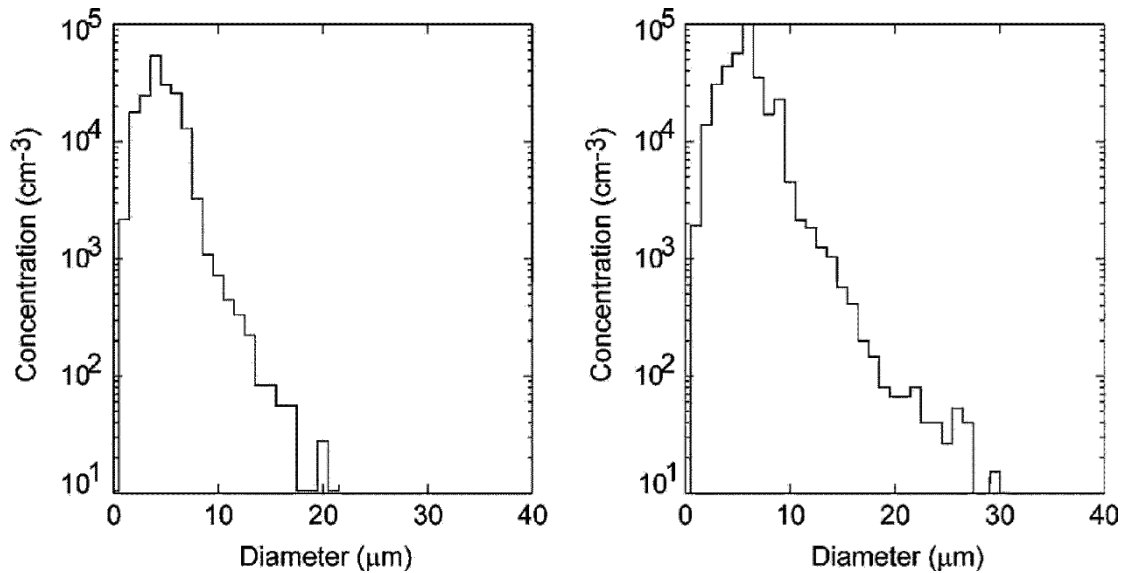


Рисунок 4.3 – Типові розподіли за розмірами включень Те, оцінені для двох репрезентативних зразків CdZnTe з двох партій [24]

На рис. 4.4 зображено типові розподіли за розмірами включень Те, оцінені для двох репрезентативних зразків із двох партій CdZnTe. Обидва розподіли досягають своїх максимумів при однаковому діаметрі близько 5 мкм, але правий край їх розподілу відрізняється, що добре видно на цьому напівлогарифмічному масштабі. Загальні концентрації включень оцінені шляхом інтегрування цих розподілів. На рис. 4.5 (а) показані розподіли концентрації включень у зразках.

Зміни концентрації включень Те у зразку також можуть вплинути на продуктивність детектору і, таким чином, можуть бути використані для характеристики якості кристалу CdZnTe. Такі варіації вказують на наявність у кристалах протяжних дефектів, наприклад, дислокацій, що охоплюють включення. На рис. 4.5 (b) показані типові зміни щільності включень Те, оцінені шляхом підрахунку загальної кількості (всіх розмірів) включень всередині 125 кубів зі стороною 1 мм. Різниця чітко спостерігається між розподілами для зразків CdZnTe, взятих з двох партій. Для порівняння на рис. 4.5 (c) показано теоретичний розподіл, розрахований з припущенням випадкового розподілу включень.

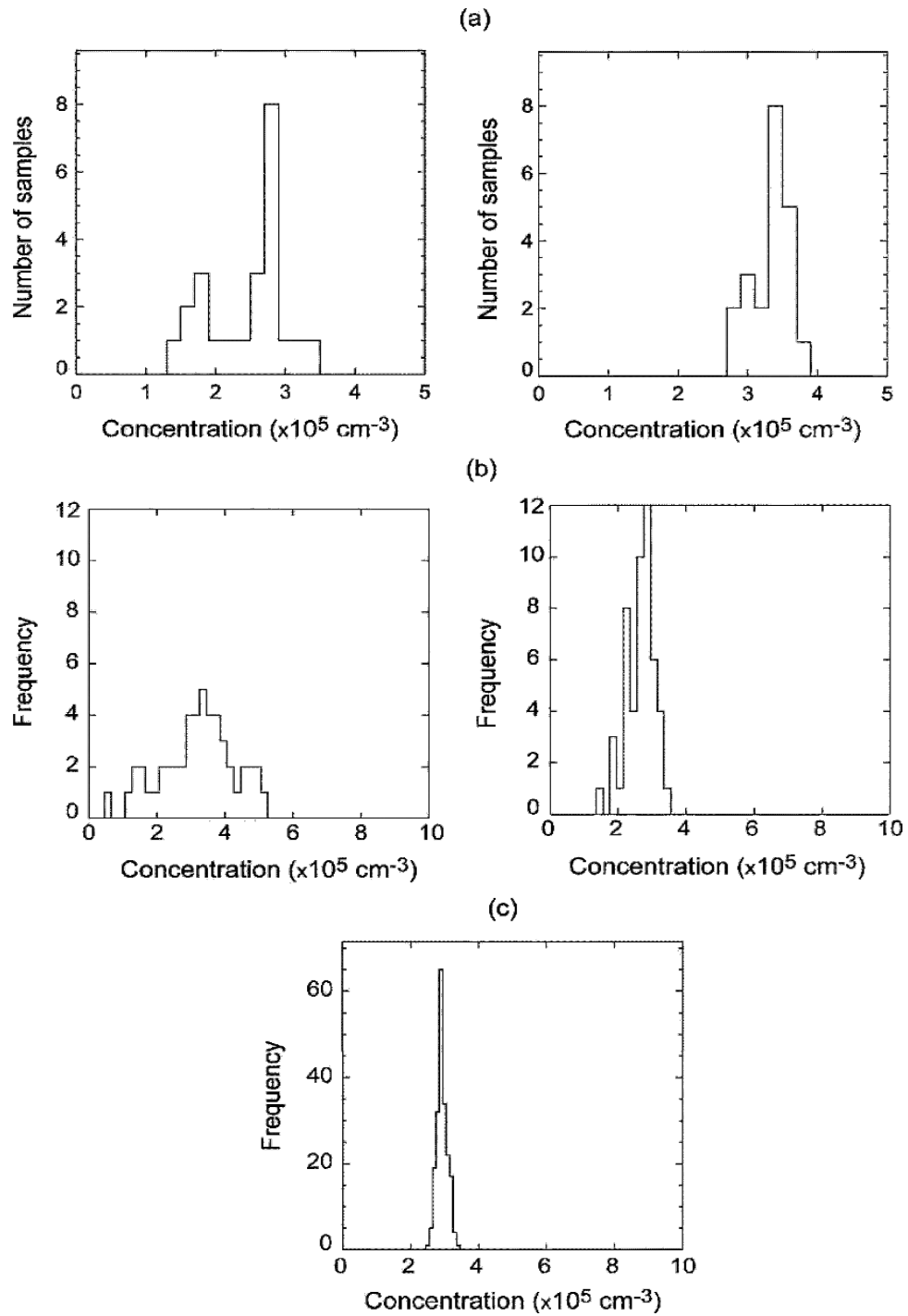


Рисунок 4.5 – (а) – Розподіл концентрацій, оцінених для зразків з двох партій.

(b) – Зміни концентрації включень в окремих зразках з двох партій. (c) – Теоретичний розподіл, очікуваний для випадкового розподілу включень Te

З включеннями телуру пов'язані два ефекти. По-перше, включення зменшують загальну кількість зібраного заряду, коли електронна хмара дрейфує до анода подібно до пасток, пов'язаних з точковими дефектами. Загальна кількість втраченого заряду пропорційна відстані дрейфу, яку проходить електронна хмара, і може бути описана експоненційною функцією розпаду з довжиною ослаблення заряду, λ . По-друге, оскільки включення захоплюють багато електронів за одну взаємодію з електронними хмарами, вони викликають великі коливання зібраного заряду.

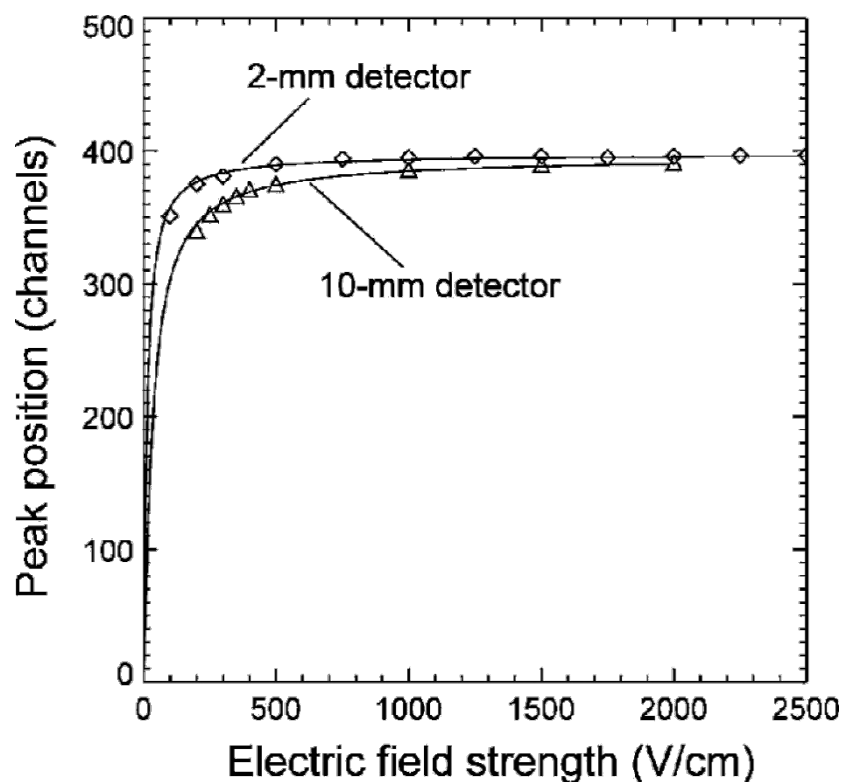


Рисунок 4.6 – Застосування модифікованого рівняння Гехта для узгодження даних із CdZnTe-детекторів товщиною 2 та 10 мм. [24]

На рисунку 4.6 показано графічний результат обробки даних з CdZnTe-детектора, опромінюваного фотонами з енергією 59,5 кеВ. Час формування підсилювача становив 10 мікросекунд. По результатам обробки даних, середній час життя електрону в кристалі становить 20 нс.

ВИСНОВКИ

У процесі виконання кваліфікаційної роботи проведено огляд літературних джерел, структуровано дані щодо теми роботи, обрано напрямок досліджень та результати, що необхідно отримати.

Розглянуто проблеми медичної радіології та вимірювання доз іонізуючого випромінювання, що отримують пацієнти та обслуговуючий медичний персонал.

Наведено класифікацію іонізуючого випромінювання з точки зору його видів і дії на організми, методи розрахунку дози іонізуючого випромінювання і одиниці вимірювання, що використовуються у розрахунках.

Детально розглянуто принципи роботи та будову напівпровідникових детекторів іонізуючого випромінювання. Серед таких детекторів одними з найбільш ефективних та перспективних є датчики на основі телуриду кадмію і цинку (CdZnTe). Вони, зокрема, не потребують охолодження до криогенних температур.

Детально розглянуто вплив включень телуру на ефективність детекторів на основі телуриду кадмію-цинку, наведено графіки розподілу концентрацій включень в зразках кристалу, визначений час життя електронів в кристалі CdZnTe з даною концентрацією включень телуру.

Розглянуто сучасний рівень розвитку конструкцій та технології напівпровідникових детекторів на основі CdZnTe і проблеми, які потребують розв'язання для підвищення їх ефективності, а саме: чутливості, енергетичної роздільної здатності, граничної експозиційної дози та ін.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Herzog B. A., Buechel R. R., Husmann L., Pazhenkottil A. P., Burger I. A., Wolfrum M., Nkoulou R. N., Valenta I., Ghadri J. R., Treyer V., Kaufmann P. A. Validation of CT Attenuation Correction for High-Speed Myocardial Perfusion Imaging Using a Novel Cadmium-Zinc-Telluride Detector Technique. *Journal of Nuclear Medicine*. 2010. Вип. 51, № 10. С. 1539–1544.
2. Iniewski K. CZT detector technology for medical imaging. *Journal of Instrumentation*. 2014. Вип. 9. С. C11001.
3. Kutcher G. J., Coia L., Gillin M., Hanson W. F., Leibel S., Morton R. J., Palta J. R., Purdy J. A., Reinstein L. E., Svensson G. K., Weller M., Wingfield L. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Medical Physics*. 1994. Вип. 21, № 4. С. 581–618.
4. Bradford Barber H. Applications of semiconductor detectors to nuclear medicine. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 1999. Вип. 436, № 1. С. 102–110.
5. Koulikov V., Lerman H., Kesler M., Even-Sapir E. ^{99m}Tc-MDP bone scintigraphy of the hand: comparing the use of novel cadmium zinc telluride (CZT) and routine NaI(Tl) detectors. *EJNMMI Research*. 2015. Вип. 5. С. 63.
6. Woolfenden J., Barber H. Radiation detector probes for tumor localization using tumor-seeking radioactive tracers. *AJR. American journal of roentgenology*. 1989. Вип. 153. С. 35–9.
7. MacKenzie J., Chen H., Awadalla S. A., Marthandam P., Redden R., Bindley G., He Z., Black D. R., Duff M., Amman M., Lee J. S., Luke P. N., Groza M., Burger A. Recent advances in THM CZT for Nuclear Radiation Detection. *MRS Online Proceedings Library*. 2009. Вип. 1164, № 1. С. 1004.
8. Cheuvart P., El-Hanani U., Schneider D., Triboulet R. CdTe and CdZnTe crystal growth by horizontal bridgman technique. *Journal of Crystal Growth*. 1990. Вип. 101, № 1. С. 270–274.

9. Jursinic P. A. Implementation of an in vivo diode dosimetry program and changes in diode characteristics over a 4-year clinical history. *Medical Physics*. 2001. Вип. 28, № 8. С. 1718–1726.
10. Litovchenko P. G., Barabash L. I., Rosenfeld A. B., Khivrich V. I., Zinets O. S., Kuts V. I., Marusan I. A., Petrov V. I., Sluchenzov G. F., Koval G. N., Fominych V. I., Belovodskiy L. F., Dumik A. I., Kiblik V. Ya. MOS Structure for Emergency Gamma and Proton Dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*. 1990. Вип. 33, № 1–4. С. 179–182.
11. Radiation dose reduction using a CdZnTe-based computed tomography system: Comparison to flat-panel detectors - Le - 2010 - Medical Physics - Wiley Online Library. .
12. Milbrath B. D., Peurrung A. J., Bliss M., Weber W. J. Radiation detector materials: An overview. *Journal of Materials Research*. 2008. Вип. 23, № 10. С. 2561–2581.
13. Chen H., Awadalla S. A., Iniewski K., Lu P. H., Harris F., Mackenzie J., Hasanen T., Chen W., Redden R., Bindley G., Kuvvetli I., Budtz-Jørgensen C., Luke P., Amman M., Lee J. S., Bolotnikov A. E., Camarda G. S., Cui Y., Hossain A., James R. B. Characterization of large cadmium zinc telluride crystals grown by traveling heater method. *Journal of Applied Physics*. 2008. Вип. 103, № 1. С. 014903.
14. Cherry S., Sorenson J., Phelps M. Physics in Nuclear Medicine. 2012.
15. Barrett H. H., Eskin J. D., Barber H. B. Charge Transport in Arrays of Semiconductor Gamma-Ray Detectors. *Physical Review Letters*. 1995. Вип. 75, № 1. С. 156–159.
16. Moszyński M., Syntfeld-Każuch A., Swiderski L., Grodzicka M., Iwanowska J., Sibczyński P., Szcześniak T. Energy resolution of scintillation detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2016. Вип. 805. С. 25–35.
17. He Z. Review of the Shockley-Ramo theorem and its application in semiconductor gamma-ray detectors. 2001.
18. Owens A., Peacock A. Compound semiconductor radiation detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2004. Вип. 531, № 1–2. С. 18–37.
19. Bettelli M., Sarzi Amadè N., Zanettini S., Nasi L., Villani M., Abbene L., Principato F., Santi A., Pavesi M., Zappettini A. Improved electroless

platinum contacts on CdZnTe X- and γ -rays detectors. *Scientific Reports*. 2020. Вып. 10, № 1. С. 13762.

20. Bolotnikov A. E., MacKenzie J., Chen E., Kumar F. J., Taherion S., Carini G., De Geronimo G., Fried J., Kim K., Girado L. O., Vernon E., James R. B. Performance of $8 \times 8 \times 32$ and $10 \times 10 \times 32$ mm³ CdZnTe position-sensitive virtual Frisch-grid detectors for high-energy gamma ray cameras. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2020. Вып. 969. С. 164005.
21. Balbaşı Ö., Ergunt Y., Doğru Ç., Kabukcuoglu M., Ünal M., Parlak M., Turan R. CdZnTe bulk crystal growth and temperature modeling studies at METU-CGL. SPIE, 2018.
22. Lachish U. CdTe and CdZnTe Crystal Growth and Production of Gamma Radiation Detectors. С. 13.
23. Lutz G. Effects of deep level defects in semiconductor detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 1996. Вып. 377, № 2–3. С. 234–243.
24. Bolotnikov A. E., Abdul-Jabbar N. M., Babalola O. S., Camarda G. S., Cui Y., Hossain A. M., Jackson E. M., Jackson H. C., James J. A., Kohman K. T., Luryi A. L., James R. B. Effects of Te Inclusions on the Performance of CdZnTe Radiation Detectors. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 2008. Вып. 55, № 5. С. 2757–2764.