

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ВОЛИНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ЛЕСІ УКРАЇНКИ**

Кафедра теоретичної та комп'ютерної фізики імені А. В. Свідзинського

На правах рукопису

БАЛЮК ОЛЬГА ВОЛОДИМИРІВНА

**ЛЮМІНЕСЦЕНТНІ ДЕТЕКТОРИ В РЕТРОСПЕКТИВНІЙ
ДОЗИМЕТРІЇ**

Спеціальність: 104 «Фізика та астрономія»

Освітньо-професійна програма «Фізика та астрономія»

Робота на здобуття освітнього ступеня «Магістр»

Науковий керівник:

ЗАМУРУЄВА ОКСАНА ВАЛЕРІЇВНА

кандидат фізико-математичних наук, доцент

РЕКОМЕНДОВАНО ДО ЗАХИСТУ

Протокол № _____

засідання кафедри теоретичної та комп'ютерної
фізики імені А. В. Свідзинського

від _____ 202_ р.

Завідувач кафедри

_____ Сахнюк В. Є.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ РЕТРОСПЕКТИВНОЇ ДОЗИМЕТРІЇ.....	5
1.1. Основні дозиметричні величини.....	5
1.2. Методи «дозиметрії аварій»	10
1.3. Матеріали ретроспективної дозиметрії.....	11
Висновок до 1 розділу	14
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРІВ ТЕРМОСТИМУЛЬОВАНОЇ ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЇ.....	15
2.1. Термолюмінесценція досліджуваних зразків	15
2.2. Термолюмінесцентна дозиметрія серед методів твердотільної дозиметрії.....	24
2.3. Фізичні основи та суть методу термолюмінесцентної дозиметрії	26
2.4. Основні відомості термолюмінесцентної дозиметрії та її характеристика.....	45
2.5. Сучасні напрямки розвитку термолюмінесцентної дозиметрії.....	51
Висновок до 2 розділу	56
РОЗДІЛ 3. ОСНОВНІ ДОСЯГНЕННЯ ТА МАЙБУТНЄ РЕТРОСПЕКТИВНОЇ ДОЗИМЕТРІЇ.....	58
3.1. Використання екранів мобільних телефонів в ретроспективній дозиметрії.....	58
3.2. Останні досягнення в області люмінесцентних детекторів.....	63
3.3. Значення люмінесцентних детекторів для сучасної дозиметрії	65
3.4. Майбутнє ретроспективної дозиметрії з використанням люмінесцентних детекторів	75
Висновок до 3 розділу	82
ВИСНОВКИ	83
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	85

ВСТУП

Актуальність теми. У випадку радіаційної ситуації, коли опромінено значну кількість людей, важливо та складно оцінити поглинену дозу, яку отримали реципієнти. Відділення осіб, які зазнали небезпечного опромінення, від "тривожних осіб" вимагає багато часу та зусиль. Швидка та точна оцінка випадково накопичених доз опромінення є обов'язковою для того, щоб медичні установи могли правильно ідентифікувати та сортувати осіб, які зазнали опромінення, а потім консультувати їх та направляти на відповідне лікування. Дослідження, проведені після ядерних подій, також є важливими.

У випадку опромінення населення в результаті радіаційного інциденту потрібна методика визначення поглиненої дози, якщо персональні дозиметри відсутні. Однією з таких методик є ретроспективна дозиметрія, яку можна назвати "дозиметрією без дозиметра", що є одним з найважливіших інструментів "аварійної дозиметрії".

У зоні ураження є ряд об'єктів, які можуть бути застосовані як природні дозиметри. З цією метою досліджувався кварц, матеріали для ремонту зубів, цегла, гіпсокартонні плити для стін, цемент, ліки, компоненти мобільних телефонів, SIM-карти, інтегральні схеми, банківські картки, банкноти, монети, нігті, зубна емаль, годинникове скло, скляні пляшки, крила комах, порцеляна, пил, кухонна сіль та інші. Застосовувані в ретроспективній дозиметрії матеріали повинні мати високу радіаційну чутливість (зокрема, хорошу чутливість до низьких доз), а також відповідати спеціальним вимогам для екстреної дозиметрії, таким як швидка підготовка проб і надійність вимірювання. Крім того, це має бути відносно поширений носій, повсюдно доступний як випадковий дозиметр.

Тому особливий інтерес становлять особисті речі, які носять близько до тіла. Велика частина населення носить мобільний телефон біля тіла, тому його можна розглядати як випадковий дозиметр. Аналіз досліджень, щодо матеріалів, які можуть використовуватись в ретроспективній дозиметрії,

показав, що певні електронні частини мобільного телефону придатні як аварійні дозиметри. Окрім електронних компонентів на друкованій платі, скло з дисплеїв мобільних телефонів також виявилось потенційно корисним як дозиметричний матеріал.

З огляду на вищенаведене **метою даної роботи** було вивчити можливість використання стекел комерційно доступних мобільних телефонів для оцінки дози в ретроспективній дозиметрії.

Для досягнення поставленої мети виконувались наступні **завдання**:

- здійснити літературний огляд, щодо використання матеріалів та методів в ретроспективній дозиметрії;
- підготувати зразки екранів телефонів Iphone 7, TECNO spark 6 та Хіаомі до вимірювань;
- мінімізувати фоновий сигнал, не викликаний радіацією, шляхом видалення шару поверхні скла за допомогою травлення;
- дослідити чутливість зразків до опромінення дозою 1 Гр;
- дослідити дозову залежність максимальної інтенсивності термолюмінесценції;
- надати додаткову важливу інформацію, щодо використання екранів мобільних телефонів в ретроспективній дозиметрії.

Об'єкт дослідження: матеріали, які мають перспективу використання в ретроспективній дозиметрії.

Предмет дослідження: екрани мобільних телефонів Iphone 7, TECNO spark 6 та Хіаомі.

Методи дослідження: термостимульована люмінесценція

Практичне значення отриманих результатів: отримані результати дають додаткову важливу інформацію, щодо потенціалу використання екранів комерційно доступних брендів мобільних телефонів Iphone 7, TECNO spark 6 та Хіаомі в якості «аварійних дозиметрів». Встановлено, що серед досліджених матеріалів зразок екрана Iphone є найбільш перспективним для цілей ретроспективної дозиметрії.

Структура та обсяг роботи. Робота складається зі вступу, трьох розділів, загальних висновків, списку використаних джерел.

РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ РЕТРОСПЕКТИВНОЇ ДОЗИМЕТРІЇ

1.1. Основні дозиметричні величини

Дозиметрія, що походить від грецьких слів "dosis" (частка, порція) та "metreo" (вимірюю), є галуззю ядерної фізики. Вона займається вивченням фізичних величин, які описують поле іонізуючого випромінювання та його взаємодію з матерією, а також методами та принципами визначення цих величин. Дозиметрія використовується для вирішення двох основних завдань: 1) виявлення джерел випромінювання та визначення їх типу, кількості та енергії; 2) визначення ступеня впливу випромінювання на об'єкт. Основними дозиметричними величинами є поглинена доза, еквівалентна доза та експозиційна доза.

Поглинена доза є основною величиною, яка використовується в дозиметрії. Вона визначається, як кількість енергії іонізуючого випромінювання, поглиненої одиницею маси опроміненої речовини. Одиницею поглиненої дози є джоуль на кілограм [Дж/кг], що відповідає енергії одного джоуля будь-якого іонізуючого випромінювання, поглиненого масою одного кілограма опроміненої речовини. У системі СІ одиниця поглиненої дози називається грей [Гр], $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$ [1]. Позасистемною одиницею поглиненої дози є рад. Один рад дорівнює поглиненій енергії в 10^{-5} Дж/кг будь-якій речовині, $1 \text{ рад} = 10^{-5} \text{ Дж/кг} = 0,01 \text{ Гр}$.

Експозиційна доза (фотонного, рентгенівського й гамма-випромінювання) - це кількісна характеристика випромінювання, яка базується на здатності випромінювань іонізувати повітря. За одиницю експозиційної дози в системі СІ прийнята така доза, при якій в 1 кг сухого повітря утворюються іони, що несуть заряд в 1 Кл електрики кожного знаку [Кл/кг]. В практичній діяльності часто

використовують позасистемну одиницю вимірювання експозиційної дози, яка називається рентген [Р].

Еквівалентна доза визначається, як добуток поглиненої дози для даного виду випромінювання, на середнє значення вагового коефіцієнта (коефіцієнта якості) цього випромінювання у даному елементі – біологічній тканині або органі. Одиницею СІ для еквівалентної дози є зіверт (Зв) [1]. Позасистемною одиницею є бер (біологічний еквівалент рентгенівського випромінювання), $1 \text{ бер} = 0,01 \text{ Зв}$.

Еквівалентна доза - доза опромінення, що характеризує біологічну дію будь-якого випромінювання в порівнянні з гамма або рентгенівським випромінюванням. Це дозиметричне значення характеризується коефіцієнтом якості випромінювання, який показує, наскільки часто тип випромінювання, що оцінюється, є більш біологічно небезпечним, ніж гама- чи рентгенівське випромінювання.

Ефективна еквівалентна доза - це доза, яка показує вражаючу дію радіації на окремі органи організму. Ця доза використовується у випадках нерівномірного опромінення організму, оскільки різні органи людського організму по-різному реагують на вплив іонізуючого випромінювання [2, с. 10].

Наприклад, при одній і тій же еквівалентній дозі опромінення рак легенів більш імовірний, ніж рак щитовидної залози.

Радіаційний дозиметр — це пристрій, інструмент або система, яка вимірює або оцінює, прямо чи опосередковано, величини експозиції, поглинену дозу або еквівалентну дозу, або їх похідні за часом (швидкості) або відповідні кількості іонізуючого випромінювання. Дозиметр разом із зчитувальним пристроєм називають дозиметричною системою. Вимірювання дозиметричної величини — це процес знаходження значення величини експериментально з використанням дозиметричних систем. Результатом вимірювання є значення дозиметричної величини, виражене у вигляді добутку числового значення на відповідну одиницю.

Щоб функціонувати як радіаційний дозиметр, дозиметр повинен володіти принаймні одним фізичним ефектом, який є функцією вимірної дозиметричної величини і може бути використаний для радіаційної дозиметрії з відповідним калібруванням. Щоб бути ефективними, радіаційні дозиметри повинні володіти кількома важливими характеристиками. Наприклад, у променевої терапії важливим є точне знання як поглиненої дози у воді в певній точці, так і її просторового розподілу, а також можливість отримати дозу для органу. У цьому контексті бажані властивості дозиметра будуть характеризуватися точністю та прецизійністю, лінійністю, залежністю від дози або потужності дози, енергетичним відгуком, залежністю від напрямку та просторовою роздільною здатністю. Очевидно, що не всі дозиметри можуть задовольняти всім характеристикам, тому вибір радіаційного дозиметра та його зчитувального пристрою має бути зваженим, враховуючи вимоги вимірної ситуації, наприклад, у радіаційній терапії іонізаційні камери рекомендуються для калібрування променя та інших дозиметрів, такі як ті, що обговорюються нижче, підходять для оцінки розподілу дози (відносна дозиметрія) або перевірки дози.

У дозиметрії променевої терапії невизначеність, пов'язана з вимірюванням, часто виражається в термінах точності та прецизійності.

Точність дозиметричних вимірювань визначає відтворюваність вимірювань за аналогічних умов і може бути оцінена за даними, отриманими при повторних вимірюваннях. Висока точність пов'язана з малим стандартним відхиленням розподілу результатів вимірювань. Точність дозиметричних вимірювань – це близькість їх очікуваного значення до «справжнього значення» вимірюваної величини [32, с. 89]. Результати вимірювання не можуть бути абсолютно точними, а неточність результату вимірювання характеризується як невизначеність. Невизначеність – це параметр, який описує розкид вимірних значень величини; оцінюється статистичними методами (тип А) або іншими методами (тип Б), не має відомий знак і зазвичай вважається симетричним.

Похибка вимірювання – це різниця між виміряним значенням величини та «справжнім значенням» цієї величини.

- Помилка має як числове значення, так і знак.
- Як правило, похибки вимірювання точно невідомі, але вони оцінюються найкращим чином і вносяться поправки на них.
- Після застосування всіх відомих поправок очікуване значення для помилок має дорівнювати нулю, а єдиними величинами, що викликають занепокоєння, є невизначеності.

Стандартні невизначеності типу А

- Якщо вимірювання дозиметричної величини x повторюється N разів, то найкращою оцінкою для x є \bar{x} , середнє арифметичне значення всіх вимірювань x_i :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i . \quad (1.1)$$

- Стандартне відхилення σ_x характеризує середню невизначеність для окремого результату x_i і визначається як:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} . \quad (1.2)$$

- Стандартне відхилення середнього значення визначається як:

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} . \quad (1.3)$$

- Стандартна невизначеність типу А, позначена як u_A , визначається як стандартне відхилення середнього значення, $u_A = \sigma_{\bar{x}}$.
- Стандартну невизначеність типу А отримують шляхом статистичного аналізу повторних вимірювань і, в принципі, її можна зменшити шляхом збільшення кількості вимірювань.

Стандартні невизначеності типу В

- Стандартні невизначеності типу В, u_B не можна оцінити шляхом повторних вимірювань, скоріше це розумні припущення або наукове судження щодо нестатистичних невизначеностей, пов'язаних із вимірюванням. Вони включають вплив на процес вимірювання, застосування поправочних коефіцієнтів або фізичні дані, взяті з літератури.
- Часто припускають, що стандартні невизначеності типу В мають розподіл ймовірностей, такий як нормальний (гаусівський) або прямокутний розподіл (рівна ймовірність будь-де в заданих межах).
- Стандартну невизначеність типу В можна отримати шляхом оцінки межі, за якою значення фактора не буде залежати, і частка цієї межі приймається як u_B . Дріб вибирається відповідно до припущеного розподілу [39, с. 51].

Деякі матеріали, поглинаючи випромінювання, зберігають частину поглиненої енергії в метастабільних станах. Коли ця енергія згодом виділяється у вигляді ультрафіолетового, видимого або інфрачервоного випромінювання світла, це явище називається люмінесценцією. Відомі два типи люмінесценції: флуоресценція та фосфоресценція, залежно від часу затримки між стимуляцією та випромінювання світла. Флуоресценція відбувається із затримкою в часі від 10^{-10} до 10^{-8} секунд; фосфоресценція із затримкою часу, що перевищує 10^{-8} секунд. Процес фосфоресценції можна прискорити відповідним збудженням у вигляді тепла або світла.

Якщо збуджуючим агентом є тепло, явище відоме як термолюмінесценція, а матеріал називається термолюмінесцентним матеріалом або термолюмінесцентним дозиметром, якщо він використовується для цілей дозиметрії.

Якщо збудником є світло, це явище називається оптично стимульованою люмінесценцією. Високоенергетичні вторинні заряджені частинки, зазвичай

електрони, які утворюються в первинній взаємодії фотонів з речовиною, головним чином відповідають за відкладення енергії фотонів у речовині.

У кристалічному твердому тілі ці вторинні заряджені частинки вивільняють численні вільні електрони та дірки з низькою енергією через іонізацію атоми та іони. Утворені таким чином вільні електрони та дірки або рекомбінуються, або потрапляють у пастку для електронів чи дірок, відповідно, десь у кристалі. Пастки можуть бути власними або можуть бути введені в кристал у вигляді дефектів решітки, що складаються з вакансій або домішок. Взагалі відомо два види пасток: накопичувальні пастки та центри рекомбінації.

1.2. Методи «дозиметрії аварій»

Термін "ретроспективний" від латинського *retro-spectare*, що перекладається як "огляд назад", зазвичай використовується для опису подій, що вже сталися. Так, багато методів дозиметрії можна вважати ретроспективними, оскільки вони базуються на вимірюванні дози, отриманої в минулому.

Ретроспективна дозиметрія використовує метод люмінесценції для оцінки доз, який полягає в тому, що енергія випромінювання зберігається в кристалічній структурі люмінофора, і інформацію про дозу можна відновити за допомогою відповідної стимуляції. В залежності від типу стимуляції, що застосовується до люмінофора, відрізняють термолюмінесценцію, де люмінесценція вимірюється при нагріванні матеріалу, та оптично стимульовану люмінесценцію, де люмінесценція випромінюється під впливом світлової стимуляції [51, с. 122]. Щодо ретроспективної дозиметрії, було запропоновано, що термолюмінесценція має перевагу над оптично стимульованою люмінесценцією, оскільки вона може вимірювати більш широкий спектр світлового сигналу.

Метод термолюмінесценції полягає у вимірюванні люмінесценції, випромінюваної детектором під впливом термічної стимуляції. Теорія

енергетичних зон припускає існування дозволених діапазонів енергії, це валентна зона і зона провідності, між якими є заборонена зона (рис.1.1).

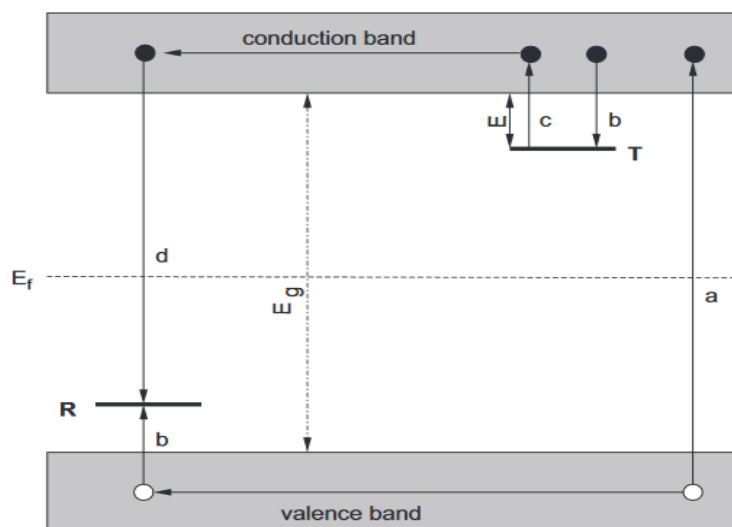


Рис.1.1. Модель зон енергії, що показує електронні переходи в матеріалі ТЛ відповідно до простої дворівневої моделі [9].

У забороненій зоні, яка існує в реальних кристалах, є локальні енергетичні рівні (на рис.1.1. R, T) (дефекти решітки), які можуть діяти як пастки. Носії заряду, що генеруються під дією іонізуючого випромінювання (рис.1.1. a), можуть потрапляти в пастки (рис.1.1. b), де вони залишаються деякий час, поки не почне діяти стимуляція. У випадку термолюмінесцентної люмінесценції - нагрівання, фактором люмінесценції є вивільнення електронів з пасток (рис.1.1. c), коли електрон рекомбінує з діркою на центрі рекомбінації (рис.1.1. d). Величина люмінесценції пропорційна кількості електронів у пастках, а отже, дозі радіації. Результатом вимірювання термолюмінесценції з лінійною швидкістю нагрівання є крива у формі піку (крива свічення), характерна для даної пастки [8, с. 18].

1.3. Матеріали ретроспективної дозиметрії

У випадку радіаційної екстренної ситуації в областях, де стандартні детектори не доступні, для оцінки поглиненої дози можна використовувати такі

матеріали: кварц, що знаходиться в цеглі та кераміці; цемент; інтегровані схеми, SIM-карти, пил, зубна емаль, грошові купюри, банківські картки, візитки, скло годинника, крила комах та інше.

Протягом останніх 40 років для оцінки доз опромінення населення використовувалися керамічні матеріали. Різні форми цементних матеріалів є цікавими як альтернатива керамічним будівельним матеріалам, оскільки вони містять наповнювачі з дрібним або зернистим кварцом. [4].

В роботі [20] повідомлено про використання емалі зубів в якості «аварійного детектора» (рис.1.2., 1.3). Встановлена лінійна дозова залежність.



Рис.1.2. Загальний вигляд зразків [20].

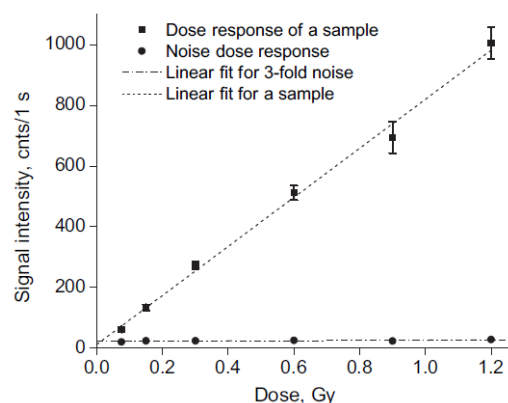


Рис.1.3. Дозова залежність репрезентативного зразка [20].

Таким чином, емаль зубів може бути використана в екстренній дозиметрії [20]. Чіпи кредитних карт, які видані різними американськими банками, були предметом дослідження, яке проводили Шолом і МакКівер (рис.1.4, 1.5) [21].



Рис.1.4. Приклад кредитної картки з чіпом [21]

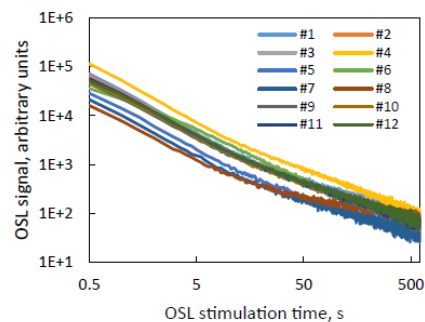


Рис.1.5. Вихідні сигнали оптично стимульованої люмінесценції від 12 кредитних карток, опромінених дозою 7 Гр [21].

Характеристики дози для досліджуваних зразків були лінійними в діапазоні 0–7 Гр. Значення мінімальної виявленої дози становили від 7,9 мГр до 26,3 мГр [21]. Також предметом дослідження стали банкноти, [5] (рис.1.6).

Фрагменти банкнот

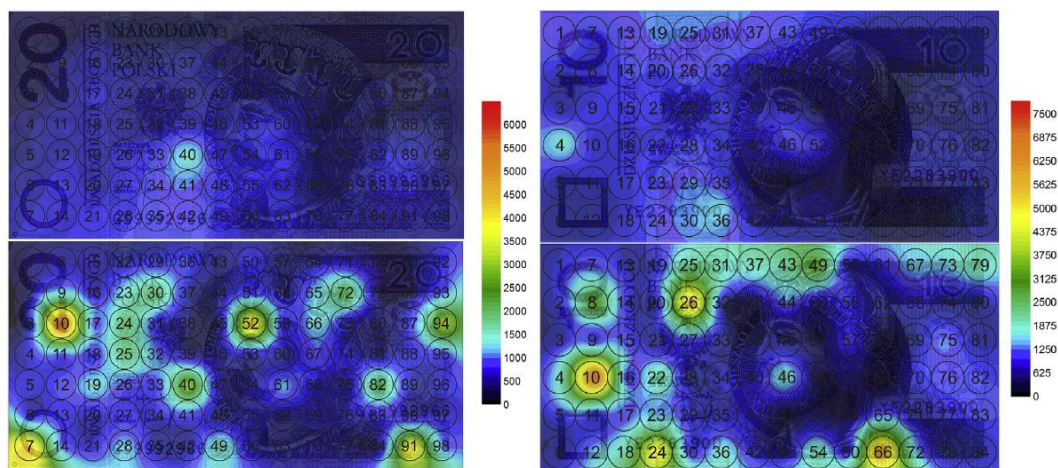


Рис.1.6. Картування сигналу оптично стимульованої люмінесценції: вгорі - відсутність опромінення, внизу - сигнал OSL після опромінення дозою 1 Гр [5].

які були чутливі до іонізуючого випромінювання, характеризувались лінійною дозовою реакцією та сильним загасанням сигналу протягом перших 48 годин,

яке потім стабілізувалося та залишалося на рівні 35% від початкового сигналу [5]. В роботах [12, 13] показано, що певні електронні частини мобільного телефону придатні як аварійні дозиметри. Окрім того, скло з дисплеїв мобільних телефонів також виявилось потенційно корисним як дозиметричний матеріал. Велика частина населення носить мобільний телефон біля тіла, тому його можна розглядати як випадковий дозиметр.

Висновок до 1 розділу

Дозиметрія є важливою галуззю ядерної фізики, яка займається вивченням фізичних величин, що описують поле іонізуючого випромінювання та його взаємодію з речовинами. Основними дозиметричними величинами є поглинена доза, еквівалентна доза та експозиційна доза. Вони використовуються для виявлення джерел випромінювання, визначення їх типу, кількості та енергії, а також для визначення ступеня радіаційного опромінення об'єктів.

Ретроспективна дозиметрія, яка оцінює дози за допомогою люмінесцентного методу, є важливим інструментом у разі радіаційних аварій. За допомогою цього методу для вимірювання дози, отриманої в минулому, можна використовувати різні матеріали, такі як кварц, цемент, інтегральні схеми, SIM-карти, пил, зубну емаль, банкноти, банківські картки, візитні картки, годинники, скло та інше.

Таким чином, було зроблено висновок, що дозиметрія та ретроспективна дозиметрія відіграють важливу роль у виявленні та вимірюванні іонізуючого випромінювання, що важливо для забезпечення безпеки людей у разі радіаційної аварії.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРІВ ТЕРМОСТИМУЛЬОВАНОЇ ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЇ

2.1. Термолюмінесценція досліджуваних зразків

Для дослідження оптично стимульованої люмінесценції та термолюмінесценції використовується зчитувальний пристрій Risoe TL/OSL-DA-20, який здатний вимірювати як сигнали термолюмінесценції, так і оптично стимульованої люмінесценції за однакових налаштувань. Вважалося, що оптично стимульована люмінесценція має переваги чутливості, малого сигналу нульової дози та швидкого зчитування над технікою ТЛ [15]. Проте, запис сигналу оптично стимульованої люмінесценції у зчитувальному пристрої Risoe TL/OSL-DA-20 має бути обмежений за допомогою оптичного смугового фільтра (Ноуа U-340 з вікном пропускання 270-380 нм), який запобігає потраплянню стимулюючого світла на фотопомножувач системи зчитування, тоді як для запису термолюмінесценції такого обмеження немає. Запис сигналу термолюмінесценції може бути покращений, якщо оптичний фільтр (Ноуа U-340, який був необхідний для запису сигналу оптично стимульованої люмінесценції), буде видалено під час зчитування термолюмінесценції [16].

Термостимульована люмінесценція, або термолюмінесценція, спостерігається шляхом нагрівання зразка з постійною швидкістю приблизно до 460°C і реєстрації випромінюваної люмінесценції як функції температури. Схематична діаграма зчитувача термолюмінесценції показана на рис. 2.1.

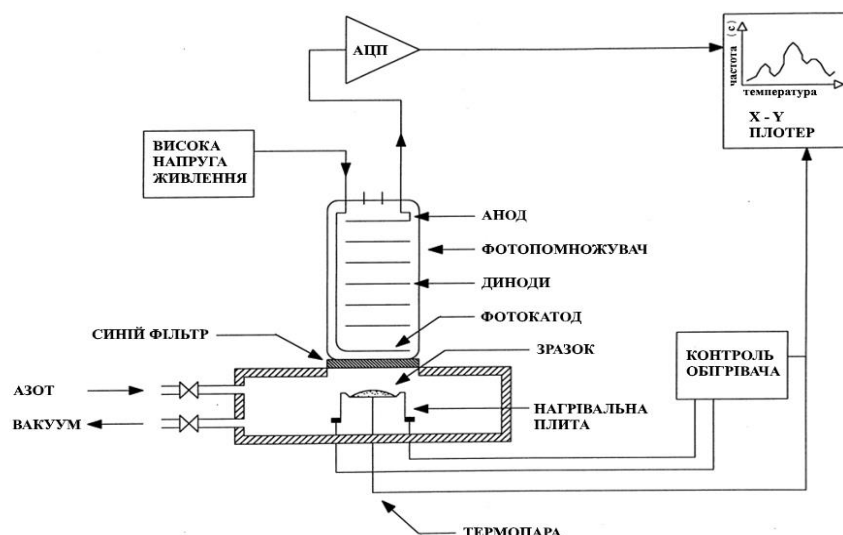


Рис. 2.1. Схематична діаграма зчитувальної системи

Сигнал термолюмінесценції відзначається "кривою світіння" з виразними піками, які з'являються при різних температурах, пов'язаних з електронними пастками. Ці пастки відповідають за дефекти в структурі решітки. Коли електрон потрапляє в пастку, він вивільняється через теплові коливання решітки. Зі збільшенням температури ці коливання стають більш інтенсивними, і ймовірність вивільнення збільшується, електрони рекомбінують з захопленими "дірками", що призводить до термолюмінесценції. Час життя захоплених електронів змінюється в залежності від глибини пастки; пастки з низькою температурою термічно спустошуються швидше, ніж глибокі пастки. Стабільні піки світіння, які можна використовувати для датування, зазвичай з'являються при 300°C або вище.

Нами для дослідження були використані стекла мобільних телефонів Iphone 7, Xiaomi та TECNO spark 6. Дисплеї спочатку механічно витягли із мобільних пристроїв, знімали пластикову плівку та кольоровий піксельний шар. Згодом зразки скла очищали етанолом, а потім розрізали на частини розмірами $5 \times 5 \text{ мм}^2$, такий розмір зразків придатний для розміщення в комірках зчитувача Risoe TL/OSL-DA-20 (рис.2.2). Кожен зразок зважували за допомогою електронних ваг.



Рис.2.2. Зчитувальний пристрій Risoe TL/OSL-DA-20

При вимірюванні термолюмінесценції зразки нагрівалися з постійною швидкістю, за допомогою нагрівальної смуги. Контроль температури здійснювався за допомогою вбудованої термопари. Показання термолюмінесценції були записані до 460°C з швидкістю нагріву $5^{\circ}\text{C}/\text{с}$. Опромінення проводили за допомогою вбудованого еталонного джерела бетта випромінювання ($\text{Sr-90}/\text{Y-90}$) з потужністю поглиненої дози $41,9 \text{ мГр}/\text{с}$, яка визначалась для зерен кварцу. Як показано в [19], ці значення також можуть бути застосовані для зразків скла.

При ретроспективній оцінці дози осіб, які потенційно зазнали впливу іонізуючого випромінювання після аварії, дозиметрія з інертними матеріалами може доповнювати або використовуватися як альтернатива біодозиметричним аналізам.

Дозиметрія, заснована на таких фізичних методах, як електронний парамагнітний резонанс, термолюмінесценції або оптично стимульована люмінесценція, забезпечує вимірювання поглиненої дози в різноманітних матеріалах шляхом вимірювання радіаційного пошкодження, викликаного ними. Тому матеріали, що містяться в особистих речах, можна збирати та використовувати майже як фізичні персональні дозиметри. Портативні електронні пристрої, наприклад мобільні телефони, MP3-плеєри, годинники,

фотоапарати, USB-накопичувачі, є дуже доречними особистими речами, оскільки сьогодні ними володіють і носять усі групи значної частини населення.

Тут присутня комбінована система вимірювання дози, яка базується на використанні вимірювання різних компонентів одного портативного електронного пристрою (зокрема, мобільних телефонів). Мінеральне скло, що використовується у вітринах, і підкладки, багаті глиноземом, містяться в електронних компонентах (наприклад, резисторах тощо), які використовуються в електронні плати під дією опромінення набувають парамагнітних або люмінесцентних властивостей.

У разі великомасштабної радіологічної аварії сортування постраждалих відповідно до їх ступеня експозиція є важливим початковим кроком. Ретроспективні дозиметричні методи є важливими інструментами в ведення радіологічної масової ураження та може забезпечити своєчасну оцінку радіаційного опромінення населення в цілому. Це виявлення опромінених людей, яким необхідно надати медичну допомогу можливо.

Низка дозиметричних інструментів зараз використовується або потенційно доступна, але всі вони повинні бути адаптовані і перевірено на масштабний надзвичайний сценарій. Ці інструменти базуються на біологічних аналізах (наприклад, цитогенетиці) або інертних матеріалах, зібраних з особистих предметів.

Методи відрізняються специфічністю і чутливістю до випромінювання, стабільністю сигналу і швидкістю виконання. Масштабна радіологічна надзвичайна ситуація може приймати різні форми. На основі сценаріїв надзвичайних ситуацій слід застосовувати різні біодозиметричні інструменти, щоб інформація про дозу могла бути доступною з оптимальною швидкістю та точністю.

Віконні дисплеї в даний час базуються на рідкокристалічній технології. Ці дисплеї зазвичай мають два скла, між якими знаходяться рідкі кристали (альтернативна пропозиція: у цих дисплеях шар рідких кристалів зазвичай затиснутий між двома стеклами). Для підготовки зразка два скла розділяли

вручну, рідину видаляли спочатку за допомогою ацетону, потім водою і, нарешті, висушували на повітрі протягом кількох годин. Сенсорні вікна зазвичай мають одне або два додаткових скла, які за наявності не потребують очищення.

Принаймні одне зі стекол дисплея в кожному з них було покрито електродами у вигляді надзвичайно тонких плівок, нанесених на оболонки або вбудованих у скло. У техніці зараз більшість використовуваних електроди виготовлені з металів, присутність яких ускладнює вимірювання. Коли електроди наносилися на плівку, її видаляли механічним подряпанням. Коли електроди були вбудовані в скло, їх не можна було видалити, і зразок не вимірювався. Потім склянки подрібнювали на фрагменти за допомогою ступки та товкачика. В одній лабораторії скло врізали звичайні прямокутні частини розміром $2 \times 10 \text{ мм}^2$.

Монтажна плата містить різноманітні електронні компоненти. Більшість із них містить підкладку з кераміки, багатої на оксид алюмінію, яка чутлива до радіації та виявляється за допомогою оптично стимульованої люмінесценції. Компоненти, які були визначені як придатні для неї, це резистори, котушки індуктивності та конденсатори, оскільки вони мають відкриту керамічну поверхню, яку можна виміряти. Вони відрізняються головним чином розміром, тому їх класифікують відповідно до фізичних розмірів: великий розмір, проміжний розмір, малий розмір.

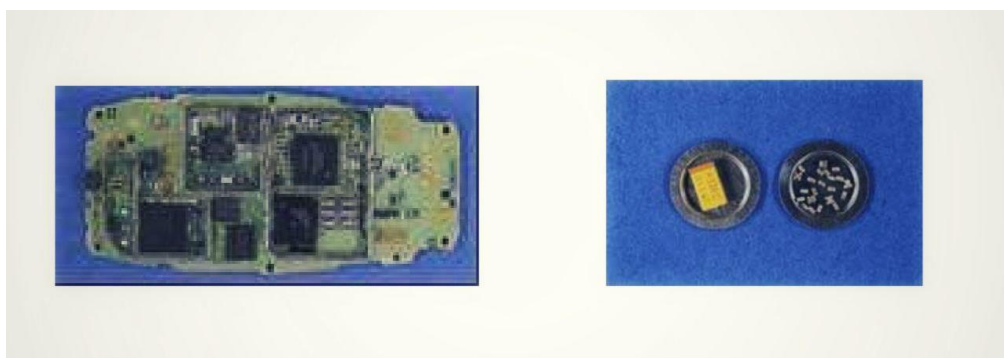


Рис. 2.3. Монтажна плата та дві склянки, які використовуються для вимірювання оптично стимульованої люмінесценції, містять конденсатор та 20 резисторів відповідно

Для конденсаторів не було зроблено жодної класифікації, оскільки їх розмір був дуже мінливим. Резистори та котушки індуктивності середнього або малого розміру зазвичай присутні у великих кількостях (>30 для проміжних резисторів на одній платі). Це дозволить виміряти принаймні 10 електронних систем за одне зчитування, таким чином покращуючи чутливість.

Малі електронні системи присутні в меншому відсотку, але сценарій може швидко змінитися з розвитком технологій. Конденсатори лише зрідка зустрічаються в мобільних телефонах останнього покоління. Компоненти були механічно витягнуті з електронних плат 5 мобільних телефонів і в одній лабораторії також очищені в ацетоні в ультразвуковій ванні протягом 15 хв. Потім компоненти помістили чутливою до випромінювання стороною вгору на чашки з нержавіючої сталі, розпорошені тонким шаром силіконового масла, щоб уникнути перекидання під час процесу зчитування сигналу оптично стимульованої люмінесценції.

З метою перевірки радіаційної чутливості кожен зразок опромінювався до 10 Гр і вимірювався через 30 хв після опромінення. Зразки знову опромінювали до 10 Гр і вимірювали через 10 днів після опромінення, щоб перевірити стабільність сигналу оптично стимульованої люмінесценції протягом тривалого часу. Крім того, щоб перевірити (і виправити) можливу наявність коливань чутливості, викликаних опроміненням або нагріванням, тестові дози (0,5 Гр для резисторів і індуктивності, 1 Гр для конденсаторів) доставляли до зразків після кожного процесу опромінення 10 Гр – зчитування [36, с. 81].

Вимірювання оптично стимульованої люмінесценції, як правило, виконувалися з десятьма компонентами, якщо їх не менше десяти компоненти можна знайти на друкованій платі. У цьому випадку було виміряно стільки компонентів, скільки було присутніх, і проаналізовано додаткову чашку з

двадцятьма компонентами (або стільки доступних компонентів, якщо їх було менше двадцяти). Обґрунтування цього підходу полягало в тому, щоб дослідити, чи може бути реалізована межа виявлення значно нижча за 1 Гр для довільного мобільного телефону, використовуючи або відповідну кількість, або компоненти середнього розміру, або відповідну відповідну кількість компонентів меншого розміру, як резервне копіювання.

Параметри зчитування, що використовуються для опромінення 10 Гр і тестової дози, такі: попереднє нагрівання при 120° С протягом 10 с; стимуляція синім світлом протягом 300 с при 100°С; усі залучені дослідні лабораторії використовували автоматизовані люмінесцентні зчитувачі (моделі Riso TL/OSL-DA15 та - DA 20). Підготовку зразків і вимірювання проводили в умовах червоного світла. Вимірювання проводили в потоці азоту, щоб зменшити наявність помилкових сигналів на кривих розпаду оптично стимульованої люмінесценції.

Аналіз форми сигнальної лінії неопроміненого скла та скла, опроміненого 10 Гр вітрин 65 МР, привів до визначення п'яти основних типологій спектрів. Спектри ЕПР були класифіковані кодами I-V . Відсоток доступності типів I, II і III був приблизно рівномірно розподілений (близько 30%) серед вимірюваних моделей дисплеїв. Тип IV зустрічався тільки в сенсорних екранах. Знайдено лише 3 келихи типу V. Близько 20% проб не могло бути виміряно через наявність металевих електродів, нанесених в них, і це потребує подальшого вивчення та вдосконалення методології підготовки зразків.

Спостережувані спектри здаються складними і складаються з різних сигналів, тобто вони, ймовірно, генеруються різними видами радикалів. З цього попереднього аналізу стало ясно, що представлене моделювання спектру буде необхідною для розкладання спектрів та визначення компонента, викликаного випромінюванням. Однак сигнал, індукований випромінюванням, був явно специфічним для опромінення, тобто відрізнявся від сигналу, що спостерігався

в неопромінений зразок у двох типах скла (коди I та IV), і використовувався для їх оцінки дози.

Усі зразки вимірювали повторно через 10 днів після опромінення. Сигнал все ще можна було виявити у всіх зразках скла через 10 днів після опромінення. У деяких окулярах через 10 днів спостерігалася втрата сигналу до 20%. На інших окулярах втрата сигналу не була виявлена або була в межах невизначеності вимірювання. Як зазначалося вище, спектр, ймовірно, складається з різних компонентів. Ймовірно, що спектри складаються зі стабільних і нестабільних компонентів, невирішених на цьому етапі дослідження. Підгонка моделювання спектру була використана протягом деякого проміжку часу, щоб розрізнити компоненти та визначити ті, які є стабільними в часі і, отже, які більш підходять для ретроспективної дозиметрії.

Таблиця. 2.1

Короткий опис властивостей п'яти типів скла, ідентифікованих у даній моделі

Код	Присутній в	Чутливий до радіації (Так/Ні)	Радіаційно специфічний (Так/Ні)
I	LCD і сенсорний екран	Так	Так
II	LCD	Так	Ні
III	LCD	Так	Ні
IV	Сенсорний екран	Так	Так
V	LCD	Ні	–

Найбільшу чутливість до випромінювання мають котушки індуктивності, а найменшу – конденсатори.

Мінімальна виявлена доза була оцінена за розрахунком середнього та стандартного відхилення сигналу оптично стимульованої люмінесценції усіх 5 непромінених зразків у шкірній лабораторії, а потім обчислення дози, що відповідає трьом стандартним відхиленням [41, с. 45]. Межа виявлення нижче 1

Гр була знайдена для всіх компонентів, хоча з деякими відмінностями, залежно від типу компонента, розміру та кількості доступних компонентів.

Однак у цих випадках завжди було більше 20 резисторів меншого розміру достатньої чутливості. Якщо компоненти, взяті до уваги, обидва розміри, присутні в достатній кількості в усіх мобільних телефонах, можна зробити висновок, що випромінювання показано може бути розміщено на оптично стимульованій люмінесценції на 100% усіх мобільних телефонів.

Сигнал оптично стимульованої люмінесценції опромінених електронних компонентів все ще чітко з'явився через 10 днів після опромінення. У всіх зразках спостерігалася втрата сигналу, а середнє значення залишкового сигналу становило 50%. Взагалі, резистори, демонструють більшу однорідну швидкість завмирання, ніж котушки індуктивності. Компонент із найменшими втратами сигналу (приблизно 30%) були індукторами малого розміру, хоча слід зазначити, що це спостерігалось лише на невеликій підмножині з 5 зразків і потребує подальшої перевірки [40, с. 105].

За допомогою яких було визначено п'ять різних типів скла: три для РК-дисплеїв, одне для сенсорних екранів смартфонів і одне для РК-дисплеїв і сенсорних екранів. У кожному мобільному телефоні, залежно від використовуваної технології, було від 2 до 4 скляних пластин.

Кількість доступного скла значно перевищує кількість, необхідну для вимірювань. Згідно з базою даних, у більшості яких скляні пластини зазвичай виготовляються з різних типів скла. Було виявлено, що 86 % мають принаймні одну скляну пластину зі скла, чутливого до радіації. Більшість зразків виявляють сигнал перед опроміненням, деякі вимагають розробки процедури деконволюції. Таким чином, на цьому етапі роботи було неможливо оцінити мінімальну виявлену дозу. Більшість окулярів демонструють деякі компоненти, викликані радіовипромінюванням, майже без втрати сигналу в розглянутій затримці.

Це, можливо, одна з головних переваг на склі, з можливістю повторного вимірювання є неруйнівним методом вимірювання [42, с. 56]. На друкованих

платах для цієї роботи було обрано п'ять різних типів електронних компонентів. Усі телефони, які використовувалися в дослідженні, мають принаймні один із цих компонентів, тому можна оцінити дозу у більшості доступних. Вибрані електронні системи не виявляють сигналу, який можна виявити до опромінення, що спрощує аналіз сигналу. За оцінками, мінімальна виявлена доза була нижчою за 200 мГр для всіх досліджуваних електронних компонентів, що значно нижче порогового значення, яке зазвичай розглядається для сортування популяції (~1 Гр). Основним недоліком цього аналізу є нестабільність сигналу оптично стимульованої люмінесценції (близько 50% втрати за 10 днів), тому необхідна корекція на затухання сигналу, що вимагає знання часу експозиції.

2.2. Термолюмінесцентна дозиметрія серед методів твердотільної дозиметрії

Зі зростанням ролі іонізуючих випромінювань майже в сферах діяльності людини постає проблема їх виявлення та вимірювання.

Останнім часом до традиційних дозиметричних завдань, таких як контроль радіаційного захисту людини та навколишнього середовища, клінічна та технологічна дозиметрія, додано завдання, пов'язані з утилізацією ядерних відходів, демонтажем ядерного заряду та ліквідацією наслідків масштабних радіаційних аварій, що сталися.

Види іонізуючого випромінювання, які необхідно реєструвати на практиці, можуть бути дуже різноманітними за фізичною природою.

Це фотонне електромагнітне випромінювання з енергією від одиниць кілоелектронвольт до кількох десятків мегаелектронвольт, а також фотонне випромінювання в ультрафіолетовому діапазоні, швидкі й повільні нейтрони, змішані поля гамма-нейтронів, протонів, α -частинок, швидких і повільних електронів.

Для реєстрації іонізуючих випромінювань різних фізичних властивостей використовуються методи, засновані на фізико-хімічних ефектах, які виникають при взаємодії випромінювання з речовиною.

В останні роки набули поширення методи твердотільної дозиметрії, в яких як сенсibilізатори детекторів випромінювання використовуються твердотільні напівпровідники або діелектрики [1, с. 41].

Фізичні процеси, що спостерігаються під час дії випромінювання на речовину і які є основою різних методів твердотільної дозиметрії.

Залежно від виконуваних завдань детектор можна розділити на два типи: тип роботи в режимі реального часу та тип зберігання .

Перший тип використовується у випадках, коли необхідно виміряти поточну інтенсивність потоків іонізуючого випромінювання безпосередньо під час його функціонування.

Детектори цього типу використовують ефекти випромінювання, такі як люмінесцентна сцинтиляція (сцинтиляційний детектор), індукована провідність (твердотільний детектор) або виділення тепла (калориметр).

У запам'ятовуючих детекторах, також відомих як пасивні детектори, «пам'ять» про активність іонізуючого випромінювання накопичується і зберігається протягом тривалого часу після припинення його активності.

У таких детекторах вільні заряджені частинки, утворені під впливом випромінювання, можуть бути локалізовані в центрах захоплення, тим самим змінюючи свій енергетичний стан.

Здатність безпосереднього виявлення таких центрів використовується в методах дозиметрії, заснованих на електронному парамагнітному резонансі або оптичному поглинанні.

Ці центри також можна повернути до початкового стану, застосувавши до них додаткову енергію (тепла або оптична стимуляція, розчинення матеріалу в рідині).

Інтенсивність світіння, електропровідність або екзоелектронна емісія, що спостерігаються в цьому випадку, служать мірою поглиненої дози випромінювання.

Залежно від використовуваного явища та методу збудження розрізняють методи пасивної дозиметрії на основі термостимульованої люмінесценції, зовнішньої електронної емісії, термостимульованої провідності, стимульованої фотолюмінесценції, люмінесценція та ін.

Можливе також спільне використання цих методів, що підвищує достовірність вимірювання, а також розширює функціональні можливості дозиметричної системи [6, с. 67].

Кумулятивні (інтегровані) напівпровідникові детектори дозволяють вирішувати завдання, де використання іонізаційних, сцинтиляційних або напівпровідникових дозиметрів, що працюють в режимі реального часу, пов'язане з деякими труднощами і технічними принципами.

Це передбачає вимірювання дуже високих і дуже низьких доз і потужностей поглиненої дози, імпульсного випромінювання тощо.

2.3. Фізичні основи та суть методу термолюмінесцентної дозиметрії

Серед інтегральних напівпровідникових детекторів найбільшого поширення набули термолюмінесцентні детектори іонізуючого випромінювання.

Основними особливостями термолюмінесцентних дозиметрів є висока чутливість, тривале зберігання поглинутої енергії, можливість використання декількох детекторів, незалежність від показів параметрів довкілля, універсальність у реєстрації різних видів випромінювання та повна автоматизація вимірювань і обробки результатів.

Термолюмінесцентна дозиметрія була розроблена як метод дозиметрії в період з 1950-х до 1970-х років.

Суть методу полягає в тому, що матеріал детектора має певні дефекти власного домішкового походження, так звані накопичувальні кристали фосфору, які після збудження іонізуючим випромінюванням випромінюють світло у видимому діапазоні під час подальшого нагрівання.

Кількість випущених фотонів пропорційна поглиненій дозі іонізуючого випромінювання.

Таким чином, поглинена доза випромінювання може бути визначена шляхом вимірювання інтенсивності випромінювання під час термічної активації детектора з відповідним калібруванням.

Компоненти системи термолюмінесцентної дозиметрії включають пасивний елемент для накопичення дози випромінювання, зчитувальний пристрій для вимірювання теплового випромінювання детектора після нагріву, алгоритм, придатний для перетворення виміряного сигналу термолюмінесценції на поглинуту дозу випромінювання, відповідну термічну обробку детектора (відпалювання), нагрівачі (відпалювання), нагрівачі (відпалювання), калібрувальні джерела, калібрувальні пристрої, калібрувальні пристрої для детекторів, калібрувальні пристрої для детекторів та інші засоби, необхідні для роботи і калібрування дозиметричних систем.

Фізичні процеси термолюмінесценції та її фундаментальні закони часто описуються доменною теорією твердого тіла в рамках кінетичних виразів. Під час збудження кристалічного фосфору іонізуючим випромінюванням у ньому утворюються вільні електрони та дірки.

Вільні носії можуть об'єднуватися один з одним або (локально) затримуватися на дефектах (енергетичних рівнях дефектів) і довгий час залишатися в цих метастабільних станах за кімнатної температури. У найпростішій моделі існує принаймні два локальні рівні, один з яких діє як пастка, а інший-як центр рекомбінації [52, с. 21]. При тепловому збудженні вивільняються носії заряду (електрони в смузі провідності і дірки у валентній смузі).

Носії з відповідних областей або збираються в пастці, або рекомбінують у відповідному рекомбінаційному центрі. У цьому випадку сам центр рекомбінації випромінює світло, а енергія збудження передається іншому центру (центру емісії), і спостерігається теплове випромінювання матеріалу.

Джерелом інформації про дозу є температурна залежність інтенсивності теплового випромінювання (крива теплового випромінювання) при нагріванні опромінюваного детектора.

За кінетики релаксації першого порядку (ймовірність відновного поглинання є малою) інтенсивність термолюмінесценції пропорційна концентрації пастки, що заповнює: найпростіша дворівнева модель дає змогу встановити основні закономірності процесу термолюмінесценції.

Процеси, що відбуваються в реальних кристалічних люмінофорах, складніші. Це пов'язано з тим, що в процесі рекомбінації зазвичай беруть участь кілька типів пасток і рекомбінаційних (люмінесцентних) центрів, які взаємодіють один з одним.

Тому виникають властивості термолюмінесценції, які неможуть бути описані простими моделями, але повинні враховуватися в дозиметрії. До них належать залежність чутливості від швидкості нагріву, аномальний розпад і занадто лінійна залежність від дози.

Для опису цих процесів проста модель модифікується шляхом введення додаткових центрів захоплення і рекомбінації. Термолюмінесцентну дозиметрію часто поділяють за галуззю застосування на персональну дозиметрію, дозиметрію доквілля, дозиметрію в медицині та радіотерапії, ретроспективну дозиметрію та гостру дозиметрію обстежених, датованих і вимірних доз радіації.

Кожна з цих галузей базується на розроблених методиках і відповідних матеріалах датчиків, що відповідають вимогам відповідного дозиметричного завдання.

Наприклад, в персональній дозиметрії основною вимогою до матеріалу детектора є його сумісність із живими тканинами, щоб для даного типу

опромінення та геометрії доза, поглинена детектором матеріалу, була ідентичною поглиненій дозі. Дозування поглинається живими тканинами.

Окремо варто відзначити вимірювання високих доз, яке стало актуальним в останні роки для відносно нових завдань, таких як контроль матеріалів і радіотерапія, стерилізація харчових продуктів, приготування харчових продуктів медичних виробів та інструментів [7].

Для цих цілей необхідно використовувати середні та високі дози опромінення (від 102 до 106 Гр), з яких найбільш відомі термолюмінесцентні матеріали використовуються рідко.

Тому актуальним є пошук матеріалів для детекторів з розширеними діапазонами вимірювання дози аж до великих доз опромінення.

За останні роки дозиметрія на основі оптично стимульованої люмінесценції зазнала значного розвитку.

Хоча цей метод відомий з кінця 1950-х років, у практичній дозиметрії він до останнього часу практично не використовувався через відсутність придатних для цих цілей кристалічних люмінофорів.

Метод оптичного збудження має кілька переваг перед термостимульованою люмінесценцією і за наявності відповідного матеріалу, створює передумови для серії використання в дозиметрії. Найбільш очевидною перевагою цього методу є можливість зчитувати сигнал чисто оптично без нагрівання детектора.

Це дозволяє уникнути технічних проблем, пов'язаних з відтворюваністю нагріву, проблем, пов'язаних із температурним гасінням люмінесцентних характеристик, які властиві іншим матеріалам, наприклад, Al_2O_3 , також дозволяє використовувати композиційних матеріалів на основі полімерної матриці.

Крім того, техніка, особливо режим імпульсного збудження, дозволяє повторювати зчитування сигналу, що у свою чергу, дозволяє підвищити точність вимірювання та відтворюваність.

При цьому детектор освітлюється (збуджується) світлом постійної інтенсивності, і в іншому спектральному діапазоні записується залежність інтенсивності світіння детектора від часу.

Інтенсивність люмінесценції детектора реєструється безперервно з моменту активації збуджуючого світла до кінця захоплення і зникнення відповідного люмінесценції детектора, реєструється як затухання, схоже на експоненціальну функцію [27, с. 58].

Вимірювання поглиненої дози – це лампова сума сигналу (інтегрована за кінетикою загасання люмінесценції над фоном).

Другий режим – це режим збудження лінійної модуляції. На відміну від режиму безперервної стимуляції, тут стимуляція виконується світлом, інтенсивність якого лінійно зростає з часом. У цьому режимі збудження вимірний сигнал спостерігається як асиметричний пік, максимальна інтенсивність якого (протягом часу) залежить від швидкості зростання інтенсивності збуджуючого світла та ефективної частки. Фотохімії відповідних сфер, які також порожні. Подібно до безперервного режиму збудження, поглинена доза вимірюється тут як світлова сума виміряного сигналу.

Третім можливим режимом оптичного збудження є імпульсний режим. На відміну від попередніх двох режимів збудження, в яких розділення світла збудження та вимірюваного світла виконувалося шляхом спектрального розділення, в імпульсному режимі використовується тимчасове розділення. Тобто сигнал записується не в межах імпульсів, а між імпульсами збуджуючого світла.

У той же час тривалість збуджуючого світлового імпульсу і час контролю імпульсу повинні бути коротшими, ніж час самостійного існування люмінесцентного центру, тому інтенсивність люмінесценції протягом періоду вимірювання залишається майже незмінною.

Вимірювання поглиненої дози тут є загальним сигналом, накопиченим протягом заданої кількості імпульсів збудження.

З відповідним вибором потужності збуджуючого світла, частоти наступних імпульсів збудження та загального часу накопичення (кількості імпульсів збудження) можна виконувати відтворення сигналів.

На сьогоднішній день висока ефективність методу імпульсного оптичного збудження була підтверджена лише для Al_2O_3 , який характеризується відносно довгим часом життя фотолюмінесценції ($\tau = 35$ мс при кімнатній температурі).

Термолюмінесценція — термічно активована фосфоресценція; найбільш видовищний і найвідоміший з ряду різних явищ, викликаних іонізуючим випромінюванням, викликаних термічною активацією [59, с. 63]. Його практичне застосування варіюється від археологічного датування кераміки до радіаційної дозиметрії.

Надається корисна феноменологічна модель механізму термолюмінесценції у термінах зонної моделі для твердих тіл. Накопичувальні пастки та центри рекомбінації, кожен тип яких характеризується енергією активації (глибиною пастки), що залежить від кристалічної твердої речовини та природи пастки, розташовані в енергетичному проміжку між валентною зоною та зоною провідності. Стани трохи нижче зони провідності представляють електронні пастки, стани трохи вище валентної зони є діркові пастки. Рівні захоплення порожні перед опроміненням, тобто діркові пастки містять електрони, а електронні пастки — ні.

Під час опромінення вторинні заряджені частинки піднімають електрони в зону провідності або з валентної зони (залишаючи вільну дірку у валентній зоні), або з порожньої діркової пастки (заповнюючи діркову пастку).

- Накопичувальна пастка просто затримує вільні носії заряду та вивільняє їх під час наступного нагрівання, що призводить до процесу термолюмінесценції, або опромінення світлом, що призводить до процесу оптично стимульованої люмінесценції.

- Носій заряду, що вивільнився з накопичувальної пастки, може рекомбінувати з захопленим носієм заряду протилежного знаку в центрі рекомбінації (центрі люмінесценції). Енергія рекомбінації принаймні частково випромінюється у вигляді ультрафіолетового, видимого або інфрачервоного світла, яке можна виміряти за допомогою фотодіодів або фотопомножувачів.

Система може досягти теплової рівноваги кількома способами:

1. Вільні носії заряду рекомбінують з енергією рекомбінації, яка перетворюється на тепло.

2. Вільний носій заряду рекомбінує з носієм заряду протилежного знаку, захопленим у центрі люмінесценції, енергія рекомбінації випромінюється як оптична флуоресценція.

3. Вільний носій заряду потрапляє в пастку накопичувача, і ця подія відповідає за фосфоресценцію або процеси термолюмінесценції і оптично стимульованої люмінесценції.

- Термолюмінесцентні дозиметри доступні в різних формах (наприклад, порошок, чіпси, стрижні, стрічки тощо).
- Перед використанням потрібно відпалити, щоб стерти залишковий сигнал. Необхідно використовувати добре встановлені відтворювані цикли відпалу, включаючи швидкості нагрівання та охолодження.
- Базова система зчитувача термолюмінесцентних дозиметрів складається з планки для розміщення та нагрівання дозиметра термолюмінесцентних дозиметрів; фотоелектронний помножувач для виявлення світлового випромінювання термолюмінесценції, перетворення його в електричний сигнал і посилення його; і електрометр для реєстрації сигналу фотоелектронного помножувача як заряду або струму.
- Інтенсивність випромінювання термолюмінесценції є функцією температури термолюмінесцентних дозиметрів. Підтримання постійної швидкості нагрівання робить температуру T пропорційною до часу t , тому інтенсивність термолюмінесценції можна побудувати на графіку як

функцію t , якщо доступний вихід реєстратора з вимірюванням термолюмінесцентних дозиметрів системи. Отримана крива називається кривою світіння термолюмінесцентних дозиметрів. Загалом, якщо випромінюване світло нанести на графік залежно від температури кристала, то отримаємо термограму термолюмінесценції.

- Піки на кривій світіння можуть корелюватися з глибиною пастки, відповідальною за випромінювання термолюмінесценції.
- Основний дозиметричний пік кривої світіння LiF:Mg,Ti між 180° і 260°C використовується для дозиметрії. Пікова температура є достатньо високою, щоб на неї не впливала кімнатна температура, і все ще достатньо низькою, щоб не заважати випромінюванню чорного тіла від нагрівальної панелі.

Загальний випромінюваний сигнал термолюмінесценції, тобто площа під відповідною частиною кривої світіння, може бути співвіднесена з дозою шляхом належного калібрування.

- Гарна відтворюваність циклів нагрівання під час зчитування важлива для точної дозиметрії.

- Сигнал термолюмінесценції зменшується з часом після опромінення через спонтанне випромінювання світла при кімнатній температурі. Цей процес називається згасанням. Як правило, для LiF:Mg,Ti згасання дозиметричного піку не перевищує кількох відсотків на рік.

- Дозова відповідь термолюмінесценції є лінійною в широкому діапазоні доз, що використовуються в променевій терапії, хоча вона збільшується в області вищої дози, демонструючи супралінійну поведінку, перш ніж насичується при ще більших дозах.

- Дозиметри термолюмінесценції необхідно відкалібрувати перед використанням (тому вони служать відносними дозиметрами). Щоб отримати поглинену дозу з показань термолюмінесценції, необхідно застосувати кілька коригувальних коефіцієнтів, таких як поправка на енергію, завмирання та поправки на нелінійність реакції на дозу.

Оптично стимульована люмінесценція заснована на принципі, подібному до принципу термолюмінесцентних дозиметрів. Замість тепла, світло (від лазера) використовується для вивільнення захопленої енергії у формі люмінесценції. Оптично стимульована люмінесценція є новою технікою, що пропонує потенціал для дозиметрії в променевої терапії. Інтегрована доза, виміряна під час опромінення, може бути оцінена за допомогою оптично стимульованої люмінесценції безпосередньо після цього [57, с. 164].

- Волоконно-оптичний дозиметр оптично стимульованої люмінесценції складається з невеликої ($\sim 1 \text{ мм}^3$) мікросхеми з легованого вуглецем оксиду алюмінію ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), з'єданого з довгим оптичним волокном, лазером, розсіювачем променя та коліматором, фотометричною трубкою, електронікою та програмним забезпеченням. Щоб отримати оптично стимульовану люмінесценцію, чіп збуджується лазерним світлом через оптичне волокно, а результуюча люмінесценція (блакитне світло) переноситься назад у те саме волокно, відбивається під кутом 90° розщеплювачем променя.

- Волоконно-оптичний дозиметр демонструє високу чутливість у широкому діапазоні потужностей дози та доз, що використовуються в радіотерапії. Відгук оптично стимульованої люмінесценції зазвичай лінійний і не залежить від енергії, а також від потужності дози, хоча кутовий відгук потребує корекції.

- Існують різні експериментальні установки, такі як імпульсно оптично стимульована люмінесценція або оптично стимульована люмінесценція, що використовується разом з радіолюмінесценцією. Радіолюмінесценція випромінюється негайно під час опромінення дозиметра та надає інформацію про потужність дози під час опромінення, тоді як оптично стимульована люмінесценція забезпечує інтегровану дозу після цього. Цей метод, хоча він ще не використовується в рутинній променевої терапії, може виявитися цінним інструментом для дозиметрії в майбутньому.

Кремнієвий діодний дозиметр являє собою діод з p-n переходом. Діоди виготовляються шляхом використання кремнію n-типу або p-типу та

контрлегуювання поверхні для отримання матеріалу протилежного типу. Ці діоди називають дозиметрами n-Si або p-Si, залежно від матеріалу основи.

- Обидва типи діодів є комерційно доступними, але лише тип p-Si підходить для дозиметрії променевої терапії, оскільки він менш схильний до радіаційного ураження та має набагато менший темновий струм.

- Випромінювання створює електронно-діркові (e-h) пари в корпусі дозиметра, включаючи виснажений шар. Заряди (неосновні носії), що утворюються в корпусі дозиметра, в межах дифузійної довжини дифундують у збіднену область. Вони проносяться через область виснаження під дією електричного поля за рахунок власного потенціалу. Таким чином у діоді генерується струм у зворотному напрямку.

Діоди використовуються в режимі короткого замикання, оскільки цей режим демонструє лінійну залежність між вимірним зарядом і дозою. Зазвичай вони працюють без зовнішнього зміщення для зменшення струму витоку.

- Діоди більш чутливі та менші за розміром порівняно зі звичайними іонізаційними камерами. Вони є відносними дозиметрами і не повинні використовуватися для калібрування променя, оскільки їх чутливість змінюється при багаторазовому використанні через пошкодження радіацією.

- Діоди особливо корисні для вимірювання у фантомах, наприклад, невеликих полях, що використовуються в областях високого градієнта дози, таких як область півтіні. Вони також часто використовуються для вимірювання глибинних доз в електронних променях. Для використання з пристроями сканування променя у водних фантомах вони упаковані у водонепроникну капсулу. При використанні електронного променя глибинна доза вимірює безпосередньо розподіл дози (на відміну від іонізації, вимірної іонізаційними камерами).

- Діоди широко використовуються в звичайній дозиметрії. Діоди для дозиметрії забезпечені інкапсуляцією накопичення, тому їх потрібно правильно вибирати залежно від типу та якості клінічних променів. Інкапсуляція також захищає крихкий діод від фізичного пошкодження.

- Якщо діоди використовуються для дозиметрії, їх необхідно відкалібрувати та застосувати кілька коригувальних коефіцієнтів для розрахунку дози. Чутливість діодів залежить від історії їх випромінювання, тому калібрування необхідно періодично повторювати.

- Діоди показують зміну відповіді на дозу залежно від температури (особливо важливо для тривалого лікування), залежності сигналу від потужності дози (потрібно звернути увагу на різні відстані джерело-шкіра), кутової (спрямованої) залежності та енергії залежність навіть при невеликих варіаціях спектрального складу пучків випромінювання (важливо для вимірювання вхідної та вихідної доз).

Первинні еталони - це прилади найвищої метрологічної якості, що дозволяють визначити одиницю величини з її визначення, точність якого перевірена шляхом порівняння з еталонами інших установ такого ж рівня. Первинні стандарти реалізуються Лабораторіями дозиметрії первинних стандартів (PSDL) приблизно двадцяти країнах світу. Регулярні міжнародні порівняння з Міжнародним бюро мір та вимірювань забезпечують міжнародну узгодженість дозиметричних стандартів [60, с. 75].

Іонізаційні камери, які використовуються в лікарнях для калібрування пучків променевої терапії, повинні мати калібрування, яке (прямо чи опосередковано) можна простежити до первинного стандарту. Первинні стандарти не використовуються для звичайних калібрувань, оскільки вони являють собою одиницю вимірювання кількості в будь-який час.

Натомість калібрують вторинні стандартні дозиметри для вторинних стандартних дозиметричних лабораторій, які, у свою чергу, використовуються для калібрування еталонних приладів користувачів, таких як іонізаційні камери рівня терапії, що використовуються в лікарнях.

Радіаційна дозиметрія включає методи, що використовуються для вимірювання доз, поглинених речовиною в результаті опромінення різними типами іонізуючого (наприклад, рентгенівського, γ -променів, нейтронів) і неіонізуючого (наприклад, УФ, мікрохвильового) випромінювання.

Дозиметричний моніторинг персоналу та навколишнього середовища є двома загальними напрямками галузі радіаційної дозиметрії. Обидва використовуються для оцінки кумулятивної дози, отриманої населенням, для оцінки ймовірності спричинених радіацією наслідків для здоров'я, таких як рак. Кадрова дозиметрія безпосередньо розраховує дози, отримані від професійної роботи (наприклад, ядерних і медичних працівників) з джерелами іонізуючого випромінювання, медичних застосувань, включаючи візуалізацію та лікування раку, і випадкового опромінення.

З іншого боку, дозиметрія навколишнього середовища є непрямим методом, за допомогою якого атмосферна та земна радіоактивна активність контролюється та перетворюється на потенційні ризики для здоров'я людини. Індивідуальну дозиметрію можна проводити за допомогою різноманітних синтетичних матеріалів і експериментальних техніки. Пристрої, що використовуються для вимірювання дози радіації, відомі як дозиметри і в цілому поділяються на активні та пасивні дозиметри. Активні дозиметри, такі як електронні пристрої, забезпечують індикацію накопиченої поглиненої дози в реальному часі. З іншого боку, пасивні дозиметри, такі як плівкові значки, термолюмінесцентні детектори та детектори оптично стимульованої люмінесценції, не дають прямих оцінок поглиненої дози. Швидше, їх потрібно обробити, щоб вказати загальну накопичену дозу [17, с. 60].

Основний принцип роботи будь-якого типу дозиметрів заснований на змінах, викликаних впливом поля випромінювання, конкретних фізичних властивостей матеріалу, закладеного в ці пристрої. У випадку пасивних детекторів ці зміни можна виміряти після опромінення за допомогою відповідної методики, тоді як активні дозиметри забезпечують негайне зчитування. У будь-якому випадку потрібні відповідні коефіцієнти калібрування, щоб зв'язати величину, виміряну дозиметром, із запланованим радіаційним захистом або робочою величиною. Коефіцієнти калібрування можна визначити шляхом опромінення детектора (зазвичай прикріпленого до фантомів) відомими дозами (виміряними еталонним приладом) у вторинних

стандартних лабораторних умовах. Потім вихідні показання дозиметра порівнюються з відповідними даними еталонного приладу.

Коефіцієнти калібрування можуть бути встановлені для різних типів і геометрій опромінення. Тим не менш, оскільки основною метою персональної дозиметрії є оцінка ризику для людини, дозиметри відкалібровані за питомими радіаційно-захисними величинами.

Наприклад, захоплення індукованих радіацією електронів і дірок є основним ефектом, який використовується в пасивних люмінесцентних детекторах. Під час термічної або оптичної стимуляції накопичена енергія випромінювання випромінюється у вигляді світла після рекомбінації електронів з дірками. Кількість світла пропорційна поглиненій дозі, яку можна оцінити шляхом ділення показань, отриманих з відповідним калібруванням.

В особливому випадку аварійної дозиметрії з люмінесцентними матеріалами невідому дозу отримують шляхом створення калібрувальної кривої. Звичайна процедура передбачає доставку додаткових доз до матеріалу за допомогою каліброваного джерела та вимірювання відповіді термолюмінесценції/оптично стимульованої люмінесценції. Невідому дозу можна знайти, коли показання термолюмінесценції/оптично стимульованої люмінесценції (наприклад, інтегрована кількість фотонів) від невідомої дози стає еквівалентним значенню від відомої дози. У цьому розділі основні принципи та величини дозиметрії іонізуючого випромінювання, що мають відношення до цього дослідження рецензуються; зокрема, концепції, розроблені для моніторингу індивідуальної дози. В основному обговорюється дозиметрія джерел фотонів, хоча дозиметрія електронів (наприклад, бета-частинок) розглядатиметься, оскільки поточна практика термолюмінесценції/ оптично стимульованої люмінесценції (аварійної/ретроспективної) дозиметрії зазвичай передбачає використання джерел бета-випромінювання для процесу калібрування дози люмінесцентних детекторів. Дозиметрія з люмінесцентними матеріалами має велике значення для цього дослідження і також описана тут [26, с. 7]. Наведено спеціальне посилання на дозиметричні характеристики та

застосування монокристалів $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, оскільки цей матеріал вважається найбільш тісно пов'язаним із матеріалом, який розглядається в цій дипломній роботі (тобто підкладки резистора на основі оксиду алюмінію). Тим не менше, будуть описані дозиметричні властивості сурогатних матеріалів і протокол відновлення дози, що застосовується в аварійній дозиметрії.

Представлено найбільш бажані властивості люмінесцентних сповіщувачів для звичайного персонального моніторингу. Дозиметричні характеристики детекторів $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, широко використовуваної індивідуальної дозиметричної системи, також були переглянуті головним чином тому, що синтетичний матеріал, який використовується в конструкції детектора, має певну схожість із спеченими підкладками з оксиду алюмінію, дослідженими в цьому дослідженні для аварійної/ретроспективної дозиметрії. У цьому розділі представлені властивості об'єктів, які можуть бути використані для аварійної/ретроспективної дозиметрії.

У разі незапланованого та неконтрольованого викиду радіоактивних матеріалів та іонізуючого випромінювання, коли професійні та непрофесійні особи можуть бути піддані різним рівням опромінення, шукаються предмети загального користування, які могли б замінити синтетичні дозиметри, які були розроблені для рутинної дозиметрії. На додаток до загальних вимог, перерахованих вище, матеріали, які використовуються як випадкові або випадкові дозиметри, повинні бути широкодоступними та легко ідентифікованими.

Якщо йдеться про моніторинг зони, перевагу нададуть об'єктам із загальними властивостями, які можна знайти в різних місцях навколо зони опромінення, що дозволить генерувати профілі дози, що надає додаткову інформацію щодо природи радіаційного поля. Індивідуальний моніторинг також вимагає, щоб об'єкти знаходилися в безпосередній близькості від тіла людини, оскільки це зручніше забезпечить оцінку особистої поглиненої дози.

Хоча для більшості цілей реконструкції дози низька межа виявлення (тобто мГр) є бажаною, коли зразки зібрані з місць, де можуть бути виявлені

високі дози, наприклад, поблизу радіологічного інциденту, дозова відповідь сурогатних матеріалів має бути лінійною в більш широкому діапазоні, але для сортування достатньо < 10 Гр.

Залежно від типу газорозряду, такі лічильники поділяються на два види:

- пропорційні лічильники (з незалежним розрядом),
- лічильники Гейгера (з незалежним розрядом).

Пропорційні лічильники працюють у пропорційному діапазоні підсилення газу, де імпульс струму залежить від первинної іонізації. Це дозволяє визначати тип і енергію іонізуючих частинок. Коефіцієнт підсилення газу в пропорційному лічильнику може досягати 10^6 . Щоб зменшити залежність коефіцієнта підсилення від місця первинної іонізації, катод лічильника має циліндричну форму, а анод — тонку вольфрамову нитку, що проходить вздовж осі циліндра. Напруга на електродах пропорційного лічильника перевищує 300 В.

Лічильник Гейгера працює при вищій напрузі, і вихідний імпульсний струм не залежить від початкових значень іонізації. Всі імпульси при заданій напрузі мають однакове значення струму, незалежно від типу іонізованих частинок і їх енергії. Лічильники Гейгера широко використовуються для радіаційного контролю.

Комбінація напівпровідникових детекторів і підсилювачів дозволяє вимірювати щільність потоку випромінювання важких частинок, електронів і фотонів. Для реєстрації швидких і повільних нейтронів використовується кремнієвий поверхневий бар'єрний детектор. Амплітудна роздільна здатність напівпровідникового детектора приблизно в 5 разів перевищує роздільну здатність газового пропорційного вимірювача. Крім того, вони пропонують такі переваги, як висока швидкість підрахунку, лінійність сигналу в широкому діапазоні енергії, можливість вибіркового виявлення частинок і малий розмір. Пластини електрорадіографічні використовуються як детектори іонізуючого випромінювання в електрорентгенографії [24, с. 99]. Радіаційний менеджмент. Для електрорентгенографічного контролю використовується напівпровідникова

селенова пластина. При цьому шар опто-напівпровідника з аморфного селену наноситься в умовах вакууму за допомогою термічного випаровування на металеву алюмінієву підкладку. Товщина шару селену становить 100-500 мікрометрів. Процес створення рентгенограми складається з наступних кроків: Щоб зробити пластину з шаром напівпровідника світлочутливою, на поверхню шару аморфного селену наносять рівномірний по всій площі заряд. У процесі зарядки на електроди пластини подається висока напруга (5-7 кВ). Коронний розряд виникає в повітряному проміжку між електродом і шаром селену. Утворені під час розряду аероіони осідають у шарі селену. Залежно від полярності напруги, що подається на електроди, на поверхню шару селену прикладається позитивний або негативний потенціал по відношенню до підкладки. Після заряджання пластина закривається світлозахисною кришкою та готова до експонування. Заряджена пластина піддається впливу фотонного випромінювання, яке проникає в контрольований об'єкт. Зменшуючи опір, накопичений у шарі заряд нейтралізується. У першому наближенні нейтралізація заряду випромінювання пропорційна інтенсивності. При цьому на поверхні шару фотонапівпровідника створюється заховане електростатичне зображення, яке стає видимим, якщо поверхню шару селену посипати дисперсним порошком або електрофотографічним проявником. Інтенсивність нанесення порошку на пластину також пропорційна кількості залишкового заряду.

Отже, наступним чином можна пояснити явище радіолюмінесценції. Коли випромінювання взаємодіє з речовиною, утворені електрони іонізують і збуджують атоми матеріалу, передаючи кінетичну енергію матеріалу.

Іонізація видаляє електрони з атома, тоді як збудження збільшує енергетичний стан в атомі електрона. Збудження електронів і повернення до нормального низькоенергетичного стану (релаксація) відбувається дуже швидко і додається випромінюванням видимого світла матеріалів фотоном. Дані випромінювані фотони виглядають як спалах. Оскільки речовина світиться, її називають сцинтилятором або люмінесцентною речовиною. Існують різні

сцинтилятори, які дозволяють детектувати альфа-частинки, бета-частинки, фотони та випромінювання нейтрона. Сцинтиляційні речовини утворюються в газоподібному, рідкому і твердому станах [53, с. 42]. Як сцинтилятори часто використовують органічні рідини і досить тверді речовини, а також неорганічні гази. Органічні сцинтилятори виробляють у вигляді кристалів, деяких пластин і гелієвих матеріалів. Тверді сцинтилятори щільніші за гази та на порядки перевершують іонізаційні газові камери з точки зору ефективності виявлення.

Тверді сцинтилятори щільніші за гази та на порядки перевершують іонізаційні газові камери з точки зору ефективності виявлення.

Роздільна здатність може бути виміряна діаметром найменшого окремого дроту, який виявляє система. Швидкість контролю об'єкта визначається швидкістю фізичних процесів системи розпізнавання. Це деяка здатність системи стежити за рухомими об'єктами в режимі реального часу. На даний момент існують різноманітні системи реєстрації рентгенографічних зображень, які відрізняються структурними параметрами та принципом дії, сферою застосування тощо. Системи можна розділити на два класи: системи зберігання кадрів і системи реального часу.

У системах зберігання зображень радіографічні зображення фіксуються та зберігаються на носії (рентгенівська плівка, електрорадіографічна пластина, запам'ятовуюча пластина з фотостимуляційною пам'яттю). Такі системи можуть здійснювати радіаційний контроль тільки зі стаціонарних об'єктів. Рентгенівська фотографія на рентгенівській плівці. Як у промисловій, так і в медичній діагностиці рентгенівська плівка залишається найбільш часто використовуваним детектором іонізуючого випромінювання.

До переваг рентгенографії відносять високу відносну чутливість контролю (1%) в широкому діапазоні товщин контрольованого об'єкта, високу роздільну здатність (20 пар ліній/мм), велику робочу площу, можливість отримання документів у вигляді плівки включено. Результати базового контролю. Експонування плівки для рентгенівського контролю може виконуватися як з підсилювальним екраном, так і без нього.

Підсилювальний екран підвищує ефективність виявлення плівкою іонізуючого випромінювання та відповідно скорочує час експозиції. Екрани підсилювачів діляться на два принципово різних типи: металеві екрани і люмінофорні екрани [33, с. 118]. Зміцнюючий ефект металевого екранування заснований на додатковому опроміненні фольги вторинними електронами, які вибиваються з тонкої свинцевої або свинцево-олов'яної фольги металевого екрану іонізуючим випромінюванням. Ці електрони майже повністю поглинаються мембраною.

Коефіцієнт підсилення металевого екрана відповідає відношенню часу експозиції без екрана до часу з екраном і може досягати 2-2,5. З плівкою зазвичай використовуються два екрани, встановлені з обох боків плівки. Підсилювальний екран виготовлений із сцинтиляційного матеріалу, який перетворює іонізуюче випромінювання у видиме світло. Фотони видимого світла майже повністю поглинаються плівкою, збільшуючи її щільність. Коефіцієнт посилення люмінофорного екрана в кілька десятків разів вище. Однак значне скорочення часу витримки при використанні люмінофорних плівок супроводжується зниженням роздільної здатності системи «екран-плівка». В останні роки на ринку з'явився новий тип армованого екрану, який поєднує в собі металевий екран і люмінофорний екран. Це металеві екрани з фтору, які поєднують шар свинцевої фольги з шаром сцинтилятора [56, с. 98].

Такий екран значно зменшує експозицію плівки і трохи знижує роздільну здатність. Флуоресцентні екрани, як і металеві екрани, зазвичай використовуються в комплекті з двох екранів (переднього та заднього). Рентгенографія має ряд істотних недоліків. Це вимагає хімічної обробки плівки, що призводить до низької продуктивності та трудомісткості управління, а наявність срібла в плівці збільшує витрати на управління.

У зв'язку з появою і вдосконаленням нових систем реєстрації рентгенографічних зображень сфера застосування плівкової рентгенографії з роками скорочується. Комп'ютерна рентгенографія з пластиною для зберігання. Комп'ютерна рентгенографія використовує для отримання зображень спеціальні

багаторазові диски для зберігання замість плівки. Загальні розміри пластинчастої рентгенівської плівки: 18×24 , 18×30 , 24×30 і 35×43 см.

Для збереження зображення на пластині використовується складна хімічна сполука — фотостимулюючий шар пам'яті. Коли пластина, розміщена за контрольованим об'єктом, опромінюється, дія іонізуючого випромінювання збуджує електрони у фотостимульованому шарі зберігання та затримує їх на енергетичних рівнях (пастках), де вони можуть утримуватися протягом тривалого часу.

Після експонування пластина поміщається в спеціальний сканер і сканується лазерним променем. Коли лазерний промінь сканує пластину, електрони викидаються з пасток, випромінюючи видиме світло з довжиною хвилі, відмінною від випромінювання довжин хвилі скануючого лазера. Це світло збирається фоторецепторами (фотопомножувачами) і перетворюється на електричні сигнали.

Після посилення та аналітично-цифрових перетворень комп'ютер створює на екрані цифрове зображення об'єкта спостереження. За допомогою таких систем як радіаційний контроль називається комп'ютерною радіографією, оскільки зчитувати приховані зображення, створені в запам'ятовуючому пристрої під час опромінення, можливо лише за допомогою комп'ютерної техніки. Диски відрізняються від рентгенівської плівки тим, що їх можна використовувати багаторазово (тисячі разів без втрати якісних чинників). Цей диск має сумісність з характерними джерелами іонізуючого випромінювання.

Диски зберігання є гнучкими і, як і плівка, можуть приймати форму об'єкта, яким вони керують [38, с. 78]. Час отримання зображення становить 1-3 хвилини, а хімічна обробка плівки виключена з процесу комп'ютерної рентгенографії. Зображення зберігаються в електронному вигляді та можуть бути цифрово оброблені для покращення виявлення помилок.

2.4. Основні відомості термолюмінесцентної дозиметрії та її характеристика

Термолюмінесцентна дозиметрія — це метод вимірювання іонізуючого випромінювання, який використовує спеціальні кристалічні матеріали, здатні накопичувати енергію випромінювання. Коли ці матеріали нагріваються, вони випромінюють світло, інтенсивність якого пропорційна кількості поглиненого випромінювання. Цей метод широко використовується для визначення доз радіації в медицині, промисловості та наукових дослідженнях.

Основною перевагою термолюмінесцентної дозиметрії є можливість точного вимірювання низьких доз радіації та багаторазового використання матеріалів детектора. Детектори термолюмінесцентної дозиметрії мають високу стабільність і чутливість, що робить їх незамінними для ретроспективної дозиметрії, коли необхідно оцінити дозу опромінення, отриману в минулому.

Властивості термолюмінесцентної дозиметрії включають ряд параметрів, таких як лінійний динамічний діапазон, енергетична залежність і питома чутливість до різних типів випромінювання. Вибір оптимального температурного режиму для нагріву детекторів також є важливим аспектом, оскільки від цього залежить точність і повторюваність результатів.

Матеріали термолюмінесцентної дозиметрії можуть бути природного або штучного походження і часто містять добавки, що покращують їхні дозиметричні властивості. Найпоширеніші матеріали термолюмінесцентної дозиметрії включають фторид літію (LiF), фосфат кальцію (CaSO_4) і оксид алюмінію (Al_2O_3). У сучасних умовах термолюмінесцентної дозиметрії продовжує розвиватися з появою нових матеріалів і вдосконаленням технології обробки даних, що робить цей метод ще більш ефективним для широкого спектру застосувань.

Термолюмінесцентний метод дозиметрії заснований на понятті термостимульованої люмінесценції. Термостимульована люмінесценція (її також називають термолюмінесценцією) — процес, при якому накопичена в

кристалі енергія іонізуючого випромінювання перетворюється в енергію квантів світла (фотонів) під дією теплового збудження, так званого нагріву кристала.

Розглянемо спочатку кристал нелегованого діелектрика з дефектами кристалічної структури, зонна діаграма якого зображена на малюнку 1. Валентна зона і зона провідності для діелектрика розділені забороненою зоною E_g ; А — це пастки (або центри захоплення) для електронів, а В — пастки (центри захоплення) для дірок [3, с. 27]. Вони заповнені тільки при опроміненні кристала, тобто порожні.

Під дією іонізуючого випромінювання утворюються центри шляхом захоплення електронів або дірок відповідними пастками (А і В, зображені на малюнку 1). Потім через значний час (години, дні, роки) під дією зовнішнього тепла (нагрівання кристала) локалізований на пастці А електрон може потрапити в зону провідності (перехід 1). Мігруючи вздовж кристала, такий зонний електрон може бути захоплений діркою, локалізованою в центрі В, і рекомбінувати з нею (перехід 2). Енергія, що виділяється при рекомбінації, спостерігається у вигляді люмінесценції, як правило, це випромінювання фотонів у видимій області спектра.

Якщо глибина пасток невелика, вихід електронів з площин захоплення і перехід їх в зону провідності може відбуватися в результаті звичайного теплового руху при кімнатній температурі; для досить глибоких пасток необхідний додатковий нагрів кристала.

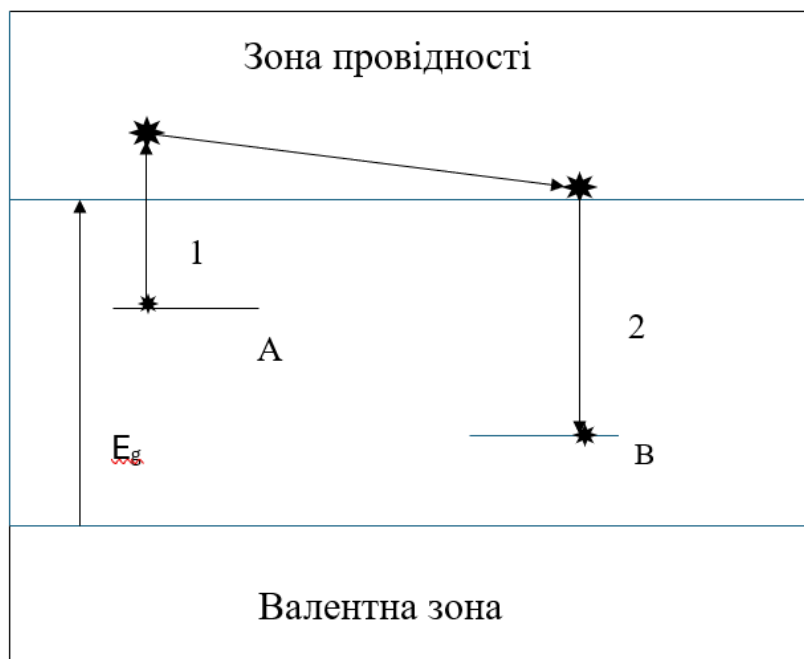


Рис. 2.4. Зонна схема кристалу з дефектами, яка демонструє механізм формування ТСЛ

Розглянемо процес утворення кристала термостимульованої люмінесценції, що містить домішкові центри. Для прикладу на малюнку зображено діаграму енергетичних рівнів кристала з домішкою срібла. Іонізуюче випромінювання утворює в кристалі електронно-діркові пари. По кристалу рухаються зонні електрони і дірки, електрон з певною ймовірністю може бути захоплений електронною пасткою з утворенням А - центру, дірка захоплюється іонами срібла Ag^+ [43, с. 82].

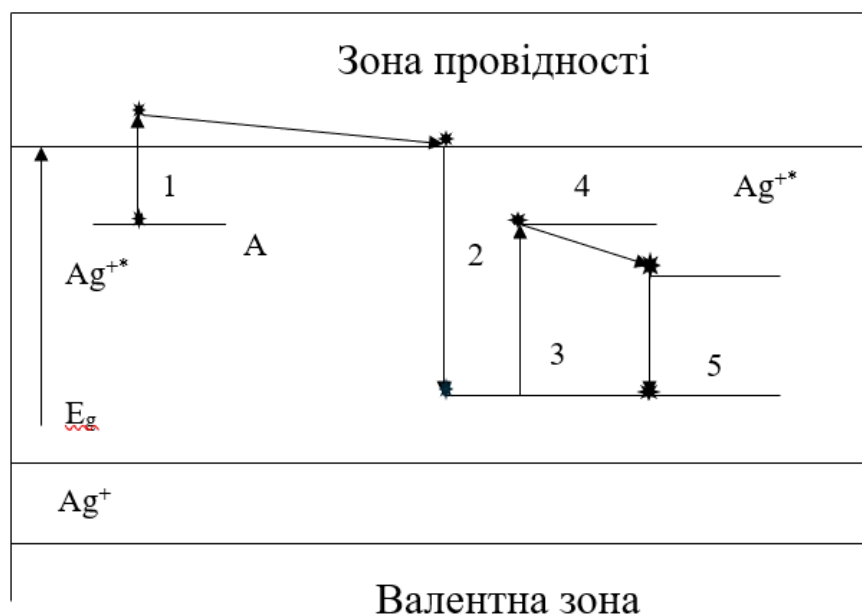


Рис. 2.5. Схема енергетичних рівнів кристалу з домішковими центрами

Подальший нагрів кристала на малюнку 2 після опромінення вивільняє електрон з електронної пастки A і переводить його в зону провідності (перехід 1). Потім електрон рекомбінує з діркою (перехід 2), в результаті чого іон-активатор Ag^+ виявляється у збудженому стані Ag^{+*} (перехід 3). Потім збуджений іон релаксує в нижній збуджений стан випромінювання (перехід 4) з утворенням фононів кристалічної решітки і, нарешті, в основний стан з випромінюванням кванта люмінесценції (перехід 5) з певним енергетичним характерним домішковим центром. Тобто це звичайна триступенева схема домішкового центру світіння.

Спектр люмінесценції визначається видом домішки. Так, світіння Ag^+ знаходиться в ультрафіолетово-блакитній області, Mn^{2+} дає зелено-помаранчеве світіння. Отже, ті самі сполуки можуть мати фотолюмінесценцію і термолюмінесценцію. У порівнянні з фотолюмінесценцією можна виділити наступні відмінні риси термолюмінесцентного методу:

- спектр термостимульованої люмінесценції характерний для домішкових іонів, введених у кристал;
- центри, створені кристалічним опроміненням, руйнуються під час вимірювання термостимульованої люмінесценції. В результаті термолюмінесцентний дозиметр після вимірювання втрачає інформацію про поглинену енергію (дозу) іонізуючого випромінювання.

Методика вимірювання поглиненої дози іонізуючого випромінювання термолюмінесцентним дозиметром зводиться до нагрівання опроміненого кристала і вимірювання інтенсивності світіння (люмінесценції) в процесі нагрівання. Загальна кількість світла (площа під кривою термолюмінесценції), що виділяється під час нагрівання, є мірою поглиненої дози (метод вимірювання інтегральної дози). Інтенсивність піку термостимульованої люмінесценції також пропорційна поглиненій дозі (метод піків).

Крива, що виражає залежність інтенсивності світіння від температури кристала при постійній швидкості нагрівання, називається кривою термолюмінесценції. Він може мати один або декілька піків, що відповідають електронним пасткам різної глибини відносно зони провідності.

У період між освітленням люмінофора іонізуючою екстракцією і вимірюванням термолюмінесценції (час зберігання) можна зменшити кількість електронів у пастках і змінити їх розподіл на пастках різних типів під впливом кімнатної температури. Пов'язане з цим зменшення світлосуми термолюмінесценції призводить до втрати дозиметричної інформації, і це явище в дозиметрії називається завмиранням. Завмирання є однією з основних характеристик дозиметра термолюмінесценції і зазвичай вимірюється в % на місяць. У першому наближенні завмирання перед обчисленням інформації визначається глибиною пастки, температурою освітлення дозиметра та температурою його зберігання [23, с. 60].

Функціональні середовища для реєстрації іонізуючих виділень повинні бути як радіаційно-стійкими, так і радіаційно-чутливими. Їх властивості необхідно зберігати і відновлювати протягом тривалого часу. Необхідний діапазон вимірних доз становить дванадцять порядків величини, від менше 100 мкГр при захисті від вилучення до більше 10⁹ Гр при внутрішньореакторних вимірюваннях і контролі тепловиділяючих елементів.

У ряді застосувань вимірювання поглиненої дози іонізуючих вилучень слід проводити з похибкою не більше 1%. При радіаційній стерилізації виробів і медичних виробів, а також при перевірці стабільності матеріалів і електронних виробів висуваються жорсткі вимоги до точності вимірювання знижених доз із сумарною похибкою не більше 5–10 %.

Калориметрія є найбільш фундаментальним методом реалізації первинного стандарту поглиненої дози, оскільки підвищення температури є найбільш прямим наслідком поглинання енергії в середовищі [54, с. 33].

- Графіт загалом є ідеальним матеріалом для калориметрії, оскільки він має низький атомний номер Z і вся поглинена енергія знову з'являється у вигляді тепла без будь-яких втрат тепла в інших механізмах (таких як тепловий дефект). Графітовий калориметр використовується кількома способами для визначення поглиненої дози графіту в графітовому фантомі.

Перетворення поглиненої дози у воду в контрольній точці у водяному фантомі може бути виконано шляхом застосування теореми про масштабування потоку фотонів або вимірювань на основі теорії іонізації порожнини.

- Графітові калориметри електрично калібруються шляхом введення відомої кількості електричної енергії в ядро.

- Водні калориметри пропонують більш пряме визначення поглиненої дози у воді в контрольній точці у водному фантомі. Поглинуту дозу для води виводять із вимірюного підвищення температури в точці у воді на основі точного знання питомої теплоємності. Закони масштабування не потрібні, як у випадку графітової калориметрії. Однак існують технічні ускладнення,

пов'язані з тепловим дефектом через радіоліз води та перенесення тепла, які необхідно виправити.

- Водяні калориметри калібруються через калібрування їхніх термісторів у термінах абсолютної різниці температур, а не через внесення енергії, як у випадку з графітовими калориметрами.

2.5. Сучасні напрямки розвитку термолюмінесцентної дозиметрії

Основні функціональні властивості, що характеризують матеріал детектора термолюмінесценції та переконують в його придатності для дозиметричних задач:

- радіаційна чутливість;
- структура кривої теплового випромінювання;
- ефективний атомний номер;
- залежність від дози або діапазон її повільності;
- термічне загасання або втрата сигналу термолюмінесценції під час зберігання детектора за нормальних умов;
- чутливість до видимого світла;
- енергетична залежність чутливості.

Чутливість матеріалу термолюмінесценції детектора за визначенням відповідає величина сигналу термолюмінесценції (загальна сума або інтенсивність максимуму світіння) на одиницю поглиненої дози. Визначення абсолютної величини цієї величини проблематично з огляду на її залежність чутливості конкретних вимірювальних приладів, від швидкості нагрівання та способу вимірювання сигналу термолюмінесценції. Тому на практиці використовують відносну чутливість обраного матеріалу по відношенню до стандартного матеріалу, яким зазвичай вважають Li, F, Mg, Ti (термолюмінесценції D-100).

Дозова залежність за визначенням є залежністю величини сигналу її від поглиненої дози випромінювання. Звичайно, є лінійна залежність від дози, але багато реальних матеріалів зокрема, термолюмінесцентні-детектори, які

демонструють помітні відхилення від лінійності. Існує так звана тривала додозалежність. Здатність детектора зберігати накопичену енергію при нормі умови (зберігати при кімнатній температурі, по можливості в захищеному від світла місці) показує параметр, який зазвичай називають завмиранням (згасанням). Це значення вказує, яка частина сигналу термолюмінесценції (зазвичай у %) втрачається, коли детектор зберігається протягом певного періоду часу [55, с. 41]. Краще характеризуються кристалолюмінофори, такі як Li, F, Mg, Ti, що не перевищують 5% на рік.

Енергетична залежність чутливості являє собою залежність сигналу термолюмінесценції від енергії випромінювання для фіксованої поглиненої дози і залежить насамперед від ефективного атомного номера матеріалу детектора, оскільки він визначає домінуючий механізм взаємодії фотонного випромінювання з детекторним матеріалом (фотоелектричним) та ефекту Комптона або утворення електрон-позитронних пар і ефективності поглинання енергії фотонного випромінювання. Для оцінки енергетичної залежності матеріалів детектора прийнято на практиці використовувати відносну енергетичну чутливість для обраної енергії відносно енергії γ -випромінювання ізотопу ^{60}Co (1,25 MeV). Чутливість до дії видимого світла загалом може виступати у трьох формах. По-перше, це фотовідбілювання термолюмінесценції сигналу або здатність до оптичної стимуляції. Друге – здатність світла (переважно в УФ-діапазоні) для генерації додаткового сигналу термолюмінесценції [58, с. 112].

Останній момент - це можливість впливу на чутливість детектора шляхом заповнення глибинних пасток, присутніх у матеріалі з подальшим перерозподілом під впливом носіїв світла з глибоких пасток на належному рівні до дозиметричного піку термолюмінесценції.

Кристалічні люмінофори для практичного використання термолюмінесцентної дозиметрії, якій повинна відповідати вся серія загальних та спеціальних вимог, наприклад:

- висока концентрація пастки і висока ефективність рекомбінаційного світла і, отже, висока чутливість до дії випромінювання;

- проста структура кривої теплового випромінювання (в ідеалі один пік термолюмінесценції), що спрощує обробку та інтерпретацію виміряного сигналу термолюмінесценції.

При більш складній структурі теплового випромінювання, основний пік (дозиметричний) має бути достатнім та розділений на інші можливі піки термолюмінесценції:

- положення максимуму основного піку теплового випромінювання для детектора, що використовується при нормальній температурі, умови повинні бути в межах 180-250 °C;

- лінійність дозозалежності в найширшому діапазоні доз;

- тривале зберігання накопиченої енергії (невелике затухання сигналу термолюмінесценції);

- відсутність залежності чутливості від енергії випромінювання, тобто, необхідні для більшості завдань практичної дозиметрії та необхідна еквівалентність персональної дозиметрії та медичної дозиметрії матеріалу детектора до відповідної живої тканини.

Для завдань для визначення якості випромінювання матеріалів має збігатися спектр світла кристалолюмінофора та спектральна чутливість камери. Вважається оптимальним через комерційну доступність у полі що характеристика основних функціональних властивостей матеріалу детектора термолюмінесценції і перевіряє його придатність для дозиметричних задач, у яких є присутня:

- радіаційна чутливість;

- структура кривої теплового випромінювання;

- ефективний атомний номер;

- залежність від дози або діапазону її уповільнення;

- термічне ослаблення або втрата сигналу термолюмінесценції під час зберігання;

- детектор за нормальних умов;
- чутливість до видимого світла;
- енергетична залежність чутливості.

Чутливість матеріалу термолюмінесценції детектора за визначенням відповідає величина сигналу термолюмінесценції (загальна або пікова інтенсивність світіння) на одиницю поглиненої дози [9, с. 144]. Визначення абсолютної величини цього значення є проблематичним через його залежність чутливості конкретних вимірювальних приладів залежно від швидкості нагрівання та способу вимірювання сигналу термолюмінесценції. Тому на практиці використовують відносну чутливість вибраного матеріалу відносно стандартного матеріалу Li, F, Mg, Ti (термолюмінесценції D-100).

Залежність від дози за визначенням є залежністю до значення сигналу термолюмінесценції від поглиненої дози радіації.

Звичайно, існує лінійна залежність від дози, але багато реальних матеріалів зокрема, термолюмінесцентні детектори демонструють значні відхилення від лінійності, тому існує так звана тривала дозозалежність.

Здатність детектора зберігати накопичену енергію при нормі умови (зберігати при кімнатній температурі, бажано в захищеному від світла) показує параметр, який зазвичай називають завмиранням.

Енергетична залежність чутливості є залежністю сигналу термолюмінесценції від енергії випромінювання для фіксованої поглиненої дози і залежить насамперед від ефективного атомного номера матеріалу детектора, оскільки він визначає домінуючий механізм взаємодії фотонного випромінювання з детекторним матеріалом (фотоелектричний).

Оцінюючи енергетичну залежність матеріалів детекторів прийнято на практиці використовувати відносну енергетичну чутливість для вибраної енергії. Чутливість до дії видимого світла взагалі може виступати у трьох формах. По-перше, це фотовідбілювання тобто сигнал термолюмінесценції або здатність до оптичної стимуляції. Друге – здатність світла для генерації додаткового сигналу термолюмінесценції.

Останній момент - це можливість впливу на чутливість детектора шляхом заповнення до глибокої пастки в матеріалі з подальшим перерозподілом під впливом носія світла з глибоких пасток на правильному рівні до дозиметричного піку термолюмінесценції.

Кристалічні люмінофори для практичного використання застосовують у термолюмінесцентній дозиметрії, якій повинна відповідати вся серія загальних та спеціальних вимог, наприклад:

- висока концентрація пастки і висока ефективність рекомбінаційного світла і, отже, висока чутливість до ефектів випромінювання;
- проста структура кривої теплового випромінювання (в ідеалі один пік термолюмінесценції), що спрощує обробку та інтерпретацію виміряного сигналу термолюмінесценції.

При більш складній структурі теплового випромінювання основний пік (дозиметричний) має бути достатнім та наявно репрезентативним на поділ та інші можливі піки термолюмінесценції:

- положення максимуму основного піку теплового випромінювання для детектора, що використовується при нормальній температурі за умови не більше 250 °С.
- лінійність дозозалежності в найширшому діапазоні доз;
- тривале зберігання накопиченої енергії (незначне ослаблення сигналу термолюмінесценції);
- відсутність залежності чутливості від енергії випромінювання, тобто необхідні для більшості практичних завдань дозиметрії, для яких необхідна еквівалентність персональної дозиметрії та медичної дозиметрії матеріалу детектора до відповідної живої тканини [35, с. 134].

Для завдань на визначення якості випромінювання, матеріалів використовують світловий спектр кристалолюмінофора, який повинен збігатися зі спектральною чутливістю камери.

Висновок до 2 розділу

Для дослідження оптично-стимульованої люмінесценції та термолюмінесценції використовують зчитувальний пристрій Risoe TL/OSL-DA-20. Цей пристрій здатний вимірювати як сигнали термолюмінесценції, так і оптично стимульовану люмінесценцію за однакових налаштувань.

Вважалось, що оптично стимульовану люмінесценцію має переваги чутливості, малого сигналу нульової дози та швидкого зчитування порівняно з технікою термолюмінесценції. Проте, при записі сигналу оптично стимульованої люмінесценції у зчитувальному пристрої Risoe TL/OSL-DA-20 необхідно обмежувати вплив стимулюючого світла за допомогою оптичного смугового фільтра (Ноуа U-340 з вікном пропускання 270-380 нм).

Для запису термолюмінесценції такого обмеження не існує, але можливе покращення запису сигналу термолюмінесценції, якщо оптичний фільтр (Ноуа U-340), необхідний для запису сигналу оптично стимульованої люмінесценції, буде видалено під час зчитування термолюмінесценції.

У процесі дослідження були використані стекла мобільних телефонів Iphone 7, Xiaomi та TECNO spark 6. Залежно від використовуваного явища та методу збудження розрізняють методи пасивної дозиметрії, такі як термостимульована люмінесценція, зовнішня електронна емісія, термостимульована провідність, стимульована фотолюмінесценція та інші. Спільне використання цих методів підвищує достовірність вимірювань та розширює функціональні можливості дозиметричної системи.

Термолюмінесцентні дозиметри мають високу чутливість, дозволяють точно вимірювати низькі дози радіації та багаторазово використовувати матеріали детектора. Властивості термолюмінесцентних дозиметрів включають лінійний динамічний діапазон, енергетичну залежність та питому чутливість до різних типів випромінювання.

Вибір оптимального температурного режиму для нагріву детекторів є важливим аспектом, оскільки від цього залежить точність і повторюваність результатів. Для завдань на визначення якості випромінювання, матеріали використовують світловий спектр кристал.

РОЗДІЛ 3. ОСНОВНІ ДОСЯГНЕННЯ ТА МАЙБУТНЄ РЕТРОСПЕКТИВНОЇ ДОЗИМЕТРІЇ

3.1. Використання екранів мобільних телефонів в ретроспективній дозиметрії

В роботах [11, 22] було виявлено, що кожен зразок досліджуваного скла має природний сигнал термолюмінесценції, який не індукований радіацією, і відомий як сигнал нульової дози. Цей сигнал видаляється при першому зчитуванні термолюмінесценції або при нагріванні зразка. Однак, при вимірюванні термолюмінесценції опроміненого скляного зразка виникає проблема перекриття сигналу, індукованого радіацією, з фоновим сигналом, який не індукований радіацією (сигнал нульової дози).

Цей сигнал значно впливає на порогове значення виявлення термолюмінесценції в опроміненних зразках, яке становить 340 мГр для невідпалених зразків, тоді як для термічно відпалених скляних зразків можливе виявлення доз в 10 мГр. В роботі [11] було запропоновано протокол для зменшення фонового сигналу, не індукованого радіацією, за допомогою хімічного травлення в HF кислоті. Зі збільшенням часу травлення спостерігалася втрата маси та значне зниження сигналу нульової дози.

Було зроблено висновок, що сигнал нульової дози походить від поверхневого шару скла, тоді як сигнал, індукований радіацією, є об'ємним ефектом. Однак збільшення втрати маси зразка призводить до зниження радіаційної чутливості. Виявлено, що оптимальним компромісом між зниженням фону, чутливістю та часом підготовки зразка є травлення протягом 4 хвилин. Для більш тривалого часу травлення додаткове зменшення сигналу є незначним, а збільшення втрати маси зразка призводить до зниження радіаційної чутливості. [11].

Цими даними ми керувались при проведенні досліджень стекел мобільних телефонів Iphone 7, Xiaomi та TECNO spark 6. На рис.3.1. показано

порівняння сигналу нульової дози для TECNO spark 6 протравленого в HF зразка та не протравленого. Криві термолюмінесценції нормалізували до відповідної кривої не протравленого зразка.

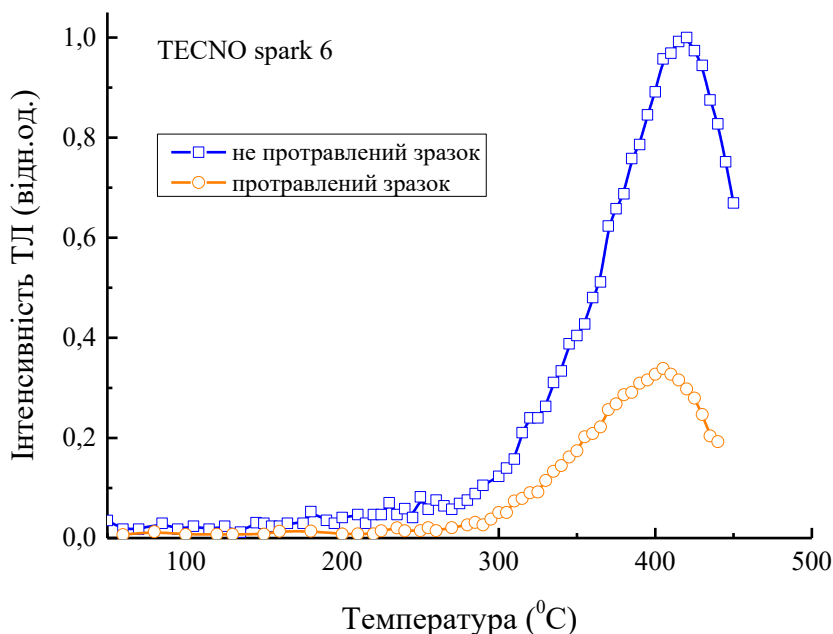


Рис. 3.1. Порівняння сигналу нульової дози протравленого та не протравленого зразка

Як видно, завдяки процедурі травлення спостерігалось значне зменшення фонового сигналу. Аналогічні дослідження проведені для зразків Xiaomi та Iphone 7. Зміна сигналу та втрата маси при травленні 4 хвилини представлена в табл.3.1.

Таблиця 3.1

Зменшення сигналу та втрата маси відносно не протравленого зразка у %

Зразок	Зменшення фонового сигналу (%)	Зменшення маси (%)
Iphone 7	74 %	16%
Xiaomi	62 %	23%

TECNO spark 6	56 %	14%
---------------	------	-----

Наступним кроком, слід було перевірити як впливає травлення на спектри опромінених зразків. Для цього за протоколом в роботі [11] ми спочатку зразки опромінювали дозою 1 Гр, а потім протравлювали HF. Після травлення, через 1 год досліджували термолюмінесценцію. Інше вимірювання термолюмінесценції проводили після опромінення тією ж дозою 1 Гр і такою ж затримкою в часі (1 год). Після чого здійснювали пряме порівняння кривих термолюмінесценції (рис.3.2.).

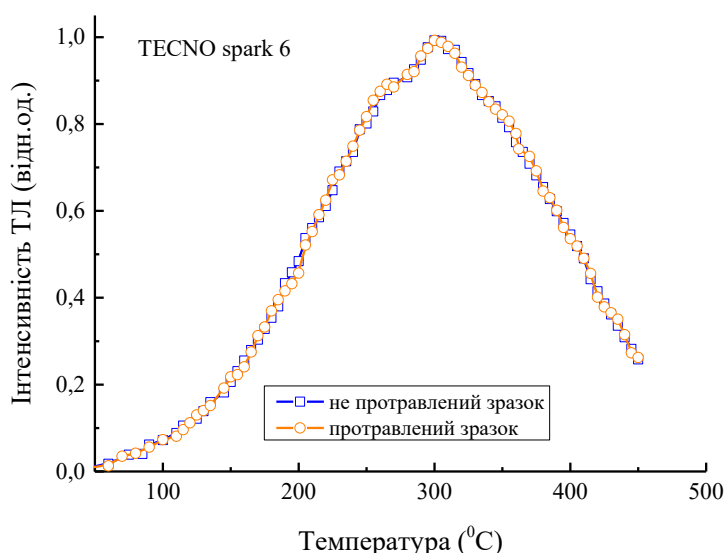


Рис. 3.2. Крива свічення опроміненого дозою 1 Гр зразка TECNO spark 6 через 1 год після опромінення. Синя лінія (без травлення), жовта лінія (протравлений 4 хв в HF)

З отриманих результатів видно, що форма та інтенсивність кривих свічення термолюмінесценції не протравленого та протравленого зразка не показують ніяких відмінностей для TECNO spark 6. Аналогічний результат отриманий для телефону Nokia 7020 [11].

Отже немає різниці між протравленим та не протравленим сигналом випромінювання термолюмінесценції. Відмінність полягає лише у сигналі нульової дози, який зменшується при хімічній обробці.

Таким чином згідно з отриманими результатами, та літературними даними при травленні зразків скла плавиковою кислотою (HF) спостерігається велике зниження сигналу нульової дози. За допомогою такої попередньої обробки можна значно зменшити мінімальну виявлену дозу. Проте при реконструюванні дози варто враховувати збільшення часу для додаткової підготовки зразка.

Для встановлення можливості використання стекол мобільних телефонів в ретроспективній дозиметрії нами було проведено дослідження індексу чутливості та лінійності при опроміненні різними дозами від 1 до 5 Гр. На рис. 3.3 представлено криві свічення зразків опромінених дозою 1 Гр.

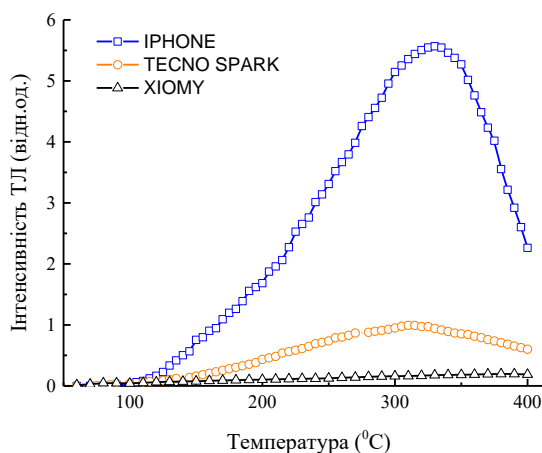


Рис.3.3. Криві свічення зразків опромінених дозою 1 Гр

Площа під кривою є кількістю електронів, які вивільнились з пастки, тоді як висота піку вказує на максимальну кількість вивільнених пасток [14].

Чутливість дозиметра є важливою характеристикою для представлення реакції матеріалу на опромінення. Вона визначена як інтенсивність випромінювання термолюмінесценції на одиницю дози на одиницю маси зразка

[3] і виражається як вихід термолюмінесценції (вимірюється в нКл) на одиницю маси дозиметра та на одиницю дози (Гр^{-1} , Гр^{-1}).

Відповідь термолюмінесценції для поглиненої дози 1 Гр для зразків екранів телефонів Iphone, Tecno Spark та Xiaomi становили 10,2 мкКл/(Гр·г), 1,84 мкКл/(Гр·г), 0,39 мкКл/(Гр·г) відповідно, що показано на діаграмі (рис.3.4.).



Рис.3.4. Діаграма чутливості усіх досліджуваних зразків

Дозова залежність термолюмінесценції визначалась як функціональна залежність інтенсивності вимірюного сигналу термолюмінесценції від поглиненої дози [22]. У зв'язку з тим, що найкращу чутливість в якості дозиметра проявив зразок скла з мобільного пристрою Iphone, то дозову залежність визначали саме для нього і для порівняння для зразка Tecno Spark.

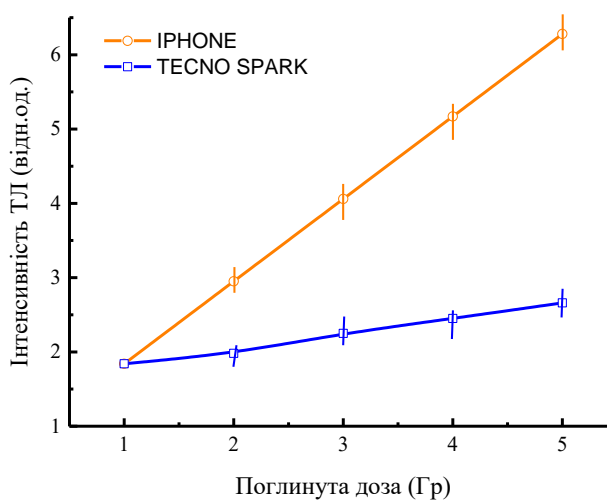


Рис.3.5. Дозова залежність максимальної інтенсивності термолюмінесценції

Під час процесу термічної стимуляції електрони вивільняються зі своїх пасток, при цьому відповідь термолюмінесценції зростає з дозою випромінювання, як показано на рис. 3.5. Лінійність реакції термолюмінесценції в широкому діапазоні доз є однією з важливих характеристик хорошого дозиметра. Як видно, дозова залежність досліджуваних зразків, була нижчою, ніж в комерційно використовуваних детекторах, проте всі вони мали хорошу лінійність.

Реакція термолюмінесценції дозиметрів зазвичай варіюється під час зберігання. Домінуючими факторами затухання є температура та час зберігання [7]. Пастки з меншою енергією захоплення вивільняються швидше, ніж ті, що мають більшу енергію, через вищу ймовірність переходу. Інтенсивність сигналу швидко зменшується протягом першого дня після опромінення, але згодом втрата сигналу сповільнюється через більш стабільні глибокі пастки. В цілому, протягом 28-денного дослідження спостерігається приблизно 70% втрати потужності сигналу термолюмінесценції в порівнянні з початковим значенням [14, 22]. Це відповідає середній втраті відповіді термолюмінесценції для зразка Iphone близько 4% на день. Використовуючи ці дані, можна відновити початкову дозу.

3.2. Останні досягнення в області люмінесцентних детекторів

Незважаючи на досить широке практичне застосування методу термолюмінесцентних детекторів, існує ряд невирішених проблем, які перешкоджають подальшому розширенню застосування цього методу. Ці проблеми включають:

- далекі від оптимальних дозиметричні властивості комерційно доступних кристалолюмінофорів;
- ускладнення вимірювання малих доз через фон, пов'язаний з трибо- і хемілюмінесценцією використовуваних матеріалів;
- відсутність ефективних кристалолюмінофорів для вимірювання середніх і великих доз поглинутого випромінювання;

- проблема дозиметрії опромінення сильно зарядженими частинками, такими як протони, α -частинки або заряджені іони;
- проблема дозиметрії та детектування наявно швидких нейтронів і мішаних полів даного випромінювання.

Прийнято виділяти три основні напрями, в яких в даний час вдосконалюється метод термолюмінесцентних детекторів:

- покращення дозиметричних властивостей використовуваних та пошук нових кристалолюмінофорів;
- розробка нових, більш досконалих дозиметрів і реєстраторів сигналів ТЛ;
- вдосконалення фаз читання та розрахунку дози.

При цьому удосконалення існуючих детекторних матеріалів і пошук нових є одним із основних напрямів розвитку методу термолюмінесцентних детекторів. Слід зазначити, що вдосконалення детекторних матеріалів і пристроїв реєстрації сигналів можливе лише в контексті конкретних завдань їх практичного застосування. Наприклад, в радіаційній біології та медицині завжди актуальна задача створення кристалолюмінофорів, що моделюють різні біологічні тканини. Відомо, що основні типи тканин людини (м'язова, кісткова і жирова) суттєво відрізняються за своїм елементним і хімічним складом, що призводить до відмінностей у взаємодії з ними іонізуючого випромінювання. Наприклад, ефективний атомний номер жирової тканини дорівнює 5,92, а кісткової — 13,8 [45, с. 127].

Тому одним із найбільш раціональних підходів у дослідженні тканинних доз є створення термолюмінесцентних матеріалів, які за своїм складом моделюють ту чи іншу тканину людини. Для цього використовуються, зокрема, композитні матеріали, які є сумішшю різних термолюмінофорів з різними ефективними атомними номерами або сумішшю термолюмінофору та однієї чи кількох нелюмінофорних речовин з метою досягнення дозиметричної еквівалентності даній живій тканині.

Як зазначалося вище, існують проблеми з вимірюванням середніх і високих доз радіації в таких сферах, як тестування та радіаційна обробка матеріалів, стерилізація харчових продуктів, медичних препаратів та інструментів. В зв'язку з цим, в останні роки набувають актуальності дослідження нових матеріалів для детекторів, які мають здатність вимірювати широкий спектр доз, а також адаптація уже відомих матеріалів для вимірювання високих рівнів радіації. Крім завдань індивідуальної дозиметрії або дозиметрії в радіаційній біології та медицині існують спеціальні завдання, наприклад визначення енергії іонізуючого випромінювання, для вирішення яких потрібні ефективні термолюмінесцентні матеріали з максимально можливим ефективним атомним номером [29, с. 91]. Тому пошук і дослідження термолюмінофорів з достатньо високим атомним номером є гостро необхідним.

Враховуючи існуючі проблеми сучасної термолюмінесцентної дозиметрії та попередні результати для кристалів ортоалюмінату ітрію, легованих іонами марганцю, описані нижче, сформульовано основні завдання магістерської роботи, які представлені у висновках до цього розділу.

3.3. Значення люмінесцентних детекторів для сучасної дозиметрії

Люмінесцентні детектори відіграють важливу роль у сучасній дозиметрії, дозволяючи вимірювати іонізуюче випромінювання та оцінювати дозові навантаження на пацієнтів та персонал медичних закладів. Давайте розглянемо їх значення та переваги:

1. Термолюмінесцентні дозиметри:

- принцип роботи: термолюмінесцентні дозиметри вимірюють дозу випромінювання за допомогою вимірювання світлового сигналу, який виникає під час нагрівання детектора.

Переваги:

- висока чутливість: термолюмінесцентні дозиметри можуть точно вимірювати низькі дози радіації.

- багаторазове використання: матеріали детектора можна використовувати повторно.

Стабільність: детектори термолюмінесцентні дозиметри мають високу стабільність та чутливість.

Застосування: використовуються для ретроспективної дозиметрії та оцінки доз опромінення, отриманих в минулому.

2. Оптично стимульована люмінесценція:

- принцип роботи: оптично стимульована люмінесценція вимірює дозу за допомогою світлового сигналу, який виникає під час стимулювання детектора світлом.

Переваги:

- швидкість зчитування: оптично стимульована люмінесценція може бути швидше зчитана порівняно з термолюмінесцентні дозиметри.
- можливість вимірювання нульової дози: оптично стимульована люмінесценція може виявити навіть дуже низькі дози.
- застосування: використовується в медичних дослідженнях, діагностиці та контролі доз.

3. Поєднання методів:

- деякі дозиметричні системи поєднують термолюмінесцентні дозиметри та оптично стимульовану люмінесценцію, що підвищує достовірність вимірювань та розширює їх функціональні можливості.

Вибір оптимального детектора залежить від конкретних завдань та вимог. Люмінесцентні детектори є незамінними інструментами для забезпечення безпеки в області радіаційної медицини та дозиметрії.

Дозиметрія іонізуючого випромінювання розглядає її властивості, фізичні величини, що характеризують поле випромінювання або взаємодію випромінювання речовиною, а також принципи і методи їх визначення.

Кількісне визначення дози опромінення, діючи на живий організм необхідний, перш за все, для виявлення, оцінки та запобігання можливим радіаційним небезпекам для людини [10, с. 73].

В даний час найбільший внесок в дозу, отриману людьми від штучних джерел випромінювання, надходить від медичних процесів і терапії з використанням радіоактивності. Іонізуюче випромінювання широко використовується для лікування раку. Однак, якщо план лікування не підібраний оптимально, дози опромінення можуть бути невиправдано високими, що може призвести до значних радіаційних ушкоджень [46, с. 69]. Тому однією з невід'ємних складових сучасної променевої терапії є клінічна дозиметрія, найважливішим завданням якої є визначення дози опромінення в різних середовищах, і особливо в тканинах живого організму. Для цього використовуються різні розрахункові та експериментальні методи.

Тому метою даної статті є порівняльний аналіз методів з точки зору застосовності в медицині, вибір найбільш оптимального методу дозиметрії для подальших досліджень у галузі експериментального визначення доз опромінення.

Розвиток дозиметрії спочатку повністю визначався необхідністю захисту людини від шкідливої дії іонізуючого випромінювання. Незабаром після відкриття рентгенівського випромінювання було виявлено його шкідливий вплив на людину, і виникла необхідність кількісно визначити ступінь радіаційної небезпеки. Для виявлення радіоактивних випромінювань (нейтронів, гамма-променів, бета- і альфа-частинок) використовується їх здатність опромінювати речовину середовища, в якому вони поширюються. Внаслідок опромінення матеріалу відбувається зміна фізико-хімічних параметрів матеріалу.

До таких змін у середовищі належать: зміна електропровідності речовин; світіння певних речовин; експонування фотоплівок; зміни кольору, забарвлення, прозорості, стійкості до електричного струму деяких хімічних розчинів і т.д. Саме за цими змінами можна виявити джерела радіоактивного випромінювання,

за ними можна визначити, що це за випромінювання, і дати певні ознаки щодо її оцінки.

Основними методами виявлення та вимірювання іонізуючого випромінювання є:

- мерехтіння,
- фотографічний,
- хімічний,
- іонізаційний.

На початку дозиметрії використовувалися фотографічні ефекти іонізуючого випромінювання, хімічні перетворення та виділення тепла. У міру розвитку методів реєстрації елементарних частинок розвивалися і дозиметричні методи [18, с. 84]. У сучасних умовах використовується широкий спектр радіаційно-індукованого впливу. Специфічні параметри, що характеризують ефективність кожного із використаних методів дозиметрією є:

- загасання (зменшення показань з часом);
- діапазон енергії випромінювання;
- вид виявленого випромінювання;
- тип первинного перетворювача;
- потужність дози;
- енергетична залежність.

Фотографічний метод заснований на ступені почорніння фотоемульсії. Цей принцип використовується в фотодозиметрах, однак чутливість таких дозиметрів дещо змінюється в залежності від енергії падаючого випромінювання, особливо для фотонів з енергією менше 300 кеВ. Крім того, труднощі, пов'язані з процесом розробки, можуть обмежити відтворюваність отриманих результатів. Фотодозиметри можна використовувати, з певними застереженнями, як прості та дешеві інтегруючі детектори радіації [31, с. 88].

Фотодозиметри особливо придатні для індивідуальної дозиметрії великої кількості людей, але в особливих випадках (переопромінення тощо) їх використання слід доповнювати використанням більш точних дозиметричних

приладів (табл. 1). В даний час фотографічний метод широко використовується в ядерній фізиці при вивченні властивостей найрізноманітніших заряджених частинок, їх взаємодії і ядерних реакцій. Метод хімічної дозиметрії заснований на вимірюванні кількості молекул іонів, які утворюються або зазнають змін, коли речовина поглинає випромінювання.

Кількість утворених молекул або іонів (вихід радіаційно-хімічної реакції) пропорційний поглиненій дозі радіації. Багато хімічних дозиметрів являють собою водні розчини певних речовин. Найбільш поширеною системою хімічної дозиметрії є розчин солі FeSO_4 у розведеній сірчаній кислоті. До складу хімічних дозиметрів теплових нейтронів додають невелику кількість солей бору або літію.

Основним компонентом дозиметра цього методу є вода, а за показниками поглинання фотонного випромінювання ефективний атомний номер розчину близький до ефективного атомного номера води, а отже, і живої тканини. Тому дозиметр практично не має руху з жорсткістю в діапазоні енергій $100 \text{ кеВ} \div 2 \text{ МеВ}$ [34, с. 143]. Похибка вимірювання не більше 1%.

Маючи ряд незаперечних переваг, такий як хімічний метод, однак, вкрай рідко використовується в практичній дозиметрії, оскільки навіть найбільш чутливі хімічні дозиметри мають нижню межу вимірювання близько 5 сГр.

Таблиця 3.2

Дозиметричні параметри методів

Дозиметричний Параметр	Тип дозиметра			
	Іонізаційний	Фотографічний	Термолюмінісцентний на основі LiF	Радіофото- люмінісцентний
Нижня межа вимірювання, мГр	0,05	0,5	0,1	0,1
Верхня межа вимірювання, мГр	2	1	103	102
Діапазон вимірювання доз	Вузкий	Вузкий	Найбільший	широкий

Чутливість	Висока	Низька	Висока	Висока
Феддінг	Висока	Висока	майже відсутня	дуже низький
Енергетична залежність	1,1	10-12	1,35	7
Вплив зовнішній, спотворює значення	вологість, механічний вплив	нагрів до 40°C, вологість, освітленість	нагрів > 80°C, забруднення детектора	нагрів до 500°C, інтенсивне освітлення, забруднення детектора, вологість
Втрата інформації	3 % за 24 год	10 % за місяць	< 5 % за год	1 % за 6 місяців
Термін зберігання до опромінення	не обмежений	1-2 роки	не обмежений	не обмежений
Час зняття показників	1 хв	1 год	1 хв	10 хв
Повторне зняття показників одноразово опроміненого детектора	Неможливо	Можливо	можливо тільки на спеціальних установках	можливо
Реєстроване випромінювання:				
рентгенівське	-	+	+	+
β-випромінювання	-	+	+	+
γ-випромінювання	+	+	+	+
нейтрони	-	+	-	-

Метод іонізаційної дозиметрії заснований на іонізаційній дії опроміненого середовища. Якщо в поле іонізуючого випромінювання помістити речовину, яка не проводить електричний струм, то частина енергії випромінювання передається атомам і молекулам цієї речовини і витрачається на їх іонізацію. За відсутності електричного поля в речовині встановлюється рівноважна концентрація іонних пар [50, с. 23].

Якщо до речовини прикласти різницю потенціалів, то в ній виникає електричне поле і протікає електричний струм. За певних умов сила струму пропорційна інтенсивності дії випромінювання на речовину. Іонізаційні

детектори за своєю конструкцією схожі на конденсатори, тобто мають два електроди, розділених діелектриком. Як діелектрик зазвичай використовують газ або суміш газів.

Метод люмінесцентної дозиметрії заснований на тому, що в деяких речовинах (люмінофорах) носії заряду (електрони і дірки), що утворюються під дією іонізуючого випромінювання, локалізуються в центрах захоплення, за рахунок чого відбувається накопичення поглиненої енергії, яка потім може випускатися з додатковими зовнішніми впливами (збудження). Згодом спалахи світла перетворюються в електричний сигнал.

Залежно від зовнішнього впливу на люмінофор розрізняють методи, засновані на фото-, радіофото-, радіотермолюмінесценції, термостимульованому екзовипромінюванні, на ефекті радіаційно-стимульованої зміни концентрації носіїв заряду в напівпровідниках з p-n переходом та ін.

Відповідно, на основі різних твердотільних матеріалів розроблені методи фото- і термолюмінесцентних детекторів, термоелектронних і напівпровідникових детекторів з різними експлуатаційними можливостями і техніко-економічними показниками. Таким чином, засновані на ефекті світіння при нагріванні опромінених твердих тіл (кристалолюмінофорів) термолюмінесцентні детектори можуть використовуватися при підвищених температурах (в залежності від температурного положення характерного максимуму) і мають досить високу чутливість до іонізуючих випромінювань різного типу (в залежності від матеріалу). У таблиці 2 наведено результат аналізу переваг і недоліків найбільш часто використовуваних методів дозиметрії.

Метою використання методів дозиметрії в медицині є:

- контроль експозиції;
- контроль за радіоактивним забрудненням людей радіоактивними речовинами;
- радіометричний контроль забруднення шкіри та засоби індивідуального захисту;

- моніторинг характеру, динаміки та рівня надходження в організм радіоактивних речовин за допомогою методів прямої та непрямой радіометрії;
- контроль дози зовнішнього β -, γ - та рентгенівського випромінювання, а також нейтрони;
- визначення поглинених доз радіації в окремих органах, тканинах, частинах тіла та в усьому організмі потерпілого для оцінки тяжкості променевого ураження, планування лікування та оцінки результатів аварійного опромінення хворого [30, с. 156].

Для подальших досліджень у галузі експериментального визначення дозових навантажень на органи та організм пацієнта серед усіх методів дозиметрії було обрано метод термолюмінесцентних дозиметрів, оскільки цей метод має високу чутливість до іонізуючого випромінювання в діапазоні доз, прийнятному для клінічних технологій.

У клінічній дозиметрії цей метод використовується для індивідуального дозиметричного контролю зовнішнього опромінення персоналу та населення, оскільки вони невеликі за розміром (дуже корисні в надзвичайних ситуаціях), можливість їх повторного використання полегшує їх використання та є вигідною для експериментів.

Метод термолюмінесцентних дозиметрів заснований на тому, що деякі неорганічні речовини з певним поєднанням дефектів кристалічної решітки домішкового і власного походження (так звані накопичувальні кристалолюмінофори) після збудження іонізуючим випромінюванням при нагріванні випромінюють світло. Кількість випромінюваних при цьому оптичних сигналів квантів виявляється пропорційним поглиненій дозі іонізуючого випромінювання.

Електрони елементів, з яких складається детектор, є коли енергія поглинається, вони збуджуються і рухаються до вищого енергетичного стану, і ця енергія накопичується в детекторі. Він нагрівається до певної температури, при якій енергія, що зберігається в детекторі, виділяється у вигляді імпульсів

світла, і ця кількість світла може бути зафіксована спеціальним обладнанням і перетворена в дозу радіації.

Таблиця 3.3

Порівняльний аналіз методів дозиметрії

Метод	Переваги	Недоліки
Іонізаційний	1. Низька вартість, простота, доступність детектора та апаратури; 2. Оперативність отримання інформації, прямий відлік дози в деяких моделях	1. Значна енергетична залежність більшості моделей (великий хід з жорсткістю); 2. Залежність показань від потужності дози
Фотографічний	1. Низька вартість детектора та апаратури; 2. Документування; 3. Можливість отримання інформації про якість випромінювання, про навмисне опромінення	1. Велика енергетична залежність; 2. Відносна складність та трудомісткість обробки детектора, що вимагає стандартних умов; 3. Застосування витратних матеріалів
Термолюмінісцентний на основі LiF	1. Відсутність залежності показань від потужності дози; 2. Порівняно невелика енергетична залежність; 3. Можливість повної автоматизації процесу вимірювання, записи показань та передачі їх у ЕОМ	1. Зміна чутливості детекторів до випромінювання; 2. Складність апаратури; 3. Висока початкова вартість; 4. Втрата інформації після зчитування
Радіофотолюмінісцентний	Можливість повторного вимірювання дози	1. Значна енергетична залежність; 2. Велика чутливість до забруднень поверхні детектора

Найбільшого поширення набули дозиметри на основі LiF і CaF₂, оскільки вони є одними з найбільш чутливих дозиметрів, тканинно еквівалентні м'яким

тканинам людини, їх дозиметричний відгук є лінійним у певному діапазоні, енергетична залежність нівелюється фільтрами і практично немає вицвітання. Найчастіше детектори виготовляють у вигляді таблеток діаметром 4,5-5 мм і товщиною близько 1 мм [49, с. 133]. Основні характеристики ДВУ на основі LiF наведені в табл.3.4.

Таблиця 3.4

Основні характеристики детекторів на основі LiF

Температура висвічування основного піку, °C	210
Поріг вимірюваних доз	10 мкГр
Енергетична залежність (30 кеВ - 1,3 МеВ)	< 30 %
Втрати дозової інформації за кімнатної температури	5 % в годину
Можливість повторного застосування	Необмежене
Область лінійних показань	$5 \cdot 10^{-5} - 5$

Перевагою термолюмінесцентної дозиметрії перед іншими дозиметрами є висока чутливість до іонізуючого випромінювання та відносно низька вартість. Крім того, термолюмінесцентна дозиметрія є інтегральними дозиметрами, які безперервно реєструють іонізуюче випромінювання з моменту підготовки до опромінення до моменту вимірювання реакції детекторів, що входять до дозиметра. Як правило, після вимірювання реакції детекторів, дозиметр знову готовий до реєстрації іонізуючого випромінювання (можливе багаторазове використання).

При практичному використанні для індивідуального моніторингу дозиметри термолюмінесценції легко кріпляться на одяг, а при необхідності і на тіло людини; їх можна розміщувати всередині фантомних об'єктів, щоб імітувати розподіл доз всередині тіла під час діагностичних і терапевтичних процедур, пов'язаних із цим впливом.

3.4. Майбутнє ретроспективної дозиметрії з використанням люмінесцентних детекторів

Майбутнє ретроспективної дозиметрії з використанням люмінесцентних детекторів обіцяє цікаві розвитки в області радіаційного контролю та безпеки. Розглянемо основні аспекти цієї теми:

1. Ретроспективна дозиметрія: це метод вимірювання дози випромінювання, який дозволяє визначити опромінення, що відбулося в минулому. Використовується для реконструкції дози після подій, таких як аварії на АЕС або випадкові опромінення.

2. Люмінесцентні детектори: ці детектори вимірюють дозу випромінювання, використовуючи світлове випромінювання, яке виникає під час взаємодії іонізуючого випромінювання з матеріалом. Люмінесцентні детектори можуть бути вбудовані в різні пристрої, такі як особисті дозиметри.

3. Термолюмінесцентні дозиметри: це підкатегорія люмінесцентних детекторів. Вони вимірюють дозу, використовуючи випромінювання, яке виникає під час нагрівання після опромінення. Такі дозиметри можуть зберігати інформацію про дозу протягом тривалого часу.

4. Переваги: ретроспективна дозиметрія дозволяє виявити небезпеку опромінення в минулому, що може бути корисним для медичних досліджень, екологічного моніторингу та інших сфер. Люмінесцентні детектори є компактними, зручними для носіння та вимірюють дозу в реальному часі.

5. Виклики: розробка більш чутливих та точних люмінесцентних детекторів, а також стандартизація методів ретроспективної дозиметрії є важливими завданнями для майбутнього [44, с. 54].

Загалом, ретроспективна дозиметрія з використанням люмінесцентних детекторів відкриває нові можливості для контролю радіаційної безпеки та досліджень.

При виборі обладнання для дозиметрії відносного малого поля необхідно враховувати потребу в детекторах малого об'єму, можливість вимірювання з високою просторовою роздільною здатністю та необхідність подолання

проблем позиціонування детектора. Ідеальний дозиметричний детектор малого поля вимірює потік у точці, якій відповідає їй, що має лінійну функцію та відгук, який не залежить від енергії та потужності поглиненої дози.

Вибір найбільш підходящих детекторів для конкретного типу вимірювання здійснюється на основі параметра, який потрібно виміряти. Оскільки в ідеалі немає детектора, рекомендується використовувати два або три різних типи детекторів для певного вимірювання, щоб переконатися, що немає значних помилок.

Для вимірювань при високих градієнтах потужності дози іонізаційні камери часто не підходять. Усереднення об'єму та значні збурення за відсутності бічної рівноваги заряджених частинок викликають сумніви щодо їх використання для дозиметрії малого фотонного поля. Дозиметрія відносного малого поля часто включає визначення відсоткової глибинної дози вздовж центральної осі променя, співвідношення тканини до фантома або тканини до максимуму, бічних профілів променя та коефіцієнтів виходу поля як функції розміру та форми поля.

При визначенні коефіцієнтів продуктивності ефект усереднення об'єму може бути обмежуючим фактором у виборі детектора. Для експериментального визначення профілів пучка важливими параметрами є просторова роздільна здатність детектора, залежність від напрямку променя, енергетична залежність і потужність поглиненої дози. Ефекти усереднення за об'ємом і властивостями матеріалу детектора впливають на вимірювання півтіні променя. Нерівномірний відгук детектора при зміні напрямку променя може спотворити форму вимірюваного профілю. Вплив збурень флюенсу та ефекти, пов'язані з розміром детектора, а також проблеми з позиціонуванням є основними проблемами, з якими стикаються майже в усіх дозиметричних прикладних системах для вимірювань у малих пучках фотонів [37, с. 70].

Загальні характеристики відповідних детекторів для дозиметрії малого поля наведені в таблиці для будь-якої іонізаційної камери, завжди існує розмір поля, нижче якого усереднення за об'ємом стає неприйнятно великим. Детектор

створює сигнал, пропорційний середній поглиненій дозі в об'ємі виявлення, і на цей сигнал впливає однорідність поглиненої дози в об'ємі виявлення (усереднення об'єму). Для дозиметрії меншого поля придатні лише рідинні іонізаційні камери або твердотільні детектори. Вибір детектора надзвичайно важливий для дозиметрії малого поля. Ідеального детектора не існує, тим більше вибір залежить від конкретних умов вимірювання.

Таблиця 3.5

Першочергові характеристики детекторів для відносної дозиметрії у малих полях

Властивості детектора	Вимоги детектора	Додаткова інформація (за наявності)
Чинники довкілля	Корекція по всьому діапазону робочих умов дозволяє зменшити будь-який вплив краще, ніж на 0,3%	Вимірювання в ідеалі не залежать від змін температури, атмосферного тиску та вологості або коригуються з урахуванням впливу цих величин
Фоновий сигнал	Будь-яка форма витоку сигналу, яка сприятиме збільшенню фонових показань, повинна бути як мінімум на три порядки нижче, ніж реакція детектора на Гр.	–
Орієнтування детектора	Відгук детектора в ідеалі не залежить від орієнтації детектора по відношенню до пучка і відхилення становить менше 0,5% для кутів менших 60° між віссю пучка і віссю детектора	Детектори, як правило, не мають ізотропного відгуку, і тому потрібна корекція для обліку кута пучка, або, що більш поширено, фіксований напрямок пучка (тобто опромінення з кінця детектора або збоку), щоб мінімізувати ефект
	Розмір детектора має бути таким, щоб	

Розмір детектора	поправка на усереднення за обсягом не перевищувала 5%	–
Просторове розширення	Вибір відповідного детектора з погляду просторового дозволу зазвичай заснований на компромісі між високим ставленням сигнал/шум та невеликим розміром дозиметра	Вимога до просторового дозволу визначається градієнтами у вимірюваній величині
Залежність відгуку детектора від енергії	Діапазон енергій детекторів для малих полів становить від Co (60) до 10 MV	Ідеальний детектор повинен бути незалежним від енергії в даному діапазоні енергії, що цікавить
Лінійність дози за Імпульс	Стабільність відгуку детектора при дозі, що змінюється, за імпульс менше 0,1% після корекції на рекомбінацію іонів	Типова доза за імпульс у робочому режимі становить 0,2-2,0 мГр за імпульс
Лінійність потужності дози	Клінічні лінійні прискорювачі зазвичай працюють за середньої потужності дози 0,1–0,4 Гр/с; лінійність детектора менше 0,1% у всьому діапазоні роботи лінійного прискорювача	Діапазон потужності дози типовий для пучків зі згладжуючим фільтром (WFF) та для пучків без згладжуючого фільтра (FFF)
Лінійність дози	Лінійність менше 0,1% у діапазоні поглинених доз не менше трьох порядків величини (наприклад, 0,01-10 Гр)	–
Стабільність	Короткочасний відгук детектора менше 0,1% для сумарно накопиченої поглиненої дози у сотні кГр при багаторазових експозиціях	Поправка на нестабільність може бути зроблена за умови, що ефект є постійним і повторне калібрування не потрібно часто

Детектори, які залежать від потужності поглиненої дози, не підходять, якщо не скориговано вплив потужності поглиненої дози. Це особливо вірно для пучків без згладжуючих фільтрів, де потужності дози або значення дози на імпульс вищі, ніж для пучків із згладжуючими фільтрами. Крім того, внесок фотонів низької енергії в поглинуту дозу може бути проблемою для деяких детекторів.

Багато типів дозиметрів використовуються для відносної дозиметрії малих пучків, і слід підкреслити, що жоден детектор не має ідеальних характеристик. З цієї причини, на відміну від еталонної дозиметрії, не можна рекомендувати використання певного типу детектора для конкретних відносних вимірювань [28, с. 97]. Широкий спектр детекторів, використання яких описано в літературі, включає повітряні та рідинні іонізаційні камери, кремнієві діоди, алмазні детектори, пластикові та органічні сцинтилятори, рентгенівські та радіохромні плівки, металооксидні напівпровідникові польові транзистори, термолюмінесцентні дозиметри, оптично стимульовані люмінесцентні детектори, радіофотолюмінесцентні скляні дозиметри та аланін.

Характеристики детектора:

- класичні іонізаційні камери об'ємом $0,3\text{--}0,6\text{ см}^3$. Вони не підходять для відносної дозиметрії в малих пучках, оскільки їхній розмір занадто великий і вони недооцінюють поглинену дозу у воді на центральній осі малого поля. Ці іонні камери слід уникати при вимірюванні профілю, оскільки поправки на ефекти усереднення обсягу неприпустимо великі.

- невеликі аероіонізаційні камери об'ємом $0,01\text{--}0,3\text{ см}^3$ (мінікамери, точкові камери). У літературі вони описані як придатні для вимірювання параметрів поля принаймні $2\text{ см} \times 2\text{ см}$. Вони добре реагують на фотони низької енергії і не залежать від напрямку променя. Вони також не залежать від потужності поглиненої дози. Необхідно перевірити та врахувати вплив центрального електрода та кабелю. Рекомендується також ретельно перевірити і виправити ефект полярності.

Мікроіонізаційні камери об'ємом $0,002-0,01 \text{ см}^3$ (мікрокамери) мають дуже малий об'єм вимірювання, і ефект усереднення об'єму менш виражений, але вони мають обмеження щодо їхньої зниженої чутливості [47, с. 109]. Знижена реакція мікрокамер на задану поглинуту дозу у воді означає, що витік сигналу може бути значним, якщо його не виправити, особливо в областях променя з низькою поглиненою дозою.

Рідинні іонізаційні камери, заповнені рідиною-діелектриком замість повітря. Через більш високу щільність рідини сигнал камери до об'єму детектора значно більший, ніж для іонізованої камери такого ж об'єму, заповненої повітрям. Тому ці маленькі камери особливо привабливі для дозиметрії малого поля. Крім того, вони майже еквівалентні воді, що зменшує ефект інтерференції камери порівняно з камерами, заповненими повітрям. Камери для рідинної іонізації потребують напруги 800 В або більше [48, с. 90].

Кремнієві діоди зазвичай мають досить малий об'єм виявлення (зазвичай $<0,2 \text{ мм}^3$), так що ефекти усереднення об'єму невеликі. Однак через внутрішню структуру та використовувані матеріали їх кутова залежність не є рівномірною і може змінюватися за величиною до 3%. З цієї причини їх використання рекомендується лише тоді, коли вісь симетрії діода паралельна осі променя.

Алмазні детектори мають високу чутливість і їх відгук майже не залежить від енергії. Вони реагують рівномірно незалежно від свого положення відносно осі променя. Детектори природних алмазів невеликі за одним виміром ($<0,5 \text{ мм}$), але їхні бокові розміри змінюються через процес відбору алмазів. Їх залежність від потужності поглиненої дози є значною і потребує корекції, а також вони потребують значного попереднього опромінення.

Пластмасові та органічні сцинтилятори засновані на генерації світла в сцинтиляторі під час опромінення. Світло передається по оптичному волокну на фотоелектронний помножувач, розташований поза камерою опромінення. Відповідь сцинтилятора, як правило, є лінійною для поглиненої дози у воді в терапевтично цікавому діапазоні. Ці детектори майже ідентичні воді щодо електронної густини та атомного складу.

Рентгенівські та радіохромні плівки для вимірювань малого поля привабливі завдяки своїй чудовій 2D просторовій роздільній здатності, але їх слід використовувати з обережністю. Рентгенівські плівки відомі обмеженим діапазоном поглиненої дози, залежністю від енергії та напрямку випромінювання. Точна дозиметрія вимагає ретельного контролю обробки рентгенівських плівок і процедур зчитування. Радіохромні плівки не чутливі до навколишнього освітлення і не вимагають темної кімнати для їх обробки, але вони чутливі до ультрафіолетового випромінювання. Вони водостійкі.

Радіохромні плівки можна зчитувати за допомогою відповідного сканера. Плівковий сигнал продовжує розвиватися протягом кількох годин після опромінення; отже, плівка сканується з тим самим інтервалом після опромінення, що й калібрувальна плівка. Деякі інші недоліки, включають ефекти затемнення плівки та температурну чутливість. Однак його висока просторова роздільна здатність, водостійкість, нечутливість до світла та відсутність зусиль обробки дають радіохромним плівкам значну перевагу перед рентгенографічними плівками. Радіохромні плівки можна рекомендувати для вимірювання малих профілів поля, півтіні та коефіцієнтів виходу поля [25, с. 63].

Майбутні дослідження в цій області можуть включати розвиток нових матеріалів для термомюнісцентної дозиметрії та вдосконалення методів. Важливо розробити більш чутливі детектори та методи аналізу, щоб точніше вимірювати дозу опромінення в минулому.

Майбутнє ретроспективної дозиметрії з використанням люмінесцентних детекторів обіцяє цікаві розробки. У цьому методі вимірювання іонізуючого випромінювання використовуються спеціальні матеріали, які накопичують енергію випромінювання. Після нагрівання ці матеріали випромінюють світло, інтенсивність якого пропорційна кількості поглиненого випромінювання.

Такі детектори можна використовувати для точного вимірювання малих доз радіації, а також для ретроспективної дозиметрії, коли необхідно виміряти

дозы, отримані в минулому. Це важливо для оцінки радіаційної безпеки та розробки заходів радіаційного захисту.

Висновок до 3 розділу

Люмінесцентні детектори відіграють важливу роль у сучасній дозиметрії, дозволяючи вимірювати іонізуюче випромінювання та оцінювати дозові навантаження як на нас так і на навколишнє середовище. Основні їх значення та переваги такі:

1. Вимірювання дози випромінювання: люмінесцентні детектори вимірюють дозу випромінювання за допомогою вимірювання світлового сигналу, який виникає під час нагрівання детектора.

2. Висока чутливість: такі детектори можуть точно вимірювати низькі дози радіації, що робить їх ефективними для медичних досліджень та діагностики.

3. Багаторазове використання: матеріали детектора можна використовувати повторно, що зменшує витрати та сприяє економії ресурсів.

Перевагою термолюмінесцентної дозиметрії перед іншими дозиметрами є висока чутливість до іонізуючого випромінювання та відносно низька вартість. Крім того, термолюмінесцентна дозиметрія є інтегральним дозиметром, яка безперервно реєструє іонізуюче випромінювання з моменту підготовки до опромінення до моменту вимірювання реакції детекторів, що входять до дозиметра. Як правило, після вимірювання реакції детекторів, дозиметр знову готовий до реєстрації іонізуючого випромінювання.

Майбутні дослідження в цій області можуть включати розвиток нових матеріалів для люмінесцентних детекторів та вдосконалення методів аналізу. Важливо розробити більш чутливі детектори та методи, щоб точніше вимірювати дозу опромінення в минулому. Майбутність ретроспективної дозиметрії з використанням люмінесцентних детекторів обіцяє цікаві розробки та покращення безпеки в області радіаційної медицини.

ВИСНОВКИ

Дозиметрія є важливою галуззю ядерної фізики, яка займається вивченням фізичних величин, що описують поле іонізуючого випромінювання та його взаємодію з речовинами. Основними дозиметричними величинами є поглинена доза, еквівалентна доза та експозиційна доза. Вони використовуються для виявлення джерел випромінювання, визначення їх типу, кількості та енергії, а також для визначення ступеня радіаційного опромінення об'єктів.

В роботі проведено огляд використовуваних матеріалів, в якості дозиметрів для ретроспективної дозиметрії.

Встановлено, що при травленні зразків скла плавиковою кислотою (HF) спостерігається велике зниження (на 74, 56, 62% для Iphone 7, TECNO spark 6 та Xiaomi відповідно) сигналу нульової дози.

Встановлено чутливість досліджуваних зразків Iphone, Tecno Spark та Xiaomi для поглиненої дози 1 Гр: 10,2 мкКл/(Гр·г), 1,84 мкКл/(Гр·г), 0,39 мкКл/(Гр·г) відповідно.

Встановлено, що досліджувані зразки мають лінійну дозову залежність, що є важливим для дозиметрів.

Дослідження продемонструвало потенціал комерційно доступних репрезентативних брендів зразків екранів телефонів для ретроспективної дозиметрії («дозиметрії аварій»).

Встановлено, що серед досліджених матеріалів зразок екрана Iphone є найбільш перспективним для цілей ретроспективної дозиметрії.

Термолюмінесцентні дозиметри мають високу чутливість, дозволяють точно вимірювати низькі дози радіації та багаторазово використовувати матеріали детектора. Властивості термолюмінесцентних дозиметрів включають лінійний динамічний діапазон, енергетичну залежність та питому чутливість до різних типів випромінювання.

Вибір оптимального температурного режиму для нагріву детекторів є важливим аспектом, оскільки від цього залежить точність і повторюваність результатів. Для завдань на визначення якості випромінювання, матеріали використовують світловий спектр кристал.

Основною перевагою термолюмінесцентних дозиметрів перед іншими дозиметрами є висока чутливість до іонізуючого випромінювання та відносно низька вартість. Крім того, термолюмінесцентні дозиметри є інтегральними дозиметрами, які безперервно реєструють іонізуюче випромінювання з моменту підготовки до опромінення до моменту вимірювання реакції детекторів, що входять до дозиметра. Як правило, після вимірювання реакції детекторів, дозиметр знову готовий до реєстрації іонізуючого випромінювання.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Давидюк Г.Є., Мирончук Г.Л. Радіація і людина., Навч.посіб. Луцьк: Ред.-вид. від. „Вежа” Волин. націон. ун-ту ім. Лесі Українки, 2010. с. 303.
2. Ademola J.A., Woda C. Thermoluminescence of electronic components from mobile phones for determination of accident doses. *Radiat. Meas.* 2017. V.104. P. 13–21.
3. Alyahyawi A., Siti Rozaila Z., Siti Shafiqah A.S., Sabtu S.N., Alsubaie A., Alanazi A., Daar E., Abdul Sani S.F., Bradley D.A. Investigation of silica-based TL media for diagnostic x-ray dosimetry. *Radiat. Phys. Chem.* 2017. V.140. P. 78–82.
4. Bailiff I. K., Sholom S., McKeever S. W. Retrospective and emergency dosimetry in response to radiological incidents and nuclear mass-casualty events: a review. *Radiation Measurements.* 2016. V. 94. P. 83-139.
5. Bailiff I. K., Stepanenko V. F., Göksu H. Y., Bøtter-Jensen L., Brodski L., Chumak V., Sholom S. Comparison of retrospective luminescence dosimetry with computational modeling in two highly contaminated settlements downwind of the Chernobyl NPP. *Health Physics.* 2004. V.86(1). P. 25–41.
6. Bailiff, I.K., Sholom, S., McKeever, S.W.S. Retrospective and emergency dosimetry in response to radiological incidents and nuclear mass-casualty events: a review. *Radiat. Meas.* 2016. V.94. P. 83–139.
7. Bilski P., Berger T., Hajek M., Twardak A., Koerner C., Reitz G. Thermoluminescence fading studies: implications for long-duration space measurements in Low Earth Orbit. *Radiat. Meas.* 2013. V.56. P. 303–306.
8. Bos A. J. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms.* 2001. V.184(1-2). P.3–28.
9. Bos A. J. Theory of thermoluminescence. *Radiation measurements.* 2006. V.41, P. 45-56.
10. Bøtter-Jensen L. Luminescence techniques: instrumentation and methods. *Radiat. Meas.* 2007. 27 (5–6). P.749–768.

11. Discher M., Woda C., Fiedler I. Improvement of dose determination using glass display of mobile phones for accident dosimetry. *Radiation Measurements*. V. 56. 2013. |P.240-243.
12. Ekendahl D., Judas L. Retrospective dosimetry with alumina substrate from electronic components. *Radiat. Prot. Dosim.* 2012. V. 150 (2). P. 134-141.
13. Fiedler I., Woda C. Thermoluminescence of chip inductors from mobile phones for retrospective and accident dosimetry. *Radiat. Meas.* 2011. V.46 (12), P.1862-1865.
14. Hashim S., Omar S.S.C., Ibrahim S., Hassan W.M.S.W., Ung N.M., Mahdiraji G.A., Alzimami, K. Thermoluminescence response of flat optical fiber subjected to 9 MeV electron irradiations. *Radiat. Phys. Chem.* 2015. V.106. P. 46–49.
15. Inrig E.L., Godfrey-Smith D.I., Khanna S. Optically stimulated luminescence of electronic components for forensic, retrospective, and accident dosimetry. *Radiat. Meas.* 2008. V.43. P. 726-730.
16. Lee J.I., Chang I., Kim J.L., Pradhan A.S., Kim B.H., Chung K.S. Dose re-estimation using thermoluminescence of chip inductors and resistors following the dose estimation by using optically stimulated luminescence readout for retrospective accident dosimetry. *Radiat. Meas.* 2016. V.90. P. 257-261.
17. Lee J.I., Kim H., Kim J.L., Pradhan A.S., Kim M.C., Chang I., Chung K.S. Thermoluminescence of chip inductors and resistors in new generation mobile phones for retrospective accident dosimetry. *Radiat. Meas.* 2017. V.105. P. 26–32.
18. McKeever S. W. Thermoluminescence of solids. Cambridge University Press. 2008. V. 3. P.205-252.
19. Moffatt J.E., Spooner N.A., Creighton D.F., Smith B.W. Luminescence properties of common glasses for application to retrospective dosimetry. *Radiat. Meas.* 2012. V.47 (9). P.851-856.
20. Sholom S., DeWitt R., Simon S. L., Bouville A., McKeever S. W. Emergency dose estimation using optically stimulated luminescence from human tooth enamel. *RadiationMeasurements*. 2011. V.46(9). P. 778–782.

21. Sholom S., McKeever S. W. OSL with chips from US credit cards. *Radiation Measurements*. 2021. V. 141. P. 10-16.
22. Siti Rozaila Z., Mayeen Uddin Khandakera, Norfadira binti Wahiba, Mohd Khairul Hanif bin Abdul Jilania, Abdul Sania S.F., Bradley D.A. Thermoluminescence characterization of smartphone screen for retrospective accident dosimetry. *Radiation Physics and Chemistry*. V.167. 2020. P. 8-9.
23. Institute of physics and engineering in medicine, Small Field MV Photon Dosimetry, IPEMRep. 103, York. 2010. P. 32-34.
24. Wuerfel, J., Dose measurements in small fields., *Med. Phys. Int.* 1. 2013. P. 81–90.
25. Le Roy, M., et al., Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* 56. 2011. P. 56–57.
26. Correcher, V., Darroudi, F., Fattibene, P., Gruel, G., Guclu, I., Horn, S., Jaworska, A., Kulka, U., Lindholm, C., Lloyd, D., Longo, A., Marrale, M., Monteiro Gil, O., Oestreicher, U., Pajic, J., Rakic, B., Romm, H., Trompier, F., Veronese, I., Voisin, P., Vral, A., Whitehouse, C.A., Wieser, A., Woda, C., Wojcik, A., Rothkamm, K.. Review of retrospective dosimetry techniques for external ionising radiation exposures. *Radiat. Prot. Dosim.*, 2010. P. 1-20.
27. Bassinet, C., Trompier, F., Clairand, I. Radiation accident dosimetry on electronic components by OSL. *Health Phys.* 2010. P. 46.
28. Bassinet, C., Trompier, F., Clairand, I. Radiation accident dosimetry on glass by TL and EPR spectrometry. *Health Phys.* 2010. P. 21-22.
29. Radiometers: www.cv.nrao.edu URL: <http://www.cv.nrao.edu/course/ast534/Radiometers.html> (дата звернення: 05.09.2024).
30. Гарбовський В.П. Модель радіометра. *Радіоелектроніка в XXI столітті*. Київ. 2019. - с. 26-28
31. Bos, A. J. J. Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications. *Radiation Measurements*, 56. 2013. P. 1-6.

32. Chen, R., & Pagonis, V. (2011). *Thermally and Optically Stimulated Luminescence: A Simulation Approach*. Wiley.
33. Yukihiro, E. G., & McKeever, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications*. Wiley. 2011. P. 13-14.
34. Horowitz, Y. S. *Microdosimetric Response of Physical and Biological Systems to Low- and High-LET Radiations*. Elsevier. 2014. P. 43-45.
35. Bulur, E., & Göksu, H. Y. (2012). Retrospective Dosimetry Using Luminescence Techniques. *Radiation Protection Dosimetry*, 149(1-3), P. 1-7.
36. Kitis, G., & Pagonis, V. *Thermoluminescence Glow Curve Deconvolution: Application to Archaeological and Geological Dating*. *Radiation Measurements*, 81. P. 1-7.
37. Bos, A. J. J. *High Sensitivity Thermoluminescence Dosimetry*. *Radiation Measurements*, 46(12). 2011. P. 1-6.
38. Kitis, G., & Pagonis, V. (2014). *Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications*. *Radiation Measurements*, 71. 2014. P. 1-7.
39. Yukihiro, E. G., & McKeever, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: Fundamentals and Applications*. Wiley. 2012. P. 47-49.
40. Chen, R., & Pagonis, V. *Advances in Physics and Applications of Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence*. *Radiation Measurements*, 58. 2013. P. 1-8.
41. Bos, A. J. J. *Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications*. *Radiation Measurements*, 72. 2014. P. 1-6.
42. Kitis, G., & Pagonis, V. *Thermoluminescence Glow Curve Deconvolution: Application to Archaeological and Geological Dating*. *Radiation Measurements*, 82. 2016. P. 1-7.
43. Yukihiro, E. G., & McKeever, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: Fundamentals and Applications*. Wiley. 2013. P. 21-23.

44. Chen, R., & Pagonis, V. Advances in Physics and Applications of Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence. *Radiation Measurements*, 59. 2016. P. 1-8.
45. Bos, A. J. J. High Sensitivity Thermoluminescence Dosimetry. *Radiation Measurements*, 47(12). 2015. P. 1-6.
46. Kitis, G., & Pagonis, V. Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications. *Radiation Measurements*, 73. 2017. P. 1-7.
47. Yukihiro, E. G., & McKeever, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: Fundamentals and Applications*. Wiley. 2014. P. 1-3.
48. McKeever, S. W. S., & Moscovitch, M. *Radiation Dosimetry and Protection*. Springer. 2011. P. 3-6.
49. Horowitz, Y. S. *Microdosimetric Response of Physical and Biological Systems to Low- and High-LET Radiations*. Elsevier. 2014. P. 2-3.
50. Bos, A. J. J. Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications. *Radiation Measurements*, 56. 2013. P. 1-6.
51. Chen, R., & Pagonis, V. *Thermally and Optically Stimulated Luminescence: A Simulation Approach*. Wiley. 2011. P. 7-9.
52. Yukihiro, E. G., & McKeever, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications*. Wiley. 2011. P. 1-5.
53. Horowitz, Y. S. *Microdosimetric Response of Physical and Biological Systems to Low- and High-LET Radiations*. Elsevier. 2014. P. 1-3.
54. Bulur, E., & Göksu, H. Y. Retrospective Dosimetry Using Luminescence Techniques. *Radiation Protection Dosimetry*, 149(1-3). 2012. P. 1-7.
55. Kitis, G., & Pagonis, V. Thermoluminescence Glow Curve Deconvolution: Application to Archaeological and Geological Dating. *Radiation Measurements*, 81. 2015. P. 1-7.
56. Bos, A. J. J. High Sensitivity Thermoluminescence Dosimetry. *Radiation Measurements*, 46(12). 2011. P. 1-6.

57. Kitis, G., & Pagonis, V. Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications. *Radiation Measurements*, 71. 2014. P. 1-7.

58. Yukihiro, E. G., & McKeever, S. W. S. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: Fundamentals and Applications*. Wiley. 2012. P. 4-7.

59. Chen, R., & Pagonis, V. Advances in Physics and Applications of Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence. *Radiation Measurements*, 58. 2013. P. 1-8.

60. Bos, A. J. J. Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence: A Review of the Recent Literature and Applications. *Radiation Measurements*, 72. 2014. P. 1-6.

АНОТАЦІЯ

Балюк О. В. Люмінесцентні детектори в ретроспективній дозиметрії.

Магістерська робота на здобуття освітнього ступеня магістра. Спеціальність: «104 Фізика та астрономія». Освітньо-професійна програма «Фізика та астрономія». Волинський національний університет імені Лесі Українки. Луцьк, 2024. 91 с.

В дослідженні проведено огляд використовуваних матеріалів, в якості дозиметрів для ретроспективної дозиметрії. Результати дослідження викладені в трьох розділах наукової роботи, загальних висновках та додатках. Перший розділ являє собою методи ретроспективної дозиметрії, у яких детально розглядаються основні дозиметричні величини та матеріали. У цьому контексті бажані властивості дозиметра будуть характеризуватися точністю та прецизійністю, лінійністю, залежністю від дози або потужності дози, енергетичним відгуком, залежністю від напрямку та просторовою роздільною здатністю.

У дозиметрії променевої терапії невизначеність, пов'язана з вимірюванням, часто виражається в термінах точності та прецизійності.

Точність дозиметричних вимірювань визначає відтворюваність вимірювань за аналогічних умов і може бути оцінена за даними, отриманими при повторних вимірюваннях. Висока точність пов'язана з малим стандартним відхиленням розподілу результатів вимірювань.

Другий розділ присвячено методиці дослідження спектрів термостимульованої люмінесценції, яку наведено на схематичній діаграмі зчитувальної системи, що охарактеризовується термостимульованою люмінесценцією, яка спостерігається шляхом нагрівання зразка. Наглядом наведено основний об'єкт – зчитувальний пристрій.

У третьому розділі подано власні дослідження які продемонстрували потенціал комерційно доступних репрезентативних брендів зразків екранів телефонів для ретроспективної дозиметрії та дозову залежність досліджуваних матеріалів. Загальний висновок показує основні результати та важливість

дослідження. Детектори, які залежать від потужності поглиненої дози, не підходять, якщо не скориговано вплив потужності поглиненої дози. Це особливо вірно для пучків без згладжуючих фільтрів, де потужності дози або значення дози на імпульс вищі, ніж для пучків із згладжуючими фільтрами. З цієї причини, на відміну від еталонної дозиметрії, не можна рекомендувати використання певного типу детектора для конкретних відносних вимірювань

Ключові слова: поглинута доза, термолюмінесценція, детектор, надзвичайна ситуація, аварійна дозиметрія.

SUMMARY

Balyuk O. V. Luminescent detectors in retrospective dosimetry.

Master's thesis for obtaining a master's degree. Specialty: "104 Physics and Astronomy". Educational and professional program "Physics and Astronomy". Lesya Ukrainka Volyn National University. Lutsk, 2024. 91 p.

The study reviewed the materials used as dosimeters for retrospective dosimetry. The results of the research are presented in three sections of the scientific work, general conclusions and appendices. The first section presents the methods of retrospective dosimetry, in which the main dosimetric values and materials are considered in detail. In this context, the desired properties of a dosimeter will be characterized by accuracy and precision, laziness, dependence on dose or dose power, energetic response, depending on the direction and spatial resolution.

In radiation therapy dosimetry, measurement uncertainty is often expressed in terms of accuracy and precision.

The accuracy of dosimetric measurements determines the reproducibility of measurements under analog conditions and can be estimated from the data obtained during repeated measurements. High accuracy is associated with a small standard deviation of the distribution of measurement results.

The second chapter is devoted to the method of studying the spectra of thermally stimulated luminescence, which is given on the schematic diagram of the reading system, which is characterized by thermally stimulated luminescence, which is observed by heating the sample. The main object – the reading device is shown in an overview.

The third chapter presents our own research that demonstrated the potential of commercially available representative brands of phone screen samples for retrospective dosimetry and the dose dependence of the investigated materials. The overall conclusion shows the main findings and importance of the study. Detectors that depend on absorbed dose rate are not suitable unless the effect of absorbed dose rate is corrected. This is especially true for beams without smoothing filters, where

the dose rates or dose values per pulse are higher than for beams with smoothing filters. For this reason, unlike reference dosimetry, it is not possible to recommend the use of a certain type of detector for specific relative measurements.

Keywords: absorbed dose, thermoluminescence, detector, emergency situation, emergency dosimetry.