

Н.Г. Белоконь,
В.В. Корнеєва

Термолюмінесцентна дозиметрія: напрямки розвитку

*Інститут медичної радіології
ім. С.П. Григор'єва
АМН України,
м. Харків*

Thermoluminescent dosimetry:
trends of development

Дозиметрія — це галузь фізики з проблем визначення кількості, інтенсивності та розподілу йонізуючої радіації в просторі та (або) часі. У дозиметрії основоположним є поняття дози. Вона визначається як енергія, що передається даній одиниці маси речовини потоком випромінювання [1]. Доза характеризує значення енергії, яку поглинає речовина з цього потоку.

Безпосереднє вимірювання енергії, поглиненої живою тканиною з потоку проміння, неможливе, в зв'язку з чим пряме визначення дози здійснюють у певних фізичних чи хемічних середовищах, які називають дозиметричними модельними середовищами. Як такі використовують гази, тверді речовини та рідини. Відповідно детектори приладів для вимірювання дози (дозиметри) поділяють на газові, твердотільні та рідинні.

Визначення радіаційної дози, переданої середовищу, здійснюється на основі вимірювання кількості певних актів (ефектів), спостережуваних у модельному середовищі при взаємодії з його атомами.

За типом ефектів, що реєструються, детектори поділяють на йонізаційні, напівпровідникові, сцинтиляційні (люмінесцентні), черенковські, плівкові (фотоплівкові), теплові та хемічні.

Відповідно до типу детектора розрізняють методи дозиметрії та типи дозиметрів: йонізаційний, фотографічний, люмінесцентний, термолюмінесцентний, напівпровідниковий, тепловий, хемічний [1].

Термолюмінесцентна дозиметрія (ТЛД) набула розвитку протягом 1950—1970 років. Сутність методу полягає в тому, що в люмінофорах — речовинах, здатних перетворювати

поглинуту ними енергію на світлове випромінювання, — під дією йонізуючого випромінювання на електронних оболонках накопичується поглинута енергія, що згодом може бути вивільнена при додатковому збудженні, яке в даному випадку викликається нагріванням. Оптичні ефекти, що виникають при цьому, слугують мірою поглинутої енергії.

Процедура вимірювання дози термолюмінесцентним дозиметром зводиться до того, що опромінений детектор нагрівають і в процесі нагрівання вимірюють інтенсивність люмінесценції. Мірою поглинутої дози є повна світлосума, яка виділилася в процесі нагрівання (інтегральний метод), або інтенсивність максимуму свічення (піковий метод).

Метод ТЛД широко використовують для оцінки доз опромінювання в радіології та радіобіології, в індивідуальному дозиметричному контролі та для перевірки промислових джерел випромінювання. Це зумовлено багатьма позитивними властивостями термолюмінесцентних детекторів: високою чутливістю до опромінювання в широкому діапазоні доз та їх потужностей (ці детектори дають можливість вимірювати дози в діапазоні, що дорівнює 8 порядкам), малими розмірами, тривалістю зберігання дозиметричної інформації, простотою та швидкістю вимірювань, можливістю багаторазового використання тощо.

Опубліковані праці, в яких описано використання методу ТЛД у медицині при виборі плану лікування [2, 3], для оптимізації радіологічних процедур [4, 5], з метою оцінки отриманої пацієнтом дози при різних діагностичних [6—11] і лікувальних процедурах [12—17], для верифікації обраного плану лікування [2, 3, 18]. Слід зазначити важливість оцінки поглинутої

доза і радіаційного ризику при дослідженнях і лікувальних процедурах для дітей [19–21]. У наш час у всьому світі цим проблемам приділяють велику увагу, в багатьох країнах створюються центри з розробки програм контролю якості радіаційної терапії, в роботі яких широко використовують ТЛД [22–29].

Однак, незважаючи на досягнуті успіхи, в ТЛД існують нерозв'язані проблеми, що гальмують розвиток методу. Дозиметричні властивості люмінофорів далекі від оптимальних. Ускладнене вимірювання низьких доз. Не усунуто фон, пов'язаний із трибо- та хемілюмінесценцією, який утруднює дозиметричні вимірювання. Не розв'язана також проблема вимірювання доз опромінення важкими зарядженими частинками (протонами, альфа-частинками). Великі труднощі викликає різний вихід термолюмінесценції для електронів і гамма-випромінення, з одного боку, і важких заряджених частинок — з іншого. Потребує розробки проблема реєстрації доз від швидких нейтронів термолюмінесцентним методом.

На подальшу розробку чекають також методи вимірювань і вимірювальні установки.

У зв'язку з викладеним можна виділити три основні напрямки, за якими в даний час відбувається удосконалення методу ТЛД:

поліпшення дозиметричних властивостей використовуваних і пошук нових люмінофорів; розробка нових, досконаліших дозиметрів і пристроїв реєстрації сигналу термолюмінесценції;

удосконалення етапів зчитування та розрахунку доз.

До матеріалів, використовуваних у ТЛД як люмінофори, висувають низку вимог, а саме: високий вихід люмінесценції, висока чутливість при вимірюваннях низьких доз радіації, достатньо великий діапазон вимірюваних доз, відсутність затухання люмінесценції в широкому діапазоні температур, малий фединг (фединг — втрата дозиметричної інформації), лінійна залежність виходу люмінесценції від дози в можливо ширшому їх інтервалі, мала залежність чутливості від потужності дози та енергії йонізуючого випромінювання. Виходячи з цих вимог і **проводиться робота з поліпшення дозиметричних властивостей**

використовуваних і пошуку нових люмінофорів.

Зважаючи на хемічний склад, однією з найпоширеніших груп люмінофорів, застосовуваних для дозиметрії йонізуючих випромінень, є матеріали на основі фтористого літію.

Люмінофор LiF дозволяє вимірювати дози від ікс- і гамма-випромінювання, заряджених частинок і теплових нейтронів. Для останніх застосовують LiF як із природним вмістом ізотопів літію (7,4 % ${}^7\text{Li}$ та 92,6 % ${}^6\text{Li}$), так і збагачений ізотопом ${}^6\text{Li}$ або ${}^7\text{Li}$. Люмінофор, збагачений ${}^7\text{Li}$, не чутливий до опромінювання тепловими нейтронами. Це робить можливим створення дозиметрів, що складаються з двох різних люмінофорів, для вимірювання змішаних полів гамма-випромінювання і теплових нейтронів. У праці [30] наведено опис мультикомпонентного дозиметра на основі термолюмінесцентної пари ${}^6\text{LiF}-{}^7\text{LiF}$, куди, для підвищення точності вимірювань поглинутої дози в змішаних гамма- і нейтронних полях, додано детектор з берилію оксиду (BeO). Розроблений дозиметр призначений для адронної терапії (при інтегральній щільності потоку теплових нейтронів у межах $10^{12}-10^{13} \text{ см}^{-2}$).

При створенні термолюмінесцентних дозиметрів на основі LiF як активатори найчастіше використовують магній і титан [31, 32]. Для таких люмінофорів характерні підвищена чутливість, стабільність, а також відновлюваність матеріалу, тобто можливість його багаторазового, практично необмеженого використання. Крім того, відомі такі матеріали, як LiF: Cu, Ag [31], LiF: Mg, Cu, P [31, 33, 34]. Для вимірювання в індивідуальній дозиметрії застосовують термолюмінофор на основі LiF з додаванням фтористої міді (CuF_2), хлористого магнію (MgCl_2) та амонію фосфату ($(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4$) [35]. Також при індивідуальному контролі й радіологічних та екологічних вимірюваннях використовують матеріал, що складається з LiF і оксиду титану (TiO_2), MgO та фториду магнію (MgF_2) [36]. У деяких випадках LiF сам відіграє роль активатора. Так, наприклад, для поліпшення дозиметричних властивостей до кальцію фториду (CaF_2), активованого марганцем, додають LiF [37]. Отриманому термолюмінесцентному матеріалу властива вдвічі більша чутливість, ніж $\text{CaF}_2:\text{Mn}$.

Слід зазначити, що великий внесок у розробку широкого спектра дозиметричних систем, у тому числі й на основі LiF, здійснив за роки його роботи в Інституті медичної радіології ім. С.П. Григор'єва АМН України (на той час — Харківський НДІ медичної радіології) доктор біологічних наук Л.З. Калмиков. Відомо, що ефективний атомний номер ($Z_{\text{еф}}$) для LiF становить 8,14, що близько до $Z_{\text{еф}}$ м'яких тканин — 7,42, тобто LiF є м'якотканоеквівалентним матеріалом. Це стало одним з головних чинників його широкого впровадження в дозиметричну практику. Однак основні типи тканин людини — м'язова, кісткова та жирова — значно відрізняються між собою за елементним та хемічним складом, що викликає відмінності у взаємодії з ними йонізуювальних випромінень. Для жирової тканини $Z_{\text{еф}}$ дорівнює 5,92, для кісткової — 13,8. Таким чином, не можна вважати LiF універсальним тканиноеквівалентним матеріалом за дії фотонного випромінення в широкому діапазоні енергій [38, 39]. Тому одним з найраціональніших підходів у дослідженні тканинних доз є створення термолюмінесцентних матеріалів, що за своїм складом моделюють ту чи іншу тканину людини. Застосування детекторів з тканиноеквівалентних матеріалів, тобто використання тканиноеквівалентних модельних середовищ, не приводить до викривлення дозного поля при вміщенні детекторів у досліджуване середовище, бо характер взаємодії випромінення однаковий в обох випадках. Таким чином, створення термолюмінофорів, що моделюють різні біологічні тканини, — актуальна наукова проблема в радіаційній біології та медицині. Над її розв'язанням в ІМР працюють з 1976 р. Під керівництвом Л.З. Калмикова було розроблено новий спосіб створення композиційних термолюмінесцентних матеріалів, які під дією фотонного випромінення моделюють різні опромінювані середовища. Ці дозиметричні матеріали являють собою суміші термолюмінофору й однієї чи кількох речовин-нелюмінофорів, елементний хемічний склад яких близький до такого для модельованого середовища, а розміри частинок компонентів визначаються ступенем дисперсності модельованого середо-

вища. Так, було розроблено склад матеріалу, дозиметрично еквівалентного компактній кістковій тканині, для вимірювання поглинутих доз ікс- і гамма-випромінень. Задачу розв'язано додаванням до високодисперсного люмінофору LiF порошоків солей, що не дають додаткового сигналу на заваду термолюмінесценції: кальцію фосфату ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), кальцію карбонату (CaCO_3), магнію пірофосфату ($\text{Mg}_2\text{P}_2\text{O}_7$), натрію сульфату (Na_2SO_4) та калію сульфату (K_2SO_4) [40]. При цьому легкі елементи, які входять до складу кістки, — водень, азот і, частково, вуглець та кисень — замінюються на літій і фтор — елементи з близькими їм атомними номерами. Завдяки близькості елементного хемічного складу кістки та кісткоеквівалентної речовини значення масових коефіцієнтів поглинання енергії, які визначають дозиметричну подібність двох середовищ, збігаються. В результаті використання такого люмінофору спрощується процес вимірювання поглинутих доз і зменшуються похибки. Однак застосування великої кількості компонентів для виготовлення речовини викликає деякі труднощі. Для спрощення складу речовини, а також збільшення ступеня її дозиметричної еквівалентності до кісткової тканини було розроблено матеріал, де як люмінофор використано кальцію сульфат, активований диспрозієм ($\text{CaSO}_4: \text{Dy}$), а нелюмінофором є CaCO_3 . Крім того, до складу матеріалу додатково введений порошокоподібний поліметилметакрилат [38, 41].

Для дозиметрії фотонного опромінення м'язової тканини було розроблено м'язоеквівалентну речовину, призначену для вимірювання доз, поглинутих м'якими тканинами організму (м'язи, внутрішні органи, кров) при променевої терапії та діагностиці хворих. Отримана речовина являє собою порошокоподібну суміш термолюмінофору LiF й літію карбонату (Li_2CO_3) [38, 39]. Застосування цього матеріалу дозволяє зменшити залежність показань від енергії в діапазоні 1,6–200 фДж і створити дозиметричну еквівалентність до м'язової тканини в діапазоні 1,6–10 фДж, а також спростити процес вимірювання та зменшити похибки. Але отриманий люмінофор можна використовувати тільки в порошокоподібному стані, що обме-

жує ділянку проведення дозиметричних вимірювань. Щоб уникнути цього і спростити та підвищити точність вимірювань, було створено матеріал, у якому термолюмінофор літію фторид містить добавку — нелюмінофор біс-триетиламоній додекагідрододекаборан ($\text{NH}(\text{C}_2\text{H}_5)_3\text{H}_{12}\text{B}_{12}$) [42]. Детектори з розробленої речовини можна приготувати як у вигляді порошку, так і у вигляді спресованих таблеток.

Вперше було створено також композиційний матеріал, дозиметрично еквівалентний жировій тканині в широкому діапазоні енергій, що являє собою суміш компонентів термолюмінофору літію борату, активованого марганцем ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot \text{Mn}$) і $\text{NH}(\text{C}_2\text{H}_5)_3\text{H}_{12}\text{B}_{12}$ у порошкоподібному стані [43]. Розроблена речовина придатна для вимірювань поглинутих доз у жировій тканині організму в діапазоні 1–10 Гр.

Крім термолюмінесцентних матеріалів на основі фтористого літію широко використовуються термолюмінофори на основі інших речовин, таких як кальцію сульфат (CaSO_4), активований марганцем, самарієм або диспрозієм; кальцію фторид (CaF_2), активований марганцем або диспрозієм; літію борат ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$), активований марганцем або міддю, марганцем і кремнієм [44]; магнію борат (MgB_4O_7), активований диспрозієм або диспрозієм і натрієм [45]; алюмінію оксид (Al_2O_3), активований кремнієм і титаном. У деяких випадках Al_2O_3 входить до складу силікатного скла, до якого вводять добавки натрію оксиду (Na_2O_3) та фосфору оксиду (P_2O_5). Такий термолюмінесцентний матеріал використовують при індивідуальному дозиметричному контролі, він має підвищену чутливість і знижений фединг [46]. Останнім часом як люмінофори використовують: сульфід стронцію (SrS), барію (BaS), галію (GaS); сульфати лужних металів з додаванням міді, диспрозію чи торію; магнію сульфід (MgS) з додаванням європію і/або самарію; цинку сульфід (ZnS) з додаванням одного з активуючих металів — міді, марганцю, алюмінію, свинцю чи європію. Запропоновано активувати CaF_2 магнієм або рідкоземельними металами [57].

У процесі поліпшення дозиметричних властивостей люмінофорів слід брати до уваги, що

важливе значення має не тільки хемічний склад матеріалу, але й процес приготування люмінофору, ступінь чистоти вихідних компонентів, тонина помолу, а також те, в якому вигляді буде отримано детектор: твердотільний — у вигляді спечених таблеток, стрічок, стрижнів — чи порошкоподібний. Це пов'язано з тим, що люмінесцентні властивості конкретного термолюмінесцентного матеріалу залежать не тільки від речовини, введеної як добавка, та її концентрації, але й від дефектів, отриманих вихідною речовиною в процесі приготування люмінофору. Тому способи приготування цих матеріалів оновлюються та вдосконалюються. Так, наприклад, розроблено спосіб отримання люмінофору для індивідуальної й клінічної дозиметрії, для контролю радіаційної обстановки на ядерних реакторах і прискорювачах, у лабораторіях і на виробництвах із джерелами важких заряджених частинок, швидких нейтронів і змішаного гамма-випромінення. Він полягає в удосконаленні процесу отримання шихти, яка містить основу і активаторні сполуки, та її термообробки. Новим є те, що термообробку шихти здійснюють CO_2 -лазером при щільності випромінення $(0,6-1,2) \cdot 10^5 \text{ Вт/см}^2$ і швидкості сканування променя 50–100 см/с протягом 3–30 с [48].

Для поліпшення дозиметричних властивостей детекторів у деяких випадках використовують вкрай трудомісткі процедури. Прикладом цього є спосіб отримання детектора для індивідуальної дозиметрії на основі фтористого літію з добавками. Спосіб охоплює змішування компонентів у воді, висушування отриманої суміші при 80°C протягом 4 год., витримку висушеної суміші при $1050-1200^\circ\text{C}$ протягом 30 хв у атмосфері азоту, її охолодження протягом 30 хв до 400°C , подрібнення отриманого люмінофору, виділення фракції з дисперсністю 80–150 мкм, її охолодження до кімнатної температури, опромінювання від джерела ^{60}Co , відпалювання при 250°C протягом 10 хв, нове охолодження до кімнатної температури та повторне відпалювання при $150-300^\circ\text{C}$ протягом 0,5–3 год. [35].

Слід сказати також про вдосконалений спосіб отримання термолюмінесцентних детек-

торів на основі LiF шляхом вирощування монокристалів у графітовому формоутворювачі [36] і детекторів на основі магнезю оксиду (MgO) шляхом легування його монокристалу йонами заліза й марганцю [49].

Важливе значення для ТЛД має конструкція як самих дозиметрів, так і вимірювальних пристроїв для зчитування сигналу термолюмінесценції. В установках термовисвічування важливо забезпечити певний відтворений режим нагрівання та надійну реєстрацію сигналу. Виходячи з цього, наступним напрямком розвитку термолюмінесцентного методу є **розробка нових, досконаліших дозиметрів і пристроїв реєстрації сигналу термолюмінесценції**. Дуже цікавою розробкою є оригінальний голкоподібний дозиметр [50]. Він являє собою довгу ін'єкційну голку (приблизно 35 см), наповнену термолюмінесцентним порошком. Після опромінювання показання знімають по всій довжині голки, це дозволяє отримати розподіл доз на різній глибині. Такий дозиметр використовують для змішаних гамма- й нейтронних полів.

При радіонуклідній терапії аденокарциноми простати для визначення діафрагмової й ректальної доз використовують дозиметри у вигляді гнучких трубок, що містять термолюмінесцентний матеріал. Трубки вміщені в катетери, які вводять у діафрагму й ректум [15].

Для забезпечення більшої точності при низькоенергетичній β -дозиметрії запропонований дозиметр з твердого термолюмінесцентного матеріалу (наприклад LiF), товщиною менше 0,25 мм [51]. Такий дозиметр виготовляють оригінальною технікою шліфування дозиметричного тіла, яке початково має товщину близько 0,89 мм. Процедура шліфування дозволяє спростити виробництво вельми тонких (від 0,25 до 0,05 мм) термолюмінесцентних детекторів і сприяє зменшенню нерадіаційно зумовленої термолюмінесценції.

Для реєстрації доз при β -терапії розроблено тридисковий дозиметр, що має дозиметричні диски з різними товщинами і поверхневими щільностями, причому співвідношення поверхневих щільностей цих дисків становить 1 : 3 : 7. Для забезпечення дозиметрії на глибині живої тканини 70 мкм поверхнева щільність пер-

шого термолюмінесцентного диска має бути 15–30 мг/см³, другого — 30–90 мг/см³ і третього — не менше 90 мг/см³ [52].

У деяких випадках оригінальну конструкцію мають пристрої для зчитування сигналу термолюмінесценції при вимірюванні доз [53]. Так, запропоновано термолюмінесцентний дозиметр, що являє собою підложку із жорстко зафіксованими в металевих чашках детекторами. При вміщенні підложки дозиметра в поле височастотного індуктора чашки слугують індивідуальними нагрівачами детекторів. Це приводить до зменшення похибок вимірювання й порогу реєстрації випромінень [54, 55]. Прилад призначений для індивідуальної дозиметрії в промисловості.

Розроблено термолюмінесцентний дозиметричний пристрій для зчитування показань, у якому нагрівання кожного термолюмінесцентного елемента виконується за допомогою нагрітого газу. Каналом його підводять до кожного детектора і випускають безпосередньо на останній [56]. Конструкція пристрою дозволяє контролювати температуру нагрітого газу, який подається до детектора, і того, що видаляється з каналу.

Інтенсивність термолюмінесценції є функцією температури й часу нагрівання. Тому, щоб отримати правильне зчитування доз радіації, термолюмінесцентні елементи мають бути нагріті до певної температури за певний період часу. В зв'язку з цим запропоновано конструкцію, що дозволяє нагрівати всі термолюмінесцентні елементи однаково, до оптимальної температури за оптимальний час. Крім того, пристрій оснащено датчиком, який автоматично слідкує за підтриманням оптимальної температури. Якщо остання відхиляється від оптимальної, автоматично застосовується коригувальний вплив на механізм нагрівання [57]. Це дозволяє точніше зчитувати інформацію про дози.

Для підвищення ефективності використання дозиметрів і збільшення їх чутливості розроблено також пристрій та метод для зчитування доз, згідно з яким дозу, накопичену термолюмінесцентним матеріалом, визначають шляхом його попереднього охолодження до температури нижче 290 °К. Потім матеріал нагріва-

ють. Видиме світло, випромінюване матеріалом при його нагріванні до кімнатної температури, реєструють і підраховують [58].

У деяких випадках при обробці даних зчитування доз радіації необхідно вводити певні поправки. Тому ще одним напрямком розвитку методу ТЛД є **удосконалення етапів зчитування та розрахунку доз**. З цією метою отримано емпіричну формулу для коригування сигналу термолюмінесценції в різних діапазонах доз [59]. При проведенні процедур променевої терапії надзвичайно важливою є точність дози, яку відпускають. Встановлено коригувальні фактори для різних дозних інтервалів при визначенні дози опромінення пацієнта з використанням термолюмінесцентних дозиметрів. Це дозволяє зіставити дозу, отриману пацієнтом, з передбаченою для лікування.

У праці [60] досліджено характеристики дозиметричного сигналу термолюмінесцентних дозиметрів, підданих дії випромінювання з різною лінійною передачею енергії (ЛПЕ). Встановлено залежність показників кривої термовисвітлювання від ЛПЕ випромінювання, що необхідно враховувати в променевої терапії.

Для оцінки доз опромінення джерелами ^{192}Ir , використовуваними в брахітерапії, було розроблено інтегральний алгоритм [61]. Він дозволяє підвищити ефективність розрахунку доз і за точністю не поступається відомим більш трудомістким методам.

Література

1. Пилипенко М.І. // УРЖ. — 2000. — Т.VIII, вип. 1. — С. 81–88.
2. Popov S., Pavlenko A. // *Phys. Med.* — 1999. — Vol. XV, № 3. — P. 174.
3. Arrans R., Gallardo M., Alonso S. et al. // *Ibid.* — P. 187.
4. Raj V. // *Ibid.* — P. 155.
5. Engler M.J., Tsai J.S., DiPetrillo T., Wazer D.E. // *Ibid.* — P. 241–242.
6. Janeczek J., Beal A., James D. // *Ibid.* — P. 166.
7. Papageorgiou E., Vardalaki E., Dimitriou P. et al. // *Ibid.* — P. 190.
8. Nikopolou-Karayianni K., Donta-Bakoyianni C., Karayiannis A., Carinou E. // *Ibid.* — P. 191–192.
9. Tsai H.Y., Yung C.J., Huang M.H., Wan Y.L. // *Ibid.* — P. 200.
10. Pages J., Van den Broeck R. // *Ibid.* — P. 222.
11. Laci R., Qafmolla L. // *Ibid.* — P. 228.
12. Bartolotta A., Abbate B., D'Oca C. et al. // *Ibid.* — P. 184.
13. Sandilos P., Karaiskos P., Antypas C. et al. // *Ibid.* — P. 194.
14. Antypas C., Sandilos P., Karaiskos P. et al. // *Ibid.* — P. 194.
15. Koutsouveli E., Sandilos P., Dardoufas C. et al. // *Ibid.* — P. 202.
16. Freeman N., Enari K., Parris A., Graham P. // *Ibid.* — P. 212.
17. Boziari A., Kalef-Ezra J., Pitouli E. et al. // *Phys. Med.* — 1993. — Vol. XV, № 3. — P. 215–216.
18. Petrucci A., Orlandini L.C., Santini E. // *Ibid.* — P. 198.
19. Kaplanis P.A., Christofides S., Aristidou K., Christofides G. // *Ibid.* — P. 178.
20. Papadimitriou D., Louizi A., Makri T. et al. // *Ibid.* — P. 216.
21. Lobotessi H., Louizi A., Karoussou A., et al. // *Ibid.* — P. 220.
22. Arib M., Meghzifene A., Oussaid M., Benmorhtar S. // *Ibid.* — P. 156.
23. Christofides S., Christofides G. // *Ibid.* — P. 178.
24. Thatcher M., Margalot M., Faermann S. // *Ibid.* — P. 194.
25. Bluski W., Rostkowska J., Kania M. et al. // *Ibid.* — P. 196.
26. Tung C.J., Lo S.H., Guan C.N. et al. // *Ibid.* — P. 200.
27. Zakaria M., Pakers E., Pavlenko A. // *Ibid.* — P. 200.
28. Izevska J., Rostkowska J., Kania M., Gwiazdowska B. // *Medical Physics. 100 Years After the Discovery of X-Rays: The 10th Congr. Of the Polish Soc. Med. Phys., Krakow, Sept. 15–18, 1995.* — Krakow, 1995. — P. 127.
29. Пат. № 2015680 ES, МПК⁶ G01T1/115, G06F15/52. *Експертна система для оцінки термолюмінесцентних вимірювань в радіаційній дозиметрії / Invest. Energet. Medioambient (ES).* - З. № 19890001843; Заявл. 30.05.1989; Опубл. 01.09.1990.
30. Angelucci M., Borio R., Chiocchini S. et al. // *Phys. Med.* — 1999. — Vol. XV, № 3. — P. 131–136.
31. Niewiadomski T., Bilski P., Budzanowski M. et al. // *Medical Physics. 100 Years After the Discovery of X-Rays: The 10th Congr. Of the Polish Soc. Med. Phys. (Krakow, Sept. 15–18, 1995).* — Krakow, 1995. — P. 329.
32. Kalef-Ezra J., Bazioglu M., Coderre J. // *Phys. Med.* — 1999. — Vol. XV, № 3. — P. 222.
33. Budzanowski M., Bilski P., Olko P., Waligorski M.P.R. // *Med. Phys. 100 Years After the Discovery of X-Rays: The 10th Congr. Of the Polish Soc. Med. Phys., Krakow, Sept. 15–18, 1995.* — Krakow, 1995. — P. 303.
34. Prokert K., Mann G. // *Ibid.* — P. 333.
35. Пат. № 2149426 RU, МПК G01T1/11, G09K11/61. *Способ получения термолюминесцентного детектора ионизирующих излучений на основе фтористого лития / Московское государственное предприятие — объединенный эколого-технологический и научно-исследовательский центр по обезвреживанию РАО и охране окружающей среды (Мос. НПО «Радон»).* — З. № 99112219/28; Заявл. 27.05.1999; Опубл. 20.05.2000.
36. Пат. № 2091514 RU, МПК C30B11/02, C30B29/12. *Способ получения термолюминесцентных детекторов / Ангарский электролизный химический комбинат.* — З. № 95120889/25; Заявл. 07.12.1995; Опубл. 27.09.1997.
37. Пат. № 2091811 RU, МПК G01T1/11. *Способ изготовления термолюминесцентных детекторов / Ангарский электролизный химический комбинат.* — З. № 95121396/25; Заявл. 19.12.1995; Опубл. 27.09.1997.
38. Kalmykov L.Z. // *Med. Phys.* — 1994. — Vol. 21, № 11. — P. 1715–1719.
39. А.С. № 843560 SU, МПК G01T1/11. *Вещество для термолюминесцентной дозиметрии фотонного излучения в мышечной ткани / Харьковский научно-исследовательский институт медицинской радиологии.* — З. № 2879512/18 — 25; Заявл. 08.02.1980; Опубл. 02.03.1981.
40. А.С. № 542434 SU, МПК G01T1/11. *Вещество для измерения поглощенных доз рентгеновского и гамма-излучений в компактной костной ткани и способ его получения / Харьковский научно-исследовательский институт медицинской радиологии.* — З. № 215683/18 — 25; Заявл. 16.07.1975; Опубл. 14.09.1976.
41. А.С. № 1083787 SU, МПК G01T1/11. *Вещество для детектора измерения поглощенных доз фотонного излучения в компактной костной ткани и способ его таблетирования / Харьковский научно-исследо-*

- вательський інститут медичинської радіології. — З. № 3498173/18 — 25; Заявл. 11.10.1982; Опубл. 10.02.1984.
42. А.С. № 1065796 SU, МПК G01T1/11. Вещество для термолюминесцентной дозиметрии фотонного излучения в мышечной ткани / Харьковский научно-исследовательский институт медицинской радиологии. — З. № 3499804/18 — 25; Заявл. 01.09.1982; Опубл. 07.01.1984.
43. А.С. № 1109691 SU, МПК G01T1/11. Вещество для термолюминесцентной дозиметрии фотонного излучения в жировой ткани / Харьковский научно-исследовательский институт медицинской радиологии. — З. № 3538380/18 — 25; Заявл. 14.01.1983; Опубл. 23.08.1984.
44. Prokic M., Kitis G., Furetta C. // *Phys. Med.* — 1999. — Vol. XV, № 3. — P. 158.
45. Furetta C., Prokic M., Kitis G. // *Ibid.* — P. 158.
46. Пат. № 2108598 RU, МПК G01T1/11, G09K11/08. Рабочее вещество для термолюминесцентного дозиметра ионизирующих излучений / Кемеровский государственный университет. — З. № 96122941/25; Заявл. 03.12.1996; Опубл. 10.04.1998.
47. Пат. № 5656815 US, МПК⁶ G01T1/11. Термолюминесцентна дозиметрія з використанням проникної скляної матриці, що містить нанокристалічний фосфор / US Army (US). — З. № 19960598677; Заявл. 08.02.1996; Опубл. 12.08.1997.
48. Пат. № 94000418 RU, МПК C09K11/55, C09K11/61, C09K11/85. Способ получения термолюминофора / Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе РАН. — З. № 94000418/26; Заявл. 04.01.1994; Опубл. 27.07.1996.
49. Пат. № 2054186 RU, МПК G01T1/11. Способ изготовления чувствительного вещества для термолюминесцентного твердотельного детектора ультрафиолетового излучения / Уральский государственный технический университет. — З. № 5004070/25; Заявл. 16.08.1991; Опубл. 10.02.1996.
50. Kubi M. // *Phys. Med.* — 1999. — Vol. XV, № 3. — P. 186.
51. Пат. № 4636642 US, МПК⁶ G01T1/11. Тонкий термолюминесцентный дозиметр і метод його виготовлення / Univ. Kansas State (US). — З. № 19840579388; Заявл. 13.02.1984; Опубл. 13.01.1987.
52. Пат. № 4506157 US, МПК⁶ G01T1/11. Термолюминесцентный дозиметр, що враховує глибину тканинних доз / Kernforschungsanlage Juelich (DE). — З. № 19820336611; Заявл. 04.01.1982; Опубл. 19.03.1985.
53. Пат. № 2109308 RU, МПК G01T1/11. Дозиметр / Центральный научно-исследовательский институт им. акад. А.Н. Крылова. — З. № 93043863/25; заявл. 03.09.1993; Опубл. 20.04.1998.
54. Пат. № 99114187 RU, МПК G01T1/11. Термолюминесцентный дозиметр / Ангарский электролизный химический комбинат. — З. № 99114187/28; Заявл. 29.06.1999; Опубл. 27.03.2001.
55. Пат. № 2174240 RU, МПК G01T1/11. Термолюминесцентный дозиметр / Ангарский электролизный химический комбинат. — З. № 99114187/28; Заявл. 29.06.1999; Опубл. 27.09.2001.
56. Пат. № 4835388 US, МПК⁶ G01T1/115. Нагрівальний елемент термолюминесцентного дозиметричного зчитувача карти / Harshaw Chem. Corp. (US). — З. № 19870035439; Заявл. 07.04.1987; Опубл. 30.05.1989.
57. Пат. № 6005231 US, МПК⁶ G01T1/115. Метод визначення температури термолюминесцентного елемента, що нагрівають при термолюминесцентній дозиметрії / Matsushita Ind. Equipment Corp. (US). — З. № 19980087101; Заявл. 29.05.1998; Опубл. 21.12.1999.
58. Пат. № 2119177 RU, МПК G01T1/115. Способы измерения дозы ионизирующей радиации, которой был подвергнут термолюминесцентный материал, способы восстановления термолюминесцентного материала, устройство для считывания дозы радиации и дозиметра для регистрации радиации / Бателле Мемориал Инститьют (US). — З. № 5011994/25; Заявл. 09.10.1990; Опубл. 20.09.1998.
59. Vlassev V., Milieva E. // *Phys. Med.* — 1999. — Vol. XV, № 3. — P. 191.
60. Brai M., Basile S., Rey R. et al. // *Ibid.* — P. 193.
61. Karaiskos P., Baras P., Angelopoulos A. et al. // *Ibid.* — P. 197.

Надходження до редакції 06.12.2002.

Прийнято 28.08.2003.

Адреса для листування:

Белоконь Наталія Геннадіївна,
ІМР ім. С.П. Григор'єва АМНУ, вул. Пушкінська, 82,
Харків, 61024, Україна