

Scyntylatory i ich zastosowanie – artykuł przeglądowy

E. Nowak¹, Z. Wróblewicz¹, F. Cabrera¹, K. Sanocka¹, M. Wosicki¹, S. Gajny¹, P. Jasiewicz¹, J. Kosmowska¹, A. Wojtalik², B. Pawałowski^{1,3}

¹ Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Garbary 15, Poznań

² Wydział Fizyki i Astronomii, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu, Uniwersytetu Poznańskiego 2, Poznań

³ Zakład badawczo-wdrożeniowy, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Garbary 15, Poznań

Wstęp

Postępujący rozwój technologii medycznych, wykorzystujących promieniowanie jonizujące, w szczególności w dziedzinach diagnostyki obrazowej oraz planowania i realizacji leczenia radioterapeutycznego, stawia coraz wyższe wymagania w zakresie precyzji, rozdzielczości i dokładności pomiarowej. W odpowiedzi na rosnące potrzeby kliniczne, rozwój detektorów promieniowania jonizującego stał się jednym z kluczowych obszarów badań. Szczególną rolę w tym kontekście odgrywają scyntylatory, które dzięki szerokiemu spektrum zastosowań znajdują istotne miejsce zarówno w diagnostyce, jak i w terapii onkologicznej. Aktualne badania nad scyntylatorami koncentrują się na poprawie ich czułości oraz rozdzielczości czasowej i przestrzennej, co umożliwi bardziej precyzyjne pomiary dawek. Ma to szczególne znaczenie w nowoczesnych technikach leczenia, takich jak radioterapia stereotaktyczna SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy) oraz radioterapia protonowa.

Wraz z intensywnym rozwojem inżynierii materiałowej, umożliwiającym projektowanie i wytwarzanie coraz bardziej zaawansowanych detektorów opartych na efekcie scyntylacyjnym, oraz ze wzrostem ich zastosowania w nowoczesnej medycynie, zwłaszcza w diagnostyce obrazowej i radioterapii, zauważalna jest potrzeba systematycznego przeglądu osiągnięć w tej dziedzinie.

Niniejsza praca omawia zarówno podstawy fizyczne efektu scyntylacyjnego, jak i historię jego wykorzystania w detekcji promieniowania jonizującego. Przedstawiono także kluczowe wyzwania związane z zastosowaniem scyntylatorów w dozymetrii promieniowania oraz dokonano przeglądu dostępnych materiałów wykazujących efekt scyntylacyjny wraz z analizą ich właściwości i zastosowań.

Historia

Scyntylatory posiadają długą i interesującą historię, która sięga do początków badań nad promieniotwórczością. Jednym z pierwszych detektorów scyntylacyjnych był spintaryskop, który powstał w 1903 roku. Za jego wynalazcę uważa się angielskiego fizyka i chemika Williama Crookes'a. Spintaryskop zbudowano z płytki szklanej, pokrytej cienką warstwą siarczku cynku (II) (ZnS), pełniącej rolę ekranu oraz z umieszczonej w określonej odległości lupy. Reakcja ZnS wystawionego na działanie promieniowania sprawiła, że odkryto prostą metodę zliczania błysków świetlnych. Podczas obserwacji całego zjawiska Rutheford i Geiger ustalili, że każdy błysk światła widoczny na ekranie jest efektem uderzenia pojedynczej cząstki alfa. Początkowy sposób zliczania błysków poprzez obserwację prowadził do licznych błędów spowodowanych dużą liczbą zliczeń oraz niedoskonałością oka ludzkiego [1-3]. Przełomowy w tej dziedzinie stał się rok 1947 gdy zostały wprowadzone elektroniczne lampy

fotopowielające (PMT), dzięki którym można przekształcić słabe błyski świetlne na impulsy elektryczne. Z kolei te można w prosty sposób zliczyć przy pomocy elektroniki [1]. Za pierwszych wynalazców elektronicznego licznika scyntylacyjnego uważa się S. Currana i W. Bekera, którzy w ramach Projektu Manhattan, użyli fotopowielacza RCA typu 1P21. Służył on do rejestracji scyntylacji, które zostały wytworzone przez uderzające w ekran ZnS (aktywowany srebrem) cząstki alfa. Na skutek opublikowania swoich badań z 1944 roku w 1948 roku w większości jako pierwszych wynalazców elektronicznego detektora scyntylacyjnego uznaje się M. Blau oraz B. Dreyfusow. W roku 1945 użyli oni prądu PMT jako miary intensywności promieniowania alfa. Kolejnymi badaczami byli John Coltman i Hugh Marschallow, którym w 1947 roku udało się zarejestrować poszczególne impulsy. Z kolei w 1947 RubySherr był pierwszym, który wykorzystał PMT w mierniku służącym do pomiaru promieniowania alfa [2]. Rok 1947 stał się przełomowy nie tylko ze względu na zastosowanie PMT w miernikach, ale również w tym samym roku wprowadzono scyntylatory organiczne. Z kolei rok później odkryto związek, który do dnia dzisiejszego jest najpopularniejszym detektorem scyntylacyjnym. Mowa o kryształach jodku sodu aktywowanego talem (NaI(Tl)) [4].

Dzięki szerokiemu zastosowaniu, scyntylatory zyskały niezwykłą popularność. Wraz z rozwojem technologii zaczęto szukać materiałów o coraz to lepszych parametrach, przez co nastąpił szybki postęp w tej dziedzinie. Otrzymano cały szereg nowych związków, a także pogłębiono wiedzę na temat procesów zachodzących w scyntylatorach. Ze względu na dużą różnorodność materiałów oraz wiele technik produkcji możliwy jest wybór optymalnego scyntylatora, który najlepiej spełnia oczekiwania użytkownika. Można również dopasować jego właściwości poprzez zastosowanie różnego rodzaju domieszek lub obróbkę powierzchni (np. wytrawianie, polerowanie itp.) [5]. Obecnie jednym z najpopularniejszych materiałów scyntylacyjnych jest kryształ ortokrzemianu lutetu i itru domieszkowany cerem LYSO(Ce), który charakteryzuje się niehigroskopijnością, wysoką gęstością, szybkim czasem rozpadu, a także doskonałą rozdzielczością energetyczną. Dzięki czemu znajduje szerokie zastosowanie w fizyce jądrowej oraz medycynie nuklearnej [6].

Efekt scyntylacyjny

Fundamentem działania scyntylatorów kluczowym dla procesu detekcji promieniowania jonizującego, jest efekt scyntylacyjny. Scyntylatorami nazywamy wszystkie materiały, które w wyniku absorpcji promieniowania emitują światło. Dzięki tej zdolności, efektywność scyntylatorów jest wykorzystywana do precyzyjnych pomiarów rozkładów dawek promieniowania w różnym zakresie energetycznym [7-9].

Pomiar z wykorzystaniem efektu scyntylacyjnego obejmuje kilka etapów, począwszy od absorpcji energii promieniowania, poprzez emisję światła, aż po jego przesyłanie do fotodetektora, który przekształca światło w sygnał elektryczny. Przebieg procesu można podzielić na kilka części:

- a) Absorpcja energii przez scyntylator: Kiedy wysokoenergetyczne promieniowanie, przechodzi przez materiał scyntylacyjny, część energii jest absorbowana przez atomy lub cząsteczki scyntylatora [10-11].

- b) Pobudzenie atomów lub cząsteczek: absorpcja powoduje wzbudzenie elektronów w atomach, czyli przejście ich na wyższe poziomy energetyczne. Proces ten polega na przeniesieniu energii promieniowania na strukturę elektronową atomów scyntylatora, co prowadzi do powstania stanu wzbudzonego [10-11].
- c) Deekscytacja i emisja światła: Po osiągnięciu stanu wzbudzonego, atomy mają tendencję do szybkiego powrotu do swojego stanu podstawowego. W tym momencie nadmiar energii jest oddawany w postaci fotonów światła. Światło to ma długość fal w zakresie od ultrafioletu do światła widzialnego i jest głównym produktem scyntylacji [11].
- d) Przesyłanie światła przez przewód optyczny: wyemitowane fotony są przesyłane za pomocą włókna optycznego do fotodetektora. Optyczny przewód pełni tu kluczową funkcję, zapewniając, że światło scyntylacyjne dociera do systemu detekcji bez strat energii czy interferencji zewnętrznych [11].
- e) Konwersja sygnału na elektryczny: W końcowej fazie tego procesu, fotodetektor konwertuje wyemitowane światło na sygnał elektryczny. Jest to kluczowy moment, w którym informacja o intensywności promieniowania jest przekształcana na sygnał, który można analizować za pomocą urządzeń elektronicznych i wykorzystywać do pomiarów dozymetrycznych [11].

Zastosowanie w medycynie i podstawowe wymagania

Scyntylatory stanowią szeroką gamę urządzeń, różniących się między sobą właściwościami fizycznymi, a co za tym idzie – zastosowaniami. Wykorzystywane są one zarówno w przemyśle, systemach zabezpieczeń, a nawet w badaniach środowiskowych, kosmicznych czy też energetycznych [12-14].

Poza powyższymi zastosowaniami, scyntylatory są wykorzystywane w medycynie, znajdując szerokie zastosowanie zarówno w diagnostyce obrazowej jak i w radioterapii [15]. Dzięki zdolności do konwersji promieniowania jonizującego na impulsy świetlne, umożliwiają detekcję i precyzyjną analizę rozkładu substancji promieniotwórczych w organizmie [16]. W diagnostyce obrazowej scyntylatory stanowią podstawowy element systemów takich jak pozytonowa tomografia emisyjna (PET) [20- 21] oraz tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT) [16 -18].

W metodzie SPECT radioizotopy takie jak technet-99m, emitują pojedyncze fotony gamma, które są detektowane indywidualnie. W przeciwieństwie do PET, obraz w SPECT powstaje na podstawie projekcji z różnych kątów, a mechaniczne kolimatory kierują promieniowanie na scyntylatory, które następnie przekazują sygnał do układów fotodetekcji. Dzięki temu możliwe jest trójwymiarowe odwzorowanie rozkładu radiofarmaceutyków w organizmie pacjenta [16]. SPECT jest szeroko dostępne klinicznie [17-18, 24-25], choć charakteryzuje się niższą rozdzielczością przestrzenną i czułością w porównaniu do PET.

Pozytonowa tomografia emisyjna (PET) jest zaawansowaną techniką obrazowania molekularnego, która pozwala na precyzyjne odwzorowanie metabolicznych procesów zachodzących w organizmie [20, 21]. Metoda ta bazuje na wykrywaniu promieniowania

powstającego w wyniku anihilacji pozytonów, emitowanych przez radioizotopy, takie jak fluodeoksyglukoza (FDG). Detektory scyntylacyjne rejestrują to promieniowanie, zamieniając jego energię na impuls świetlny, który jest następnie przetwarzany na sygnał elektryczny, umożliwiając rekonstrukcję przestrzennego rozkładu radiofarmaceutyku w organizmie [16].

PET cechuje się wysoką czułością, dobrą rozdzielczością przestrzenną oraz możliwością ilościowej analizy procesów biologicznych. Jest szczególnie przydatne w diagnostyce onkologicznej, ponieważ pozwala na wizualizację aktywności metabolicznej tkanek, co ułatwia identyfikację i ocenę nowotworów [17, 19, 22-23]. Dzięki rejestracji dwóch fotonów gamma o energii 511 keV każdy [30], poruszających się w przeciwnych kierunkach, PET zapewnia bardzo dokładne obrazowanie, przewyższając inne techniki diagnostyki molekularnej.

PET i SPECT wykorzystują scyntylatory, dlatego rozwój nowych materiałów scyntylacyjnych o lepszej wydajności i krótszym czasie reakcji jest kluczowy dla poprawy jakości obrazowania medycznego oraz skuteczności leczenia. Aby zapewnić wysoką jakość obrazowania, materiały używane w tych urządzeniach muszą spełniać rygorystyczne wymagania, takie jak odpowiednia absorpcja, wysoka konwersja świetlna oraz zdolność do pokrycia odpowiedniego zakresu długości fal, umożliwiającą skuteczne wzbudzenie fotodetektorów. Ponadto istotne są właściwości takie jak odpowiedni czas zaniku luminescencji, brak poświaty, wysoka odporność mechaniczna na promieniowanie rentgenowskie, stabilność temperaturowa, możliwość hodowania i pozyskiwania małych, przezroczystych próbek oraz niskie koszty produkcji. Właściwe dostosowanie tych parametrów pozwala na zwiększenie dokładności diagnostyki obrazowej i ulepszenie technologii wykorzystywanej w medycynie [16-17, 26, 31].

Ponadto scyntylatory wykorzystywane są jako detektory w radioterapii, gdzie służą do detekcji cząstek naładowanych. W przypadku teleradioterapii scyntylatory wykorzystywane są szczególnie do detekcji dawki w małych polach, do weryfikacji planów radiochirurgii stereotaktycznej [27] oraz w brachyterapii do weryfikacji dawki in vivo w czasie rzeczywistym [28-29]. W terapii protonowej są wykorzystywane do monitorowania trajektorii protonów w tkankach oraz do planowania dawki promieniowania dostarczanej do guza, minimalizując jednocześnie uszkodzenia tkanek zdrowych czy do detekcji neutronów, które są używane do precyzyjnego określenia lokalizacji guzów oraz oceny ich reakcji na terapię neutronową, która może być skuteczna w przypadku niektórych rodzajów nowotworów [22].

Dla celów dozymetrycznych detektory scyntylacyjne powinny wykazywać właściwości takie jak równoważność wodna, niezależność energetyczna w zakresie MeV, odtwarzalność, liniowość dawki, odporność na uszkodzenia radiacyjne i niezależność od temperatury [27, 29].

Materiały

W związku z dużą liczbą zastosowań, do produkcji scyntylatorów wykorzystywane są różne materiały o właściwościach radioluminescencyjnych. Co więcej, poza konwencjonalnymi,

znanymi od wielu lat materiałami, świat naukowy wciąż poszukuje i wytwarza struktury umożliwiające uzyskanie jeszcze większej wydajności konwersji, odpowiedniej odporności radiacyjnej przy niskich kosztach produkcji.

Do produkcji scyntylatorów wykorzystuje się zarówno substancje nieorganiczne, jak i organiczne.

Materiały nieorganiczne

Materiały nieorganiczne w różnych formach stanowią szeroką grupę scyntylatorów wykorzystywanych w medycynie. Głównym mechanizmem luminescencji w scyntylatorach półprzewodnikowych (np. ZnO) jest rekombinacja elektronów i dziur, natomiast w scyntylatorach aktywowanych (np. domieszkowanych cerem) dominuje wzbudzenie jonów luminescencyjnych. Wśród materiałów nieorganicznych najczęściej stosowane są tlenki, halogenki i chalkogenki [32, 33].

Tlenki są jednymi z najczęściej wykorzystywanych materiałów nieorganicznych w scyntylatorach. Wolframowce (CdWO_4 , PbWO_4), charakteryzujące się szybkim zanikiem luminescencji i wysoką gęstością, są szeroko stosowane w skanerach CT. Mimo wysokiej emisji, ich niska wydajność kwantowa ogranicza ich zastosowanie [12]. Zastępowane są często przez tlenki domieszkowane cerem i europem, które mają wyższą wydajność [17, 22, 33]. Krzemiany lutetu (LSO) i gadolinu (GSO) oraz germanian bizmutu (BGO) są szeroko stosowane w obrazowaniu gamma, w tym w tomografii pozytonowej (PET). BGO, mimo długiego czasu zaniku, charakteryzuje się wysoką wydajnością konwersji fotoelektrycznej i niską higroskopijnością, co czyni go odpowiednim do detekcji fotonów [12-13, 17].

Halogenki metali alkaicznych, takie jak jodek sodu (NaI) i jodek cezu (CsI), są jednymi z najstarszych materiałów scyntylacyjnych, używanych od lat 60. XX wieku. NaI domieszkowany talem (NaI(Tl)) charakteryzuje się dużą mocą świetlną, lecz ma stosunkowo niską efektywność detekcji promieniowania gamma [17, 22]. CsI, zarówno w formie czystej, jak i domieszkowanej sodem lub talem, poprawia emisję, ale domieszkowanie wprowadza problemy związane z poświatą, co ogranicza jego zastosowanie w obrazowaniu [12, 17]. Fluorki, takie jak BaF_2 i CeF_3 , są stabilne chemicznie, a ich wrażliwość na neutrony czyni je użytecznymi w specyficznych aplikacjach [12, 26].

Chalkogenki (np. ZnS , ZnSe) charakteryzują się niską higroskopijnością i wysoką twardością mechaniczną [26]. Ponadto, perowskity, takie jak halogenki LaBr_3 , wykazują duże możliwości aplikacyjne ze względu na swoją wysoką wydajność świetlną i rozdzielczość energetyczną [17].

Materiały nieorganiczne są najczęściej stosowane w postaci ceramiki i monokryształów. Ceramiki, ze względu na małą ziarnistość, pozwalają uzyskać wysoką transparentność, co jest kluczowe dla ich wydajności jako scyntylatorów. Monokryształy są hodowane za pomocą metod takich jak Czochralskiego lub Bridgmana, a ich domieszkowanie jonami ziem rzadkich poprawia efektywność luminescencji [17, 34]. Rozwój nanotechnologii przyczynił się do wzrostu zainteresowania nanocząstkami scyntylacyjnymi, hybrydami i długimi włóknami nieorganicznymi [35-36].

Materiały organiczne

Prosta i tania produkcja oraz niski czas zaniku sprawiają, że materiały organiczne, w tym szczególnie tworzywa sztuczne, coraz częściej znajdują zastosowanie w produkcji detektorów scyntylacyjnych. Mechanizm działania organicznych scyntylatorów bazuje na połączeniu szybkiej i opóźnionej fluorescencji, której pojawienie się zależy od natury cząstki wzbudzonej [12, 38].

Scyntylatory organiczne, ze względu na budowę, można podzielić na scyntylatory plastikowe, w których scyntylator jest nieorganiczny, scyntylatory plastikowe, w których scyntylator jest nieorganiczny, scyntylatory epoksydowe i polisiloksanowe.

Scyntylatory plastikowe, w których scyntylatorem jest luminofor nieorganiczny, są osadzone w tworzywie sztucznym lub polimerze o dużej gęstości. Warunkiem działania tych scyntylatorów jest to, aby pokrycie polimerowe nie miało widma absorpcji w zakresie luminoforu [13, 37]. W przypadku scyntylatorów plastikowych, w których scyntylatorem jest materiał organiczny, rolę luminoforu pełnią barwniki z dołączonym pierścieniem aromatycznym, które są osadzone w PMMA lub PVT [39-40].

W przypadku żywicznych scyntylatorów, matrycę dla materiału luminoforowego stanowi żywica epoksydowa. Żywica epoksydowa posiada wiele zalet, takich jak duża transparentność, niska absorpcja wody, niska temperatura zeszklenia, wysoka lepkość oraz dobra odporność chemiczna, środowiskowa i ekonomiczna [39].

Polisiloksany to kompozyty oparte na polikrzemionce z domieszką luminoforów, które znajdują zastosowanie przy detekcji neutronów i promieniowania beta oraz gamma [39].

Wyzwania i problemy w użytkowaniu detektorów scyntylacyjnych

Wykorzystanie scyntylatorów w medycynie, w tym przede wszystkim w dozymetrii promieniowania, niesie za sobą wiele ograniczeń fizycznych, z którymi należy się zmierzyć. Głównym wyzwaniem jest produkcja promieniowania Czerenkowa, które powstaje, gdy elektrony przekraczają prędkość światła w medium, generując fotony mieszające się z sygnałem scyntylacyjnym. Powoduje to niską proporcję sygnału do szumu, utrudniając precyzję pomiarów [41]. Dodatkowo użycie włókna optycznego wprowadza zależność geometryczną – w związku z tym, włókno musi pozostawać prostopadłe do pola promieniowania, aby zapewnić stałą długość włókna naświetlanego, minimalizując błędy pomiaru [42-43].

Czas reakcji komercyjnie dostępnych scyntylatorów plastikowych jest szybki i odpowiedni do większości standardowych zastosowań klinicznych. Jednak w radioterapii, gdy mierzone są małe pola lub pola z modulowaną intensywnością wiązki o dużej mocy dawki, czas reakcji detektora może nie być wystarczająco szybki, aby dokładnie wychwycić szybkie zmiany dawki. To sprawia, że konieczna jest dokładna charakterystyka wydajności detektora, a nawet rozważenie uzupełniających detektorów do pomiaru dużych mocy dawek.

Spory problem może stanowić również wykorzystywanie elektrometrów automatycznie konwertujących sygnał świetlny na ładunek elektryczny. Automatyzacja procesu ogranicza dostęp do widma rejestrowanego światła, co utrudnia kontrolę nad procesem konwersji [44-45].

Proces scyntylacji może ulegać degradacji z powodu takich czynników jak długotrwała ekspozycja na promieniowanie, zużycie włókna optycznego oraz wahania temperatury. W związku z tym, regularna kalibracja jest kluczowa, aby skompensować fluktuacje w wzmocnieniu detektora, degradację włókna optycznego lub reakcję na światło Czerenkowa. Producenci zalecają kalibrację detektora przed każdym cyklem pomiarowym oraz po znaczącej ekspozycji na promieniowanie, aby zapewnić precyzyjną odpowiedź energetyczną systemu w różnych warunkach klinicznych [45].

Wykorzystanie scyntylatorów w zastosowaniach dozymetrycznych

W zastosowaniach dozymetrii aparatury radioterapeutycznej najczęściej wykorzystywane są scyntylatory plastikowe (PSD – plastic scintillation dosimeter). Woda i materiał z którego jest zbudowany scyntylator mają podobne właściwości chemiczne: gęstość, skład atomowy, gęstość elektronową. Współczynniki absorpcji energii masy dla mono energetycznej wiązki fotonów w zakresie od 0,1 do 20 MeV oddziałujące z wodą i plastikowym scyntylatorem są do siebie zbliżone. Podobnie dla zderzeniowej zdolności hamowania dla mono energetycznej wiązki elektronów od 10 keV do 50 MeV, woda i plastikowy scyntylator wykazują zbliżone wartości. Na tej podstawie można przyjąć, że scyntylator jest ekwiwalentny wodzie [40]. Sprawia to, że PSD nadają się doskonale do dozymetrii w małych polach. Nie posiadają wnęki powietrznej, która przy wykorzystaniu komór jonizacyjnych przy badaniu pól rzędu 5 mm, zaburza wartości pomiarowe i nie jest w stanie dobrze odzwierciedlić rozkładu dawki w wodzie. Jest to związane z brakiem możliwości wytworzenia równowagi elektronowej podczas pomiaru w wodzie, spowodowane przez wyjątkową małą gęstość masową wnęki wypełnionej powietrzem. Dedykowane do dozymetrii małego pola, diody i detektory diamentowe (np. PTW diode E i PTW microDiamond), posiadają czułe objętości czynne o gęstości większej niż gęstość wody. Większa gęstość masowa wyżej wymienionych detektorów oraz uśrednianie sygnału w ich objętości czynnej zaburza rejestrowany sygnał podczas wykonywania nimi pomiaru [46]. Wtedy, żeby uzyskać rzeczywisty obraz rozkładu dawki w wodzie musimy zastosować szereg współczynników korekcyjnych. PSD zbudowane z materiałów o podobnych właściwościach chemicznych co woda i bardzo małej objętości czynnej w porównaniu do komór jonizacyjnych i detektorów półprzewodnikowych, sprawia że pomiar małych pól z wykorzystaniem tego typu detektora charakteryzuje się większą dokładnością przestrzenną. Ponadto jego konstrukcja w mniejszym stopniu w porównaniu do detektorów referencyjnych wpływa na zaburzenia geometryczne rozkładu dawki. W publikacji Indra J. Das [47] podjęto się charakteryzacji wiązki fotonowej akceleratora TrueBeam firmy Varian za pomocą Blue Physics PSD. Dla dawki znormalizowanej poniżej 2 MU, autorzy obserwują niewielką nieliniowość, podobną jak przy pomiarze komorą

jonizacyjną. Powyżej 2 MU odpowiedź PSD jest liniowa. Pokazali też, że PSD dobrze radzi sobie z dużą mocą dawki (wykonano pomiary w zakresie 100-1400 MU/min), nie zaobserwowano nasycenia detektora przy wysokiej mocy dawki. Zauważono zależność kątową ułożenia detektora, względem osi wiązki wskazując zmiany odczytanego sygnału o maksymalnej wartości różnicy względem pozycji wyjściowej o maksymalnej wartości 1,5% [47]. Zauważono, że może to wynikać z właściwości materiału obudowy PSD [10, 47]. Nie zauważono, żeby odpowiedź PSD podczas pomiaru znacząco zależała od temperatury. Co wskazywało by na możliwość wykorzystania PSD do dozymetrii InVivo [10, 47]. Podczas pomiaru za pomocą PSD, trzeba wziąć pod uwagę, że gdy wysoko energetyczne promieniowanie przechodzi przez włókno, wytwarza dodatkowe światło wywołane przez promieniowanie Czerenkowa. Podczas pomiaru wiązki wysokoenergetycznej za pomocą PSD, światło wygenerowane przez scyntylator zostanie zanieczyszczone przez światło związane z efektem Czerenkowa. Dlatego, żeby odczytać sygnał wytworzony przez scyntylator, należy dokonać odpowiedniej kalibracji zalecanej przez producenta [10, 45, 47].

Podsumowanie

Podsumowując, scyntylatory zaczynają odgrywać kluczową rolę w wielu dziedzinach, takich jak nowoczesna diagnostyka medyczna, radioterapia oraz dozymetria. Umożliwiają precyzyjne wykrywanie i obrazowanie promieniowania jonizującego. Ich działanie opiera się na efekcie scyntylacyjnym, w którym materiał scyntylacyjny po absorpcji promieniowania emituje światło, następnie przekształcane przez fotodetektory na sygnał elektryczny. Dzięki wysokiej czułości i rozdzielczości czasowej oraz przestrzennej scyntylatory znalazły szerokie zastosowanie zarówno w diagnostyce obrazowej, jak i w terapii nowotworów. W diagnostyce techniki takie jak SPECT i PET wykorzystują scyntylatory do obrazowania procesów metabolicznych i ocen funkcji narządów, szczególnie w onkologii i kardiologii. W radioterapii służą do monitorowania dawek promieniowania i weryfikacji planów leczenia, co pozwala na zwiększenie skuteczności terapii przy jednoczesnym minimalizowaniu uszkodzeń zdrowych tkanek. Materiały scyntylacyjne można podzielić na organiczne i nieorganiczne, z których najczęściej stosowane to jodek sodu aktywowany talem (NaI(Tl)) i kryształy LYSO(Ce). Pomimo licznych zalet, użytkowanie scyntylatorów wiąże się z wyzwaniami, takimi jak wpływ promieniowania Czerenkowa, degradacja materiału czy zależność sygnału od geometrii detektora. Rozwój nowych materiałów i technologii pozwala na poprawę czułości, rozdzielczości czasowej i przestrzennej, co przyczynia się do dalszego postępu w medycynie nuklearnej i radioterapii.

Literatura:

- [1] F. N. Flakus, Radiation detection, Detecting and measuring ionizing radiation - a short history, IAEA Bulletin, vol. 23, no. 4.
- [2] P. W. Frame, A history of radiation detection instrumentation, Health Physics, vol. 88, no. 6, June 2005.
- [3] T. Yangida, Inorganic scintillating materials and scintillation detectors, Proceedings of the Japan Academy, Series B, vol. 94, no. 2, 2018, pp. 75–97.
- [4] P. Lecoq, A. Gektin, M. Korzhik, Scintillation and Inorganic Scintillators, Particle Acceleration and Detection, 2016, pp. 1–41.
- [5] K. Rusiecka et al., A systematic study of LYSO:Ce, LuAG:Ce and GAGG:Ce scintillating fibers properties, JINST, vol. 16, P11006, 2021.
- [6] I. Mouhti, A. Elanique, M. Y. Messous, A. Benahmed, J. E. McFee, Y. Elgoub, P. Griffithd, Characterization of CsI(Tl) and LYSO(Ce) scintillator detectors by measurements and Monte Carlo simulations, Applied Radiation and Isotopes, 2019, 108878.
- [7] Instrukcja: Exradin W2 Scintillator System, User Manual REF 90030, July 2022.
- [8] Wikipedia, Scintillator, <https://en.wikipedia.org/wiki/Scintillator>.
- [9] J. Morin, D. Béliveau-Nadeau, E. Chung, J. Seuntjens, D. Thériault, L. Archambault, S. Beddar, L. Beaulieu, A comparative study of small field total scatter factors and dose profiles using plastic scintillation detectors and other stereotactic dosimeters: the case of the CyberKnife, <https://doi.org/10.1118/1.4772190>.
- [10] S. Thrower, S. Prajapati, S. Holmes, E. Schüller, S. Beddar, Characterization of the Plastic Scintillator Detector System Exradin W2 in a High Dose Rate Flattening-Filter-Free Photon Beam, <https://doi.org/10.3390/s22186785>.
- [11] W. Spieler, Scintillators, https://www-physics.lbl.gov/~spieler/physics_198_notes/PDF/III-Scint.pdf.
- [12] N. U. M. Ber, A. Meyer, W. J. V. A. N. Sciver et al., Briefly Important, Chem. Mater., vol. 30, 1994, pp. 1465–1475.
- [13] X. Hou, X. Dai, Environmental liquid scintillation analysis, Elsevier Inc., 2020. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814395-7.00002-7>.
- [14] M. Yoneyama et al., Evaluation of GAGG:Ce scintillators for future space applications, J. Instrum., vol. 13, 2018. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/13/02/P02023>.
- [15] C. L. Melcher, Perspectives on the future development of new scintillators, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 537, 2005, pp. 6–14.
- [16] A. Hryniewicz (red.), Człowiek i promieniowanie jonizujące: praca zbiorowa, Wydawnictwo Naukowe PWN, 2001.

- [17] P. Lecoq, Development of new scintillators for medical applications, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 809, 2016, pp. 130–139. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.08.041>.
- [18] J. S. Lee, G. Kovalski, T. Sharir, D. S. Lee, Advances in imaging instrumentation for nuclear cardiology, J. Nucl. Cardiol., vol. 26, no. 2, 2019, pp. 543–556.
- [19] P. Moskal, E. Stępień, Prospects and clinical perspectives of total-body PET imaging using plastic scintillators, PET Clinics, vol. 15, no. 4, 2020, pp. 439–452.
- [20] P. Lecoq, Scintillation Detectors for Charged Particles and Photons, in: C. Fabjan, H. Schopper (eds), Particle Physics Reference Library, Springer, Cham, 2020.
- [21] M. Khoshakhlagh, J. Islamian, S. Abedi, B. Mahmoudian, Development of scintillators in nuclear medicine, World J. Nucl. Med., vol. 14, no. 3, 2015, pp. 156–159.
- [22] C. L. Melcher, Perspectives on the future development of new scintillators, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 537, 2005, pp. 6–14. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2004.07.222>.
- [23] A. Zatcepin, S. I. Ziegler, Detectors in positron emission tomography, Z. Med. Phys., vol. 33, no. 1, 2023, pp. 4–12.
- [24] M. Gabriel et al., ^{68}Ga -DOTA-Tyr3-octreotide PET in neuroendocrine tumors, J. Nucl. Med., vol. 48, no. 4, 2007, pp. 508–518.
- [25] P. J. Hurley, H. W. Strauss, P. Pavoni, J. K. Langan, H. N. Wagner, The scintillation camera with pinhole collimator in thyroid imaging, Radiology, vol. 101, no. 1, 1971, pp. 133–138.
- [26] E. M. J. Weber, A. M. Efimov, Physical in Inorganic, n.d.
- [27] A. S. Beddar, Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy, Radiat. Meas., vol. 41, 2006, pp. 124–133.
- [28] J. Lambert et al., A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy, Phys. Med. Biol., vol. 51, 2006, pp. 5505–5516.
- [29] G. Kertzscher, S. Beddar, Inorganic scintillation detectors for ^{192}Ir brachytherapy, Phys. Med. Biol., vol. 64, 2019.
- [30] M. A. Dell, Radiation safety review for 511-keV emitters in nuclear medicine, J. Nucl. Med. Technol., vol. 25, no. 1, 1997, pp. 12–33.
- [31] M. T. Madsen, Recent advances in SPECT imaging, J. Nucl. Med., vol. 48, no. 4, 2007, pp. 661–673.
- [32] T. Yanagida, Inorganic scintillating materials and scintillation detectors, Proc. Japan Acad. Ser. B Phys. Biol. Sci., vol. 94, 2018, pp. 75–97.
- [33] J. Glodo et al., New Developments in Scintillators for Security Applications, Phys. Procedia, vol. 90, 2017, pp. 285–290.

- [34] K. Kamada et al., Under Oxidizing Atmosphere, 2023, pp. 1–10.
- [35] T. C. Wang et al., High Thermal Stability of Copper-Based Perovskite Scintillators for High-Temperature X-ray Detection, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 15, 2023, pp. 23421–23428.
- [36] C. Greskovich, S. Duclos, Ceramic scintillators, *Annu. Rev. Mater. Sci.*, vol. 27, 1997, pp. 69–88.
- [37] K. M. McCall et al., Fast neutron imaging with semiconductor nanocrystal scintillators, *ACS Nano*, vol. 14, 2020, pp. 14686–14697.
- [38] R. Yajima et al., Fabrication and scintillation properties of a flexible optical-guiding crystal scintillator, *Appl. Phys. Express*, vol. 16, 2023.
- [39] K. Rajakrishna et al., Epoxy Based Scintillators for Beta Radiation Detection, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 70, 2023, pp. 1490–1496.
- [40] A. S. Beddar, Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy, *Radiat. Meas.*, vol. 41, 2006, pp. 124–133.
- [41] P. Carrasco et al., Characterization of the Exradin W1 scintillator for use in radiotherapy, *Med. Phys.*, vol. 42, 2015, pp. 297–304.
- [42] K. Okamura, Y. Akino, S. Inoue, F. Isohashi, Evaluation of calibration methods of Exradin W2 plastic scintillation detector for CyberKnife small-field dosimetry, *Radiat. Meas.*, vol. 156, 2022.
- [43] M. Guillot et al., Spectral method for the correction of the Cerenkov light effect in plastic scintillation detectors, *Med. Phys.*, vol. 38, no. 4, 2011, pp. 2140–2150.
- [44] P. E. Galavis, L. Hu, S. Holmes, I. J. Das, Characterization of the plastic scintillation detector Exradin W2 for small field dosimetry, *Med. Phys.*, vol. 46, 2019, pp. 2468–2476.
- [45] D. J. Jacqmin et al., Commissioning an Exradin W2 plastic scintillation detector for clinical use in small radiation fields, *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 23, 2022, e13728.
- [46] T. S. Underwood et al., Application of the Exradin W1 scintillator to determine Ediode 60017 and microDiamond 60019 correction factors, *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, no. 17, 2015, pp. 6669–6683.
- [47] I. J. Das et al., Characteristics of a plastic scintillation detector in photon beam dosimetry, *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 25, no. 1, 2024, e14209.