

Instytut Fizyki Jądrowej
im. Henryka Niewodniczańskiego
Polskiej Akademii Nauk
ul. Radzikowskiego 152, 31-342 Kraków
www.ifj.edu.pl/badania/publikacje
Kraków 2019

Dwuwymiarowa dozymetria termoluminescencyjna

Mariusz Kłosowski
rozprawa habilitacyjna

Wydano nakładem Instytutu Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego
Polskiej Akademii Nauk
Kraków 2019
Recenzent: dr hab. Władysław Węglarz

ISBN 978-83-63542-07-8

Kochanemu synkowi Franiowi

Streszczenie

Dwuwymiarowa dozymetria termoluminescencyjna jest metodą szybkiego pomiaru rozkładu dawki w polu promieniowania jonizującego, przy pomocy tzw. powierzchniowych detektorów termoluminescencyjnych. Metodę pomiaru oraz komponenty wchodzące w skład dwuwymiarowego systemu dozymetrycznego systematycznie opracowywano i rozwijano w ostatnich kilkunastu latach w Instytucie Fizyki Jądrowej PAN. Opracowano dwa rodzaje powierzchniowych detektorów termoluminescencyjnych do różnych zakresów dawek oraz technologię ich produkcji. Zaprojektowano i skonstruowano trzy unikatowe czytniki do odczytu powierzchniowych detektorów. Czytniki zostały przystosowane do różnych funkcji i odczytu różnej wielkości detektorów powierzchniowych, od rozmiaru pastylki o średnicy 5 mm do dużych folii o rozmiarze 20cm x 20cm. Dwuwymiarowy system dozymetryczny sprawdził się w wielu aplikacjach dozymetrycznych, takich jak pomiary w polach fotonowych, jonowych, precyzyjnych pomiarach mikrowiązki, rozróżnianiu ekspozycji statycznej od dynamicznej w dozymetrii indywidualnej, a także w pomiarach w kosmosie i w badaniach materiałowych próbek kryształów. Monografia zawiera kompleksowe omówienie systemu termoluminescencyjnej dozymetrii dwuwymiarowej zaczynając od podstaw teoretycznych i podstawowych właściwości materiałów termoluminescencyjnych, omawia technologię produkcji detektorów powierzchniowych, czytniki do pomiarów dwuwymiarowych i właściwości termoluminescencyjne detektorów powierzchniowych. Końcowa część pracy to obszerny rozdział, przedstawiający zastosowania praktyczne systemu dozymetrycznego w różnych dziedzinach dozymetrii promieniowania jonizującego.

Abstract

Two-dimensional thermoluminescence dosimetry is a method of rapid measurement of dose distribution in the field of ionizing radiation using thermoluminescent detectors in form of foils. The measurement method and various components of the two-dimensional dosimetry system have been systematically developed in the last years at the Institute of Nuclear Physics Polish Academy of Sciences. Two types of large-area thermoluminescent detectors were developed for various dose ranges, as well as their production technology. Three unique readers for large-area reading of the detectors were designed and constructed. The readers have been adapted to various functions and to read different sizes of detectors, from the size of a 5 mm diameter tablet to large 20cm x 20cm films. The two-dimensional dosimetry system has proven itself in many dosimetry applications, such as measurements in photon and ion fields, precise microbeam measurements, distinguishing between static and dynamic exposure in personal monitoring, as well as in the measurements of cosmic radiation and material research on crystal samples. The monograph contains a comprehensive discussion of the thermoluminescence system of two-dimensional dosimetry, starting with theoretical foundations and basic properties of thermoluminescent materials, discusses the production technology of 2D detectors, two-dimensional readers and thermoluminescent properties of detectors. The final part of the work is a huge collection of data, presenting the practical applications of the dosimetry system in various areas of ionizing radiation dosimetry.

Spis treści

WSTĘP	1
I. DETEKTORY TERMOLUMINESCENCYJNE – PODSTAWY TEORETYCZNE I WŁAŚCIWOŚCI	3
1. Model teoretyczny termoluminescencji	4
2. Zastosowania zjawiska termoluminescencji	9
3. Podstawowe właściwości detektorów termoluminescencyjnych	10
3.1 Czułość na promieniowanie	10
3.2 Charakterystyka dawkowa	10
3.3 Limit detekcji	11
3.4 Charakterystyka energetyczna	11
3.5 Anilacja	12
3.6 Fading	12
3.7 Widmo emisji termoluminescencji	13
II. DETEKTORY POWIERZCHNIOWE	15
4. Przestrzenny rozkład dawki	15
5. Formy fizyczne detektorów termoluminescencyjnych	17
5.1 Formy fizyczne detektorów stosowane dotychczas	17
5.2 Folie termoluminescencyjne	18
6. Wybór luminoforów na detektory powierzchniowe	19
7. Otrzymywanie luminoforów do produkcji detektorów powierzchniowych	22
7.1 LiF:Mg,Cu,P	22
7.2 CaSO ₄ :Dy	23
8. Podstawowe właściwości LiF:Mg,Cu,P i CaSO ₄ :Dy	24
9. Wpływ ziarnistości luminoforów na właściwości termoluminescencyjne	29
10. Właściwości polimerów używanych do produkcji folii	32
10.1 Właściwości termiczne	34
10.2 Właściwości optyczne	35
10.3 Właściwości mechaniczne	36
10.4 Odporność na promieniowanie	37
10.5 Odporność chemiczna	37
11. Wytwarzanie folii 2D metodą prasowania ma gorąco	37
11.1 Prasa hydrauliczna	38
11.2 Szczęki grzewcze prasy hydraulicznej	38
11.3 Sterownik temperatury	39
11.4 Sposób wytwarzania termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych	41
12. Anilacja detektorów powierzchniowych	43

III.	POMIAR W DWUWYMIAROWEJ TERMOLUMINESCENCJI	45
13.	Elementy budowy termoluminescencyjnego czytnika dwuwymiarowego	46
13.1	<i>Kamera CCD</i>	46
13.2	<i>Grzałka</i>	54
13.3	<i>Chłodzenie</i>	56
13.4	<i>Układ optyczny i filtry</i>	56
14.	Rodzaje czytników powierzchniowych	59
14.1	<i>Czytnik dla średnich powierzchni 5 cm x 5 cm („laboratoryjny”) ...</i>	59
14.2	<i>Czytnik dla detektorów 20 cm x 20 cm („kliniczny”)</i>	61
14.3	<i>Czytnik do rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej („naukowy Regulus”)</i>	64
15.	Procedura odczytów detektorów powierzchniowych	68
IV.	ANALIZA OBRAZU PO ODCZYCIE DETEKTORÓW POWIERZCHNIOWYCH	73
16.	Defekty obrazu po odczycie	73
16.1	<i>Zniekształcenia geometryczne – baryłkowatość</i>	73
16.2	<i>Winietowanie</i>	74
16.3	<i>Szumy</i>	74
17.	Obróbka wyników odczytu detektorów powierzchniowych	75
17.1	<i>Przestrzenny współczynnik korekcji</i>	76
17.2	<i>Indywidualny współczynnik korekcji</i>	77
17.3	<i>Kalibracja detektorów 2D</i>	77
V.	WŁAŚCIWOŚCI TERMOLUMINESCENCYJNE I ZASTOSOWANIA FOLII TERMOLUMINESCENCYJNYCH W DOZYMETRII DWUWYMIAROWEJ	79
18.	Standardowe warunki pomiarowe w dozymetrii dwuwymiarowej przy pomocy folii termoluminescencyjnych	79
19.	Właściwości folii termoluminescencyjnych	80
19.1	<i>Czułość folii TL i czynniki wpływające na zmianę czułości</i>	80
19.2	<i>Fading folii 2D</i>	89
19.3	<i>Zależność energetyczna folii w polach fotonowych</i>	90
19.4	<i>Zależność energetyczna folii w wiązkach protonów i jonów węgla</i>	92
20.	Przykłady zastosowań dozymetrii 2D w radioterapeutycznych polach fotonowych	96
20.1	<i>Napromienianie techniką 3D-CRT w fantomie oka</i>	96
20.2	<i>Kontrola planu terapii techniką IMRT w fantomie wodnym</i>	101
20.3	<i>Dozymetria mikrowiązki z synchrotronu</i>	104
21.	Przykłady zastosowań dozymetrii 2D dla akceleratorowych wiązek jonów	108
21.1	<i>Monitorowanie wiązki skanującej</i>	108

21.2	<i>Pomiary wiązki protonowej w fantomie oka</i>	112
21.3	<i>Pomiary różnych wiązek ciężkich jonów</i>	114
22.	Przykład zastosowania w ochronie radiologicznej do rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej	120
23.	Inne zastosowania	128
23.1	<i>Pomiar równomierności źródła alfa</i>	128
23.2	<i>Pomiar rozkładu przestrzennego dawki źródła beta</i>	130
23.3	<i>Pomiar rozkładu głębokościowego – pomiar dawki w przestrzeni kosmicznej</i>	132
23.4	<i>Obrazowanie termoluminescencji próbek krystalicznych</i>	135
VI.	PODSUMOWANIE	139
VII.	LITERATURA	145

Wstęp

Luminescencja jest zjawiskiem, z którym stykamy się niemal na co dzień, choćby używając źródeł światła zawierających diody LED. Zjawisko to możemy obserwować w przyrodzie, kiedy wędrując wczesnym latem po zmroku obserwujemy świecenie świetlika świętojańskiego (*Lampyrus noctiluca*) lub w sezonie grzybobrania możemy zaobserwować świecenie grzybni np. opieńki miodowej. W każdym z tych przypadków, emisja światła luminescencji zachodzi pod wpływem pewnego czynnika wzbudzającego emisję. Diody LED świecą dzięki przepływowi prądu przez półprzewodnik, a świetliki i grzybnia dzięki reakcjom chemicznym jakie zachodzą w ich komórkach. Istnieje szereg czynników wzbudzających emisję światła, wśród których istotną rolę odgrywa wzbudzenie termiczne.

Zjawisko termoluminescencji poprzedzone absorpcją energii z promieniowania, polega na procesie uwalniania zdeponowanej energii poprzez emisję światła podczas stymulacji termicznej. Termoluminescencja (TL) jest jedną z najpowszechniej stosowanych biernych metod pomiaru dawki promieniowania jonizującego. Znaczna część (być może nawet większość) osób zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące na świecie nosi dawkomierze zawierające detektory termoluminescencyjne. Oprócz dozymetrii osobistej, termoluminescencja jest wykorzystywana m. in. w datowaniu geologicznym skał i materiałów archeologicznych, w pomiarach dawek w środowisku, w medycynie, w procesach przemysłowych i badaniach naukowych. Wymienione powyżej zastosowania termoluminescencji to typowe pomiary z użyciem detektorów TL o bardzo małych rozmiarach (kilka milimetrów) i detekcji światła luminescencji przy pomocy fotopowielacza. Oprócz takich standardowych pomiarów, które można nazwać „punktowymi”, w dozymetrii zachodzi niekiedy potrzeba wyznaczenia przestrzennego rozkładu dawki. Najczęściej takie pomiary potrzebne są w medycznych zastosowaniach promieniowania, zwłaszcza w radioterapii. Gdy pole promieniowania nie jest jednorodne, można użyć wielu detektorów by pomiar był dokładniejszy. Jednak w przypadku bardzo skomplikowanych pól promieniowania o dużej zmienności dawek na niewielkich dystansach, pomiar przy pomocy punktowych detektorów może być nie tyle niemożliwy, co bardzo skomplikowany i pracochłonny. W takich przypadkach swoją wyższość pokazuje technika dwuwymiarowej termoluminescencji przy pomocy termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych.

Rozwój cyfrowych kamer CCD i ich coraz wyższa czułość spowodował pojawienie się pomysłu zastąpienia kamerą fotopowielacza i w ten sposób uzyskania dwuwymiarowego obrazu termoluminescencji. Niniejsze opracowanie opisuje efekt prac nad urzeczywistnieniem tej idei, jakie zostały zrealizowane w Instytucie Fizyki Jądrowej PAN w Krakowie w ciągu ostatnich kilkunastu lat. W ich toku opracowane zostały tzw. powierzchniowe detektory termoluminescencyjne, mające postać elastycznych folii o rozmiarach sięgających nawet 20 cm. Wykonywane są one z wykorzystaniem dwóch wysokoczułych materiałów luminescencyjnych: LiF:Mg,Cu,P oraz $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, również opracowanych i wytwarzanych w IFJ PAN. Opracowane i skonstruowane zostały także trzy

wersje czytników termoluminescencyjnych z kamerą CCD, różniące się między sobą przeznaczeniem, wielkością mierzonych detektorów TL i innymi właściwościami. Metoda dwuwymiarowej termoluminescencji znalazła zastosowanie nie tylko w pomiarach medycznych pól promieniowania. Wykorzystywano ją m in. w ochronie radiologicznej do rozróżniania tzw. ekspozycji statycznej i dynamicznej, do badania równomierności źródeł promieniotwórczych, do pomiarów rozkładów głębokościowych (także promieniowania kosmicznego na orbicie Ziemi) i w badaniach materiałowych (jednorodność kryształów).

Praca podzielona jest na siedem części. Pierwsza to wprowadzenie, omawiające podstawowe właściwości zjawiska termoluminescencji i detektorów termoluminescencyjnych. W drugiej omówione są ogólne cechy detektorów powierzchniowych, a zwłaszcza sposób ich wytwarzania. Kolejne części opisują konstrukcję czytników TL z kamerą CCD oraz stosowane metody analizy obrazów świecenia. Część piąta poświęcona jest wynikom pomiarów przy pomocy opracowanych detektorów i czytników dwuwymiarowych: badaniom właściwości dozymetrycznych detektorów powierzchniowych oraz przykładom ich rozlicznych zastosowań. Pracę kończy podsumowanie i spis literatury.

I. Detektory termoluminescencyjne – podstawy teoretyczne i właściwości

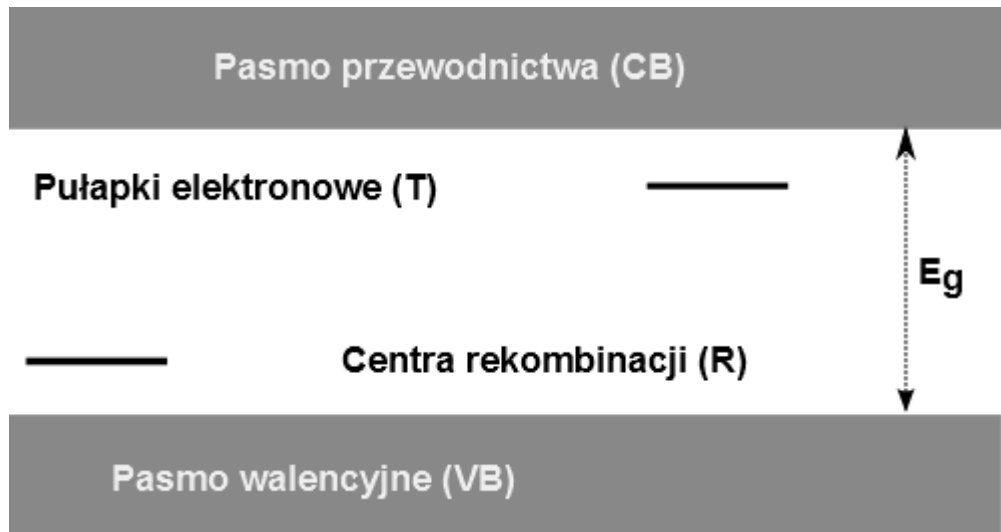
Promieniowanie jonizujące możemy podzielić na dwie grupy różniące się sposobem oddziaływania z materią. Do pierwszej grupy zaliczamy promieniowanie X, promieniowanie gamma oraz neutrony, które nie posiadają ładunku elektrycznego i nie oddziałują w sposób kulombowski z materią. Do drugiej grupy zaliczamy cząstki naładowane, takie jak protony, jony węgla, prędkie elektrony. Ponieważ posiadają ładunek, oddziałują w sposób ciągły z materią ośrodka przez który przechodzą. Fotony gamma i X oddziałują z elektronami walencyjnymi, z elektronami silniej związanymi na wewnętrznych powłokach w atomie, z jądrami atomowymi lub z polem elektrycznym jąder i elektronów atomowych. Skutkiem oddziaływań są procesy takie jak absorpcja fotonów, rozpraszanie koherentne bez zmiany energii rozpraszanych fotonów, rozpraszanie niekoherentne, czyli komptonowskie ze zmianą ich energii, a także zjawisko tworzenia par.

Energię przekazywaną materiałowi ośrodka przez który przechodzi promieniowanie, można mierzyć wykorzystując efekty popromienne oddziaływań promieniowania z ośrodkiem. Absorpcja energii wiąże się ze wzrostem temperatury ośrodka, a zatem poprzez pomiar kalorymetryczny ciepła można zmierzyć ilość zdeponowanej energii. Procesy jonizacji w gazach wykorzystuje się w komorach jonizacyjnych, licznikach G-M i proporcjonalnym, gdzie w polu elektrycznym zachodzą procesy wyładowania zjonizowanych cząstek. Zjawisko wzbudzenia atomów skutkujące przeniesieniem elektronów do wyższych stanów energetycznych, a następnie z powrotem do stanu podstawowego z emisją światła znajduje zastosowanie w scyntylatorach i innych detektorach luminescencyjnych. Fizykochemiczne skutki oddziaływań promieniowania jonizującego z materią znalazły zastosowanie w detektorach śladowych, filmowych, Frickego i barwnikowych [KNOLL 2010]. Pośród materiałów luminescencyjnych wyróżnić można grupę opierającą się na luminescencji stymulowanej, czyli takich, które emitują światło dopiero po zadziałaniu dodatkowego zewnętrznego czynnika wzbudzającego. Materiały takie wykorzystywane są jako bierne dawkomierze promieniowania jonizującego. Do zjawisk luminescencji stymulowanej zalicza się termoluminescencję, optycznie stymulowaną luminescencję i radiofotoluminescencję. Niniejsze opracowanie omawia metodę detekcji i pomiaru dawki promieniowania jonizującego z wykorzystaniem zjawiska termoluminescencji przy pomocy termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych.

1. Model teoretyczny termoluminescencji

Termoluminescencja (TL) jest zjawiskiem zachodzącym w kryształach dielektryków lub półprzewodników i polega na emisji światła po ich podgrzaniu. Ciała stałe powyżej 200°C emitują promieniowanie podczerwone, tzw. promieniowanie ciała doskonale czarnego, jednak ten efekt nie jest związany z termoluminescencją. Termoluminescencja jest zjawiskiem, które jest poprzedzone absorpcją energii z promieniowania i wzbudzeniem atomów materiału. Do zajścia zjawiska termoluminescencji, muszą być spełnione trzy warunki: po pierwsze materiał musi być dielektrykiem lub półprzewodnikiem, po drugie materiał ten musi przebywać przez odpowiedni czas w polu promieniowania i po trzecie emisja zdeponowanej energii w materiale musi zajść pod wpływem dostarczenia ciepła. Zdeponowana energia podczas stymulacji temperaturą jest uwalniana poprzez emisję światła w zakresie widzialnym lub bliskiego nadfioletu. Proces ten jest nieodwracalny, to znaczy nie można po wychłodzeniu materiału i powtórny ogrzaniu uzyskać jeszcze raz emisji światła. Dzięki temu materiał może być powtórnie użyty do napromieniania.

Procesy zachodzące w zjawisku termoluminescencji można wyjaśnić w oparciu o teorię pasmową ciała stałego. Najprostszy model opisujący to zjawisko to dwupoziomowy prosty model pułapkowy (*STM – Simple Trap Model*), znany w literaturze jako „*one trapping-one recombination centre model, OTOR*” [BOS 2007]. W idealnym kryształ dielektryka pasmo walencyjne (*ang. Valence Band – VB*) w większości obsadzone jest elektronami. Pasmem o wyższym stanie elektronowym, które może być zajęte przez elektrony jest pasmo przewodnictwa (*ang. conduction band – CB*), oddzielone od pasma podstawowego kilkuelektronowoltowym pasmem zabronionym – przerwą energetyczną (E_g). W rzeczywistości kryształy zawierają nieregularności struktury sieci krystalicznej. Są to: nieprawidłowa lokalizacja podstawowych jonów, ich brak w odpowiednich miejscach w sieci, a także występowanie domieszek w formie jonów obcych w węzłach i między węzłami sieci krystalicznej. Nieprawidłowości te, ze względu na strukturę energetyczną elektronów orbit zewnętrznych inną niż w paśmie walencyjnym dielektryka, stanowią odseparowane wzajemne centra, w których elektrony związane są z energią leżącą w paśmie wzbronionym. Centra te zdolne są do przechwytywania elektronów wędrujących w paśmie przewodnictwa i wiązania ich z energią właściwą dla danego centrum. Tego rodzaju centra nazywa się pułapkami elektronowymi (*ang. trap centres - T*). Są one także zdolne do dostarczania elektronów do podstawowej struktury jonów dielektryka. Centra takie nazywa się centrami luminescencji/rekombinacji lub pułapką dziurową (*R*) (Rys. 1).



Rys. 1. Struktura pasmowa dielektryka

Istnienie pułapek elektronowych i centrów rekombinacji umożliwia powstanie zjawiska termoluminescencji, złożonego z dwóch etapów:

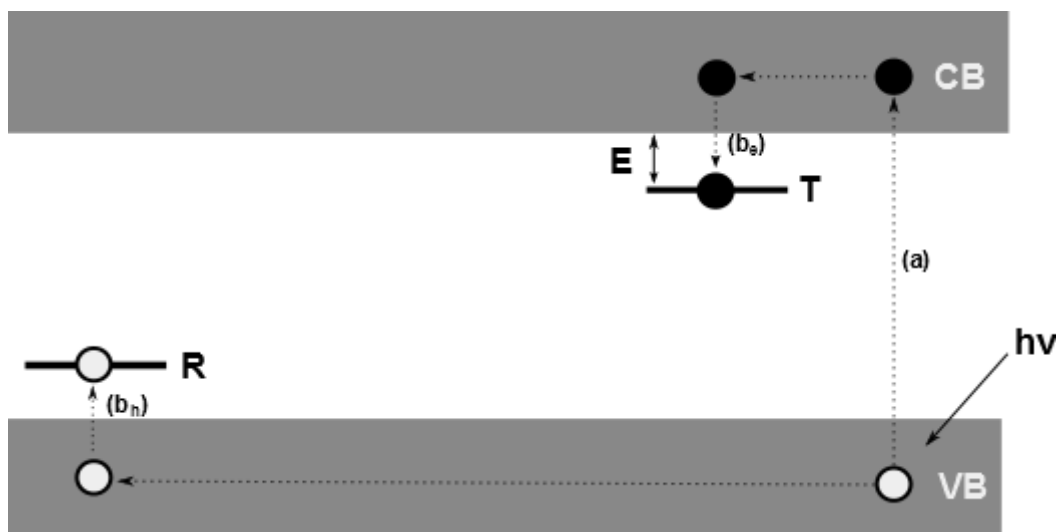
1. Pochłanianie promieniowania jonizującego w wyniku czego następuje jonizacja atomów termoluminofora; a następnie wychwycenie powstałych elektronów i dziur tzw. „zapamiętanie” pochłoniętej dawki promieniowania.
2. Stymulacja termiczna powodująca rekombinację nośników ładunku z emisją światła luminescencji.

Etapy te mogą być oddzielone długim okresem czasu.

W pierwszym etapie promieniowanie jonizujące o energii $h\nu > E_g$ wybija elektrony z powłok pasma walencyjnego i przenosi je do pasma przewodnictwa (σ). W paśmie tym nie mogą przebywać zbyt długo więc zachodzi jeden z procesów (Rys. 2):

- a) rekombinacja z dziurą w paśmie walencyjnym
- b) przechwycenie przez pułapkę elektronową (b_e) i związanie z właściwą dla tej pułapki energią (E).

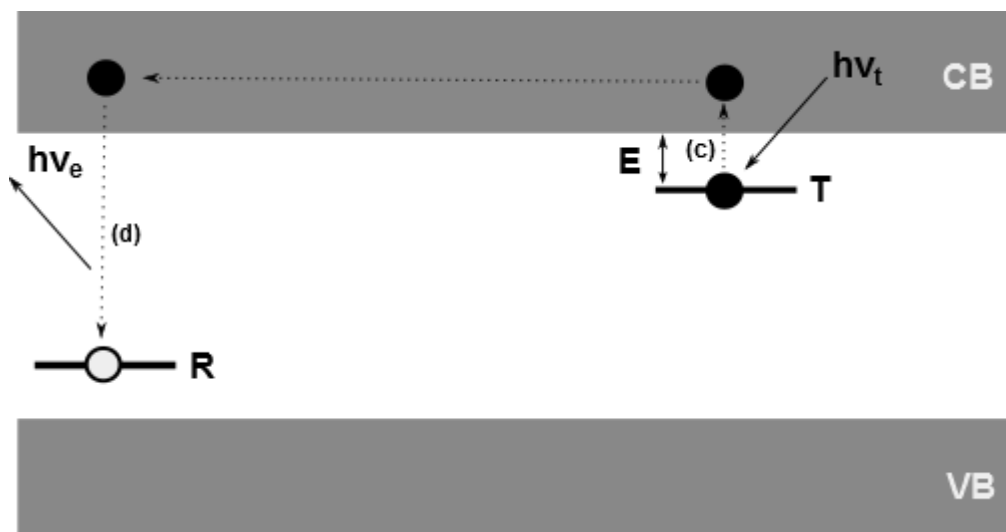
Jednocześnie dziury powstałe po wybicciu elektronów przemieszczają się paśmie walencyjnym i także są pułapkowane (b_h)



Rys. 2. Schemat procesu pułapkowania elektronów i dziur pod wpływem promieniowania jonizującego.

Tylko elektrony uwięzione w pułapkach mogą wnieść wkład do zjawiska termoluminescencji. Aby taki elektron uwolnić z pułapki, trzeba mu dostarczyć energii równej energetycznej głębokości pułapki. Z punktu widzenia dozymetrii istotną rolę odgrywają pułapki dostatecznie głębokie, żeby przypadkowe bodźce nie powodowały ich opróżnienia. Powstałe w wyniku wrywania elektronów dziury wędrują przestrzennie i energetycznie w górnej warstwie pasma walencyjnego dopóki nie ulegną rekombinacji z elektronami dostarczonymi przez defekty sieci krystalicznej. Liczba zapełnionych w tym etapie pułapek elektronowych jest proporcjonalna do dawki promieniowania pochłoniętej przez kryształ i wykazuje pewną zależność od gęstości jonizacji wzdłuż drogi cząstek jonizujących.

Aby mógł zajść drugi etap termoluminescencji, czyli rekombinacja elektronów z centrami luminescencji, to elektron związany w pułapce musi otrzymać energię przewyższającą głębokość pułapki ($h\nu_t$), co umożliwi mu przejście do pasma przewodnictwa (c). W pasmie przewodnictwa elektron wędruje przestrzennie i energetycznie w pobliżu centrum luminescencji z którym rekombinuje (d) oddając nadmiar energii jako kwant światła luminescencji ($h\nu_e$). Proces ten schematycznie przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Prowadzące do rekombinacji termoluminescencyjnej zmiany w konfiguracji elektronowej kryształu w wyniku dostarczenia do niego energii.

Zaznaczyć należy, że powyższy model stanowi najprostszy opis zjawiska TL, pozwalający wyjaśnić jego istotę. Istnieje wiele znacznie bardziej skomplikowanych modeli, uwzględniających np. możliwość wtórnego pułapkowania uwolnionych elektronów lub przejścia zlokalizowane elektronów, bez pośrednictwa pasma przewodnictwa oraz szereg innych zjawisk. Obszerne omówienie najważniejszych modeli można znaleźć w literaturze np. [CHEN 1997] i [CHEN 2011].

Energia zużywana na przenoszenie elektronów z pułapek elektronowych do pasma przewodnictwa jest dostarczana do termoluminofoora w postaci ciepła. Prawdopodobieństwo termicznego wyrzucenia elektronu z pułapki może być opisane równaniem Arrheniusa:

$$p = s \cdot \exp\left[\frac{-E}{kT}\right] \quad (1)$$

gdzie: p – prawdopodobieństwo uwolnienia elektronu w czasie [s^{-1}],

s – współczynnik częstości związany z rodzajem defektu [s^{-1}],

E – energetyczna głębokość pułapki [eV],

k – stała Boltzmana [$eV \cdot K^{-1}$],

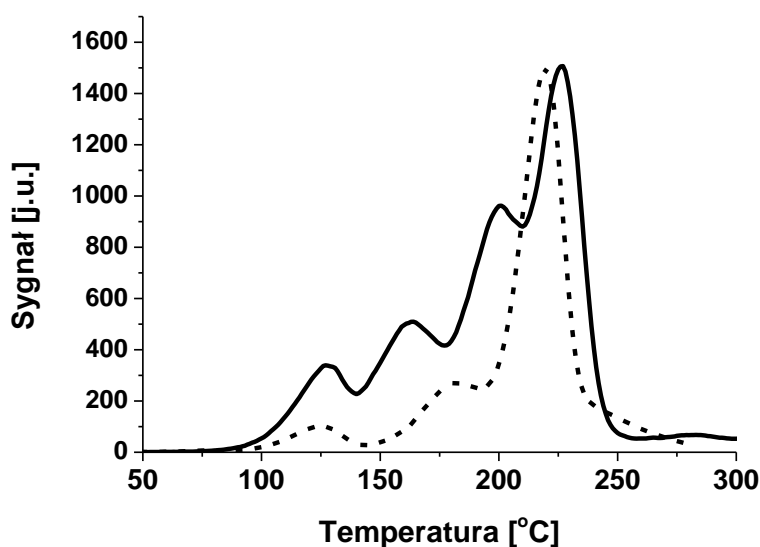
T – temperatura [K].

Wraz ze wzrostem temperatury następuje wzrost liczby uwalnianych elektronów tak długo, aż nie zacznie drastycznie maleć ilość wypełnionych jeszcze elektronami pułapek. Po osiągnięciu tego stanu i przy dalszym wzroście temperatury liczba uwalnianych elektronów szybko spada. Intensywność termoluminescencji $I(t)$ wyrażona w fotonach na

sekundę w czasie ogrzewania jest proporcjonalna do szybkości rekombinacji dziur i elektronów w centrum rekombinacji (R). Jeśli m [m^{-3}] jest stężeniem dziur pułapkowanych w centrum rekombinacji R, to intensywność termoluminescencji może być opisane równaniem:

$$I(t) = -\frac{dm}{dt} \quad (2)$$

Przy liniowym podnoszeniu temperatury otrzymuje się różniczkową krzywą wyświecania będącą wykresem zależności natężenia światła termoluminescencji od temperatury. Przykładowo poniżej przedstawiono krzywe najczęściej używanych materiałów termoluminescencyjnych na bazie fluorku litu.



Rys.4. Krzywe TL najczęściej używanych materiałów termoluminescencyjnych (linia ciągła LiF:Mg,Ti, linia przerywana LiF:Mg,Cu,P)

Gdyby w strukturze termoluminofora był tylko jeden rodzaj pułapek o jednakowej energii, to krzywa byłaby jednym izolowanym pikiem o amplitudzie zależnej od szybkości narastania temperatury. Przy szybszym grzaniu większa amplituda, a maksimum pik przesunięte w stronę wyższych temperatur. Wielkością niezależną od szybkości grzania jest całkowana powierzchnia pod pikiem, która jest miarą pochłoniętej przez termoluminofor dawki promieniowania. Istnienie w materiałach termoluminescencyjnych kilku rodzajów pułapek o różnej energii powoduje, że krzywa wyświecania tego materiału składa się z kilku wzajemnie na siebie zachodzących pików (Rys. 4). Należy pamiętać że amplituda pik może być miarą dawki tylko wtedy, gdy warunki odczytu są powtarzalne. Z punktu widzenia dozymetrii głębokość pułapki jest dość istotną cechą. Pułapki zbyt płytkie nie są przydatne,

ponieważ mogą zostać opróżnione pod wpływem przypadkowych bodźców. Natomiast pułapki zbyt głębokie nie są korzystne, bo w celu ich całkowitego opróżnienia należałoby ogrzać detektor do bardzo wysokiej temperatury czemu towarzyszy silne promieniowanie podczerwone. Zatem należy tak dobrać termoluminofor i domieszki aby otrzymać pułapki dające piki o maksimach w temperaturze np. 180 – 250°C.

2. Zastosowania zjawiska termoluminescencji

Zdecydowanie najważniejszym zastosowaniem praktycznym termoluminescencji jest dozymetria osobista pracowników zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące. Można przypuścić, że liczba osób noszących na co dzień dawkomierze zawierające detektory termoluminescencyjne sięga na świecie milionów. W ochronie radiologicznej wykonuje się również tzw. pomiary środowiskowe – w środowisku pracy lub w środowisku naturalnym. Kolejny ważny obszar zastosowań to dozymetria kliniczna – pomiary dawek w radioterapii. Detektory termoluminescencyjne stosuje się także do pomiaru dawek w radiacyjnych procesach przemysłowych, np. sterylizacji. Innego typu pomiary dozymetryczne, w których wykorzystuje się zjawisko termoluminescencji, to tzw. dozymetria awaryjna, opierająca się na badaniu sygnału z przedmiotów i materiałów znajdujących się w otoczeniu człowieka (np. elementy elektroniczne telefonów komórkowych) [MROZIK 2014a], [MROZIK 2014b]. Wymienić można także ważne zastosowania spoza ściśle rozumianej dozymetrii: datowanie termoluminescencyjne w archeologii [SEELEY 1975] i geologii [AITKEN 1982]. Pojawiają się także bardziej egzotyczne zastosowania, jak np. pomiar temperatury w czasie wybuchów [YUKIHARA 2015].

Poszczególne obszary zastosowań w dozymetrii promieniowania jonizującego różnią się wielkością mierzonych dawek. Najniższe dawki rejestrowane są w pomiarach środowiskowych, których celem jest zwykle wykrycie nawet niewielkiego wzrostu dawek ponad poziom tła naturalnego. Oczekiwany zakres dawek w dozymetrii środowiskowej zawiera się w przedziale od 1 μ Gy do 1 mGy. W Polsce moc dawki promieniowania gamma w dniu 15 października 2018r. wynosiła średnio 100 nSv/h (<http://www.paa.gov.pl/monitoring.html>). W Europie tło środowiskowe zawiera się w zakresie od 100 do 300nSv/h (<https://remap.jrc.ec.europa.eu/GammaDoseRates.aspx>). Pomiary tak niskich dawek mogą być przeprowadzone tylko z użyciem wysokoczułych materiałów, a najważniejszymi właściwościami są czułość i najniższa mierzalna dawka. Podwyższony zakres poziomu dawek (do 10mGy) jest wymagany w dozymetrii indywidualnej. Roczny limit dawki osób pracujących z promieniowaniem wynosi 20 mSv na ciało ($H_p(10)$). Limity dawek są określone w Rozporządzeniu Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego, (Dz. U. z dnia 3 lutego 2005 r.) na podstawie postanowień dyrektyw 96/29/Euratom z dnia 13.V.1996 roku. Materiały luminescencyjne używane w dozymetrii indywidualnej powinny charakteryzować się wystarczającą czułością, liniową odpowiedzią na dawkę i muszą być tkankopodobne. Z kolei w radioterapii radiologicznej dawki promieniowania mogą

dochodzić do kilkudziesięciu Gy. Oprócz wymagań dotyczących liniowej odpowiedzi na dawkę w interesującym zakresie, w zastosowaniach medycznych wymagana jest wysoka powtarzalność pomiarów ($1SD = \pm 3.5\%$) oraz wysoka tkankopodobność. Wysokodawkowe procesy, takie jak sterylizacja żywności promieniowaniem czy diagnostyka defektów metali, wymagają do kontroli detektorów które mogą mierzyć dawki rzędu wielu kGy.

3. Podstawowe właściwości detektorów termoluminescencyjnych

3.1. Czułość na promieniowanie

Czułość materiału termoluminescencyjnego jest definiowana jako wielkość sygnału wyrażonego poprzez wysokość pików dozymetrycznego lub wartość pola powierzchni pod pikiem TL obliczona w zadanych granicach temperatury dla danego detektora, w stosunku do jednostki dawki i jednostki masy. Tak zdefiniowana czułość zależy od parametrów technicznych systemu dozymetrycznego, w którym dokonywany jest odczyt detektora. Parametry odczytu takie jak szybkość wzrostu temperatury oraz system detekcji światła mają wpływ na czułość bezwzględną detektorów TL. Największy wpływ ma rodzaj systemu detekcji światła czyli rodzaj filtrów używanych do odczytu, wydajność kwantowa czujnika światła czy też geometria układu optycznego. Bezwzględne wyznaczenia czułości detektora na promieniowanie jest zatem w praktyce niemal niemożliwe. Pomiar czułości wyrażane są z reguły względem najbardziej popularnego i stabilnego materiału jakim jest LiF:Mg,Ti (TLD-100, MTS-N). Oprócz parametrów jakimi charakteryzują się czynniki TL, na czułość detektora wpływa również jego forma fizyczna (pastylka, proszek itp. - zob. rozdział 5) i jego wielkość. Wykonany z tego samego materiału detektor TL w formie spieczonej pastylki, może mieć wyższą czułość od proszku, z którego powstał, jak również pastylka o dużej grubości może mieć niższą czułość (na jednostkę masy) od detektora w postaci małego pręcika. W końcu, wpływ na czułość ma rodzaj promieniowania w jakim jest używany detektor. Z reguły w polu promieniowania o niskiej gęstości jonizacji (gamma, beta) detektory termoluminescencyjne wykazują wyższą czułość niż gdy są ekspozowane w polach o wysokim LET (cząstki alfa, neutrony).

3.2. Charakterystyka dawkowa

Liniowość odpowiedzi na dawkę materiałów luminescencyjnych jest w praktyce ograniczona jedynie do pewnego zakresu dawek. W większości zastosowań detektorów termoluminescencyjnych (dozymetria indywidualna i środowiskowa) jest to w zupełności wystarczające. Zwiększenie dawki powyżej wartości specyficznej dla każdego materiału, powoduje odchylenie od jedności indeksu liniowości, wyrażonego poprzez stosunek odpowiedzi detektora po dawce D do odpowiedzi detektora po dawce D_0 przy której odpowiedź jest liniowa:

$$f(D) = \frac{\frac{F(D)}{D}}{\frac{F(D_0)}{D_0}} \quad (3)$$

Bardzo dobry materiał dozymetryczny winien posiadać $f(D) = 1$ w szerokim zakresie dawek. Jeśli $f(D) > 1$ to odpowiedź takiego materiału na dawkę nazywamy nadliniową, jeśli $f(D) < 1$ podliniową.

3.3. Limit detekcji

Z czułością na promieniowanie oraz charakterystyką dawkową wiąże się pojęcie limitu detekcji. W większości przypadków termin limit detekcji odnosi się do najniższej mierzalnej dawki, aczkolwiek może być stosowany również do najwyższej dawki jaką można zmierzyć detektorem. W drugim przypadku limit dawki jest związany z zapełnieniem wszystkich dostępnych pułapek elektronowych. Wyznaczenie górnego limitu jest trudne z powodu nieliniowej odpowiedzi detektorów w zakresie wysokich dawek. Najniższy limit detekcji definiuje się jako najmniejszą pochłoniętą dawkę, którą w procesie analitycznym można być wyznaczyć z odpowiednim poziomem ufności. W uproszczeniu limit ten jest często wyrażany jako dwa odchylenia standardowe od sygnału pochodzącego od nienapromienionych detektorów. Najbardziej czułe detektory termoluminescencyjne (np. LiF:Mg,Cu,P) mogą mierzyć dawki nawet na poziomie 1 μGy [BUDZANOWSKI 1996].

3.4. Charakterystyka energetyczna

Oprócz pożądanej liniowości w odpowiedzi na dawkę, ważną właściwością detektorów termoluminescencyjnych jest ich charakterystyka energetyczna dla promieniowania fotonowego (X i gamma), $R'(E)$. Definiuje się ją jako stosunek sygnału z detektora, I , na jednostkę kermy w powietrzu, K_a , dla danej energii promieniowania znormalizowanego do sygnału tego samego detektora na jednostkę kermy dla promieniowania gamma ^{60}Co lub ^{137}Cs ,

$$R'(E) = \frac{(I/K_{pow})_E}{(I/K_{pow})_\gamma} = \frac{(I/D)_E}{(I/D)_\gamma} \cdot \frac{[(\mu/\rho)_{det}/(\mu/\rho)_{pow}]_E}{[(\mu/\rho)_{det}/(\mu/\rho)_{pow}]_\gamma} = \eta(E) \cdot \mu'(E) \quad (4)$$

gdzie μ/ρ są masowymi współczynnikami absorpcji [OLKO 2006b].

Decydujący wpływ na charakterystykę energetyczną dla fotonów ma wartość masowego współczynnika absorpcji. Dlatego materiały o wyższej liczbie atomowej (np. CaF_2 , CaSO_4 , Al_2O_3) wykazują znaczne zawyżenie odpowiedzi dla fotonów o niskiej energii, w przeciwieństwie do materiałów o niskiej liczbie atomowej (np. BeO , LiF , $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$). Względna wydajność $\eta(E)$ ma mniejsze znaczenie, gdyż dla niewielu materiałów istotnie odbiega od jedności (wyjątkiem jest np. LiF:Mg,Cu,P).

Oprócz charakterystyki energetycznej dla fotonów, określa się także charakterystykę dla ciężkich cząstek naładowanych. W tym celu posługuje się zazwyczaj tzw. względną

wydajność termoluminescencji η , określoną względem referencyjnego promieniowania gamma (^{60}Co lub ^{137}Cs):

$$\eta(E) = \frac{(I/D)_k}{(I/D)_\gamma} \quad (5)$$

Dla większości materiałów względna wydajność maleje ze wzrostem gęstości jonizacji (LET promieniowania). Na przykład dla LiF:Mg,Cu,P dla $\text{LET} > 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$ względna wydajność wynosi $\eta \approx 0.3$ [BILSKI 2016].

3.5. Anilacja

Anilacja jest procesem termicznym polegającym na wygrzewaniu detektora w cyklu temperaturowym przez określony czas. Celem anilacji jest przygotowanie detektora do powtórnego odczytu i zregenerowanie jego właściwości dozymetrycznych (uporządkowanie struktury defektów). Niekiedy stosuje się także niskotemperaturowe wygrzewanie po napromienieniu detektora, aby pozbyć się niestabilnego w czasie sygnału pochodzącego z płytkich pułapek elektronowych będącego przyczyną fadingu. Anilacja przed ekspozycją polega na wygrzaniu detektora w temperaturze nie niższej niż maksymalna temperatura odczytu detektora tak długo, aż opróżnione zostaną wszystkie pułapki elektronowe które pozostały zapełnione po odczycie. Dotyczy to w szczególności pułapek wysokotemperaturowych, które nieopróżnione, mogłyby po pewnym czasie przekazać elektrony do niskoenergetycznych pułapek, dając dodatkowy sygnał w najbliższym odczycie. Oprócz temperatury i czasu wygrzewania ważna jest również szybkość schładzania detektora. W wysokiej temperaturze podczas anilacji defekty odpowiadające za pułapkowanie elektronów mogą dysocjować i separować się w przestrzeni sieci krystalicznej. Szybkie schłodzenie powoduje, że taki stan zostaje niejako „zamrożony” i koncentracja defektów będzie powtarzalna. Przy powolnym schładzaniu defekty mogą łączyć się i tworzyć skupiska o różnym stopniu agregacji. Zaobserwowano, że szybkie schłodzenie detektora typu LiF:Mg,Cu,P powoduje znaczną redukcję wysokotemperaturowego sygnału, który jest niepożądany przy odczycie.

3.6. Fading

Fading to utrata sygnału z detektora w czasie od napromienienia do odczytu. Przyczyną fadingu jest wiele czynników. Czynniki temperaturowe, który odnosi się do warunków przechowywania sprawia, że istnieje prawdopodobieństwo wybicia elektronu z pułapki i jego rekombinację. Czas połowicznego zaniku sygnału jest definiowana jako:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{p} = \frac{\ln 2}{s \cdot \exp(-\frac{E}{kT})} \quad (6)$$

Do tego aby materiał termoluminescencyjny mógł być użyteczny, czas połowicznego zaniku sygnału powinien być kilkukrotnie dłuższy od czasu jaki upływa od napromienienia do odczytu. Niektóre materiały wykazują tzw. anomalny fading [SHACHAR 1991; TSIRLIGANIS 2006], tzn. istotnie różniący się od przewidywań teoretycznych na podstawie wartości

parametrów kinetycznych E i s . Inną przyczyną zaniku sygnału może być wrażliwość na światło, jaką wykazują np. takie materiały termoluminescencyjne jak CaF_2 i CaSO_4 .

Przykłady fadingu dla wybranych luminoforów:

- $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$ – duży, wynikający z higroskopowych właściwości substancji podstawowej, w temperaturze 25°C ~30% na dwa miesiące,
- BeO – termiczny: w temperaturze pokojowej ~10% na miesiąc,
- $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Si}$, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ – bardzo silny na skutek światła,
- $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$ – fadning termiczny jest niewielki i wynosi w temperaturze pokojowej 1-2% na miesiąc i 5-8% na pół roku, natomiast 5 godzinna ekspozycja na światło słoneczne zwiększa fadning o 30%, a miesięczna na światło fluorescencyjne o 5%,
- $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ – w temperaturze pokojowej $6\pm 3\%$ na dobę, a pod wpływem światła o natężeniu 1500 lx około 3%,
- $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ – w temperaturze pokojowej i ciemności 12% na dobę, a pod wpływem rozproszonego światła dziennego 30% na dzień i 40% na dwa dni.

3.7. Widmo emisji termoluminescencji

Zakres długości fali światła termoluminescencji luminoforu wpływa na dobór fotopowielacza czy też foto-czułego sensora CCD (rozdział 13.1). Spektrum emisji detektorów termoluminescencyjnych może się mieścić w całym zakresie światła widzialnego i ultrafioletu. Ze względów praktycznych unika się materiałów emitujących w zakresie długofalowym, gdyż utrudnia to odcięcie się od emisji termicznej układu grzejjego. W Tabeli 1 wymieniono zakresy długości fal jakie emitowane są przez najpopularniejsze luminofory. Można przyjąć, że luminofory, które są domieszkowane metalami ziem rzadkich emitują światło luminescencji w długościach odpowiadających przejściom energetycznym tych atomów ze stanu wzbudzonego do podstawowego. Luminofory fluorku litu emitują światło w zakresie światła niebieskiego i UV. W pozostałych materiałach termoluminescencyjnych, domieszkowanych metalami z bloku przejściowego układu okresowego jak np. $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ interpretacja widma emisyjnego nie jest łatwa.

II. Detektory powierzchniowe

4. Przestrzenny rozkład dawki

W wielu dziedzinach dozymetrii zachodzi czasem potrzeba pomiarów rozkładu przestrzennego dawki (w dwóch lub trzech wymiarach), które często wykonuje się przy pomocy detektorów termoluminescencyjnych. Przykładem może być mapowanie rozległych pól promieniowania np. w terenie, w środowisku naturalnym, poprzez rozmieszczenie tam dawkomierzy termoluminescencyjnych zawierające detektory [BUDZANOWSKI 2000]. Napromienione detektory są następnie odczytywane w klasycznym czytniku TL z fotopowielaczem, a wyniki odczytu po obróbce numerycznej pozwalają zamodelować rozkład pola promieniowania. Innym, na pewno częstszym, zastosowaniem są pomiary rozkładu dawki w fantomach ciała ludzkiego, które zazwyczaj wykonuje się poprzez użycie znacznej liczby standardowych detektorów w formie niedużych kształtek (pastylek, pręcików). Dokładność pomiaru przeprowadzanego taką metodą związana jest z liczbą użytych detektorów czy dawkomierzy, a w małych polach z ich rozmiarem. Prace takie są dość czasochłonne, głównie z powodu dużej ilości odczytywanych detektorów, ale sprawdzają się tam, gdzie pole promieniowania jest bardzo słabe i potrzeba wykonać pomiar w rozległym terenie przez dłuższy czas lub brak jest innych bezpiecznych metod pomiaru rozkładu dawki. Dalsze przykłady tego typu pomiarów to: promieniowanie kosmiczne na stacji orbitalnej [BERGER 2013], promieniowanie w sztolniach i kopalniach [KŁOSOWSKI 2010b], wokół akceleratorów badawczych [OBRYK 2018], promieniowanie rozproszone podczas radioterapii [STOLARCZYK 2018], neutronów w otoczeniu akceleratorów [BATISTONI 2018].

Ważnym obszarem techniki, w którym istnieje konieczność częstego mapowania rozkładu dawki jest radioterapia. Nowoczesne techniki napromieniania pacjenta jak np. intensywnie modulowana radioterapia (IMRT) czy terapia przy pomocy modulowanych wiązek protonowych lub węglowych, pozwalają precyzyjnie dostarczyć odpowiednią dawkę w miejsca leczone i ochronić miejsca wrażliwe na promieniowanie. Weryfikacja planów leczenia wymaga ich kontroli pod kątem zgodności z planem. Zwykle wykorzystuje się do tego przyrządy aktywne w postaci komór jonizacyjnych, którymi przemiatą się pole promieniowania, określając rozkład dawki. W tym miejscu warto wspomnieć też o innych metodach pasywnego pomiaru dawek powierzchniowych jakimi są pomiary przy pomocy filmów radiograficznych oraz folii radiochromowych. Te pierwsze wymagają obróbki chemicznej w wywoływaczu, natomiast na drugich obraz ujawnia się już podczas napromieniania. Oba typy detektorów wymagają ustabilizowania obrazu w czasie, kalibracji i odczytu na skanerze. Wielkością parametryzującą rozkład dawki jest gęstość optyczna. Pomimo szerokiego zastosowania ich w mapowaniu rozkładu dawki, posiadają zasadnicze wady w postaci niewielkiego zakresu liniowości oraz ograniczenie do jednorazowego

użycia. Z tych właśnie powodów zaproponowane zostało **nowe rozwiązanie: wytworzenie termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych mających postać folii.**

Idea obrazowania metodą termoluminescencji nie jest nowa. Już w 1983 roku na Uniwersytecie Stanu Washington powstała koncepcja czytnika dwuwymiarowej dozymetrii z wykorzystaniem materiałów termoluminescencyjnych [GASIOT 1982], natomiast pierwszym komercyjnie dostępnym systemem termoluminescencyjnej dozymetrii 2D, był system firmy International Sensor Technology (IST) [BRAUNLICH 1990]. Kamieniem milowym do rozwoju termoluminescencji dwuwymiarowej był postęp technologiczny jaki dokonał się w latach 80-tych i 90-tych XX w. w przetwornikach CCD, czyli kamerach cyfrowych. Kamery wyposażane w coraz czulsze czujniki światła, o coraz wyższej rozdzielczości stały się standardowym elementem instrumentów astronomicznych przy pomocy których rejestrowano słaby sygnał świetlny gwiazd i innych ciał niebieskich. Pracę na praktycznym zastosowaniu detektorów powierzchniowych i czytników termoluminescencyjnych rozpoczęła grupa badaczy z Japonii [YASUNO 1984, IMAEDA 1985], [NARIYAMA 2006, KONNAI 2006] i kontynuowała do około 2010 roku. Wówczas, z powodu słabej dostępności i wysokiej ceny materiałów termoluminescencyjnych oraz z powodu przekształcenia dozymetrycznych serwisów indywidualnego pomiaru dawek w Japonii na używanie szkieł fosforanowych, grupa japońska zrezygnowała z prowadzenia badań nad dwuwymiarową dozymetrią termoluminescencyjną.

Instytut Fizyki Jądrowej jest jednym z nielicznych laboratoriów na świecie posiadających technologię produkcji wysokoczułych materiałów termoluminescencyjnych opartych na fluorku litu. Dostępność materiałów termoluminescencyjnych i rozwój technologii kamer cyfrowych stały się podstawą do rozpoczęcia w Instytucie badań w obszarze dozymetrii dwuwymiarowej. Dodatkowo, doświadczenia nabyte przy współpracy z rodzimą firmą Mikrolab (<http://www.tld.com.pl/ra/pl/index.html>) przy budowie klasycznych czytników termoluminescencyjnych z fotopowielaczem stworzyły warunki do szybkiego powstania pierwszego prototypu czytnika termoluminescencyjnego do pomiarów powierzchniowych w 2002r. [MARCZEWSKA 2002, MARCZEWSKA 2006]. W kolejnych latach dwuwymiarowa dozymetria termoluminescencyjna była systematycznie rozwijana [OLKO 2008], a liczne projekty które obejmowały ten zakres badawczy przyczyniły się do powstania kompletnego systemu termoluminescencyjnej dozymetrii dwuwymiarowej o szerokim spektrum zastosowań.

5. Fizyczne formy detektorów termoluminescencyjnych

5.1. Formy fizyczne detektorów stosowane dotychczas

Luminofores wytwarzane w procesie syntezy chemicznej są otrzymywane najczęściej w postaci proszków. W celu zwiększenia wygody ich stosowania zazwyczaj została się je w trwałe kształtki. Wykorzystywane w tym celu metody można podzielić na dwie grupy: łączenie za pomocą innych substancji (lepiszcza) lub bez nich. Spiekanie ziaren kryształów lub hodowanie monokryształów to metody bez dodatkowych substancji, natomiast w metodzie z lepiszczem do łączenia ziaren używa się teflonu (policzterofluoroetylen), żywicy silikonowych lub innych odpornych na temperaturę tworzyw. Najpopularniejsze formy detektorów termoluminescencyjnych to:

- Proszki

Ilość światła luminescencji jest proporcjonalna do masy proszku materiału TL, a zatem kluczowe znaczenie ma odważenie odpowiedniej ilości proszku. Mimo niewygody tej metody, przy stosowaniu proszków można uzyskać dokładniejsze wyniki pomiaru niż za pomocą zestalonych detektorów. Wynika to z możliwości wykonania pomiarów na znacznej liczbie próbek o identycznej masie, pobranych z większej ilości jednorodnego proszku.

- Spiekane kształtki

Detektory spiekane powstają przez zestalenie proszku luminoforu bez dodatkowych substancji. Sposoby spiekania zależą od właściwości luminoforów, ich temperatury topnienia i reakcji na wysokie ciśnienia. Ziarenka luminoforu łączą się, tworząc mechanicznie trwałe kryształki po sprasowaniu i spiekaniu w temperaturze niższej od ich temperatury topnienia. Jest to zestalenie „na zimno”. Natomiast zestalenie „na gorąco” polega na wyciskaniu półpłynnego luminoforu i pocięciu otrzymanej wypraski na kształtki.

- Monokryształy

Detektory otrzymane w procesie hodowania monokryształów są przezroczyste i mechanicznie trwałe. Wyhodowane monokryształy mają najczęściej kształt walców, które można łupać lub ciąć wzdłuż powierzchni krystalizacji na odpowiednie kształtki. Wady tej metody to mała wydajność, duży koszt i występujące często różnice w koncentracji domieszek w objętości kryształu.

- Zestalone teflonem

Zestalenie z teflonem może odbywać się na dwa sposoby: na mokro z dyspersji teflonowej w wodzie albo na sucho poprzez mieszanie proszku teflonowego z odpowiednio sproszkowanym luminoforem i wyciskaniu pręta pod ciśnieniem i temperaturze płynięcia teflonu około 380°C. W metodzie na mokro, drobno zmielony luminofor miesza się z wodną dyspersją teflonową i tak otrzymaną mieszaniną pokrywa się gładką powierzchnię

metalową. Po suszeniu i spieczeniu ściąga się z tego podłoża warstwę, z której wycina się krążki. Metodą na sucho z mieszaniny uformowanej najczęściej w przekrój walca wycina się pastylki o żądanej grubości. Można też prasować tą metodą płytki lub wytłaczać długie pręty.

- Zestalone żywicami (klejenie)

Detektory zestalone żywicami są np. stosowane do pomiaru dawek promieniowania alfa i beta, czyli cząstek słabo przenikliwych [NIEWIADOMSKI 1983]. Przy produkcji tego rodzaju detektorów cienką warstwę żywicy pokrywa się podłoże z aluminium, a na to nakłada się warstwę odpowiednio rozdrobnionego luminoforu. Następnie utwardza się żywicę. W procesie utwardzania dzięki przyczepności żywicy proszek wtapia się w nią i zostaje związany z podłożem. Po utwardzeniu tak powstałej struktury wycina się detektory.

5.2. Folie termoluminescencyjne

Powierzchniowe detektory termoluminescencyjne, będące przedmiotem tego opracowania, mają postać cienkich folii, wykonanych z wysokoczułego materiału termoluminescencyjnego jak np. LiF: Mg,Cu,P lub $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ i polimeru fluorowanego ETFE lub PFA. Polimery używane do produkcji powierzchniowych detektorów TL charakteryzują się wysoką wytrzymałością temperaturową (240°C ETFE i 300°C PFA), wysoką przepuszczalnością światła i dobrymi właściwościami mechanicznymi (szczegółowe dane w rozdziale 10). Detektory powierzchniowe podobnie jak standardowe błony filmowe są elastyczne i mogą być formowane w rozmiarze do $20\text{cm} \times 20\text{cm}$. Jednak nad błonami filmowymi niewątpliwie posiadają większe zalety jakimi są: wielokrotność użytkowania, brak obróbki chemicznej w specjalnych urządzeniach, bardzo krótki czas odczytu przez co uzyskuje się gotowy wynik w kilka minut po ekspozycji. Sposób wytwarzania detektorów powierzchniowych jest omówiony szczegółowo w rozdziale 11.



Rys. 5. Powierzchniowe detektory termoluminescencyjne w postaci folii polimerowych.

Główne zalety powierzchniowych detektorów termoluminescencyjnych to:

- możliwość uzyskiwania różnych kształtów,

- elastyczność,
- mała grubość,- powtarzalność odczytu,
- wielokrotność użycia,
- odporność chemiczna,

6. Wybór luminoforów na detektory powierzchniowe

Podstawowe kryteria wyboru materiału do wytworzenia detektorów termoluminescencyjnych w postaci folii polimerowych to:

- Temperatura emisji TL i temperatura anilacji, które nie mogą być wyższe od maksymalnej granicznej temperatury stosowania wykorzystywanego polimeru
- Czułość na promieniowanie, która powinna być jak najwyższa, ze względu na stosunkowo niską czułość układu detekcji światła

Ważnym praktycznym warunkiem przy wyborze materiału, jest również względna łatwość i powtarzalność jego wytworzenia w stosunkowo dużych ilościach (co na przykład wyklucza skomplikowane procesy wzrostu kryształów). Istotne także by długość fali światła emitowanego po napromienieniu mieściła się w zakresie jak największej czułości spektralnej układu detekcji światła, czyli kamery

Tabela 1 zawiera najważniejsze informacje o właściwościach popularnych w świecie detektorów termoluminescencyjnych. Materiałem referencyjnym względem którego porównuje się inne luminofory jest z reguły LiF:Mg,Ti. Pomimo, że jest łatwy w otrzymywaniu na większą skalę, posiada stosunkowo niską czułość i ograniczone zastosowanie w detektorach powierzchniowych ze względu na wysoką temperaturę anilacji. Bardzo dobrze poznane, wysokoczułe i równie szeroko stosowane luminofory to LiF:Mg,Cu,P oraz CaSO₄:Dy. Pierwszy z nich charakteryzuje się wysoką czułością i niską temperaturą anilacji. Co więcej, nawet nie można wygrzewać go powyżej 280°C, gdyż powoduje to znaczącą utratę czułości. Znakomicie nadaje się zatem na detektory powierzchniowe. Drugi charakteryzuje się emisją światła przy wyższych długościach fali (widmo posiada dwa pasma emisyjne: 480nm i 570nm), przez co wykazuje wysoką czułość pomiarową w układach z sensorami CCD. Jak wykażemy w dalszej części opracowania (patrz rozdział 9) może być on w takich układach nawet dziesięciokrotnie czulszy od LiF:Mg,Cu,P. Z danych Tabeli 1 można wskazać także, charakteryzujący się bardzo dobrymi własnościami, Al₂O₃:C, lecz technologię produkcji tego materiału posiada wyłącznie firma Landauer Inc. z USA. Poza tym wykazuje on silną wrażliwość na światło, co w praktyce uniemożliwiłoby stosowanie go w zamierzonym celu. A zatem **do wytwarzanie dwuwymiarowych detektorów w postaci folii termoluminescencyjnych wytypowane zostały dwa materiały: LiF:Mg,Cu,P oraz CaSO₄:Dy.**

Tabela 1. Ogólna charakterystyka komercyjnie dostępnych materiałów termoluminescencyjnych używanych w dozymetrii indywidualnej i środowiskowej [BHATT 2011], [FURETTA 2010].

Materiał	Oznaczenia handlowe	Względna czułość	Temperatura piku głównego [°C]	Długość pasma emisji (piku głównego) [nm]	Efektywna liczba atomowa Z_{eff}	Użyteczny zakres liniowości	Fading	Warunki anilacji w piecu
LiF:Mg,Ti	TLD-100, MTS-N (naturalny skład izotopowy Li)	1	200	400	8,2	20 μ Gy-10Gy	5%/rok	400°C/1h + 100°C/2h
	TLD-600, MTS-6 (izotop Li-6)							
	TLD-700, MTS-7 (izotop Li-7)							
LiF:Mg,Cu,P	TLD-100H, MCP-N (naturalny skład izotopowy Li)	25	220	400	8,2	0,2 μ Gy-10Gy	5%/rok	260°C/10min. +240°C/10min.
	TLD-600H, MCP-6 (izotop Li-6)							
	TLD-700H, MCP-7 (izotop Li-7)							
CaF ₂ :Dy	TLD-200	30	270	480, 580, 660, 750	16,3	0,1 μ Gy-10Gy	10%/24h, 16%/2tyg.	400°C/1h

CaF ₂ :Tm	TLD-300		270	340-360, 440-520, 640-680, 740-850	16,3	0,1 μGy- 1000Gy		400°C/2h
CaF ₂ :Mn	TLD-400	10		440-600 (500)	16,3	0,1 μGy- 100Gy	10%/1 mies.	450°C- 500°C / 30-60 min
Al ₂ O ₃ :C	TLD-500	60	190	420	10,2	1 μGy-10Gy	5%/rok	400°C/1h + 80°C/16h lub OSL: 470nm / 35 mW/cm ²
Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	TLD-800	0,3	180	530-630 (605)	7,4	1 mGy – 100Gy	10%/1 mies.	300°C/15min. - 1h
Li ₂ B ₄ O ₇ :Cu		2	205	368	7,4	10 μGy- 1000Gy	10%/2mies.	300°C/30min.
CaSO ₄ :Dy	TLD-900	30	220	480, 570	15,3	2 μGy-10Gy	1%/2mies.	400°C/30min. - 1h
CaSO ₄ :Tm		30	220	452	15,3	2 μGy-10Gy	1-2%/2 mies.	400°C/30min. - 1h
CaSO ₄ :Mn		70	100	450-600 (500)	15,3	1 μGy-1Gy	50- 60%/24godz.	400°C/30min. - 1h
MgB ₄ O ₇ :Dy		10	190	490	8,4	5 μGy-50Gy	4%/mies.	500°C- 600°C/1h
Mg ₂ SiO ₄ :Tb		40	200	380-400	11	10 μGy-1Gy	zaniedbywalne	500°C/2-3h + 300°C/1h

7. Otrzymywanie luminoforów do produkcji detektorów powierzchniowych

7.1. LiF:Mg,Cu,P

Pierwszym z materiałów luminescencyjnych używanym do produkcji detektorów powierzchniowych jest LiF:Mg,Cu,P. Otrzymuje się go w wieloetapowym procesie fizykochemicznym z wykorzystaniem substancji wyjściowych o wysokiej czystości (klasa cz.d.a). Schemat procesu syntezy przedstawiono poniżej:

SUBSTANCJE	PROCES	PARAMETRY PROCESU
Roztwór LiCl oraz HF	STRĄCANIE LiF	
WODA	PRZEMYWANIE OSADU	
	SUSZENIE	
20% roztwór LiCl	SPIEKANIE/GRANULACJA	740°C/1h
WODA ACETON	PRZEMYWANIE LiF	
	SUSZENIE	
CuCl ₂ 0.05M MgCl ₂ 0.2M H ₃ PO ₄ 1.25M	ZAKROPLENIE I SUSZENIE	
	STAPIANIE Z DOMIESZKAMI	1070°C/70min. argon
	ROZDRABNIANIE	63µm – 125µm
	ANILACJA	260°C/10min. 240°C/10min.

Rys. 6. Schemat procesu syntezy luminoforu LiF:Mg,Cu,P

Proces otrzymywania LiF:Mg,Cu,P rozpoczyna się od syntezy fluorku litu w wyniku reakcji:



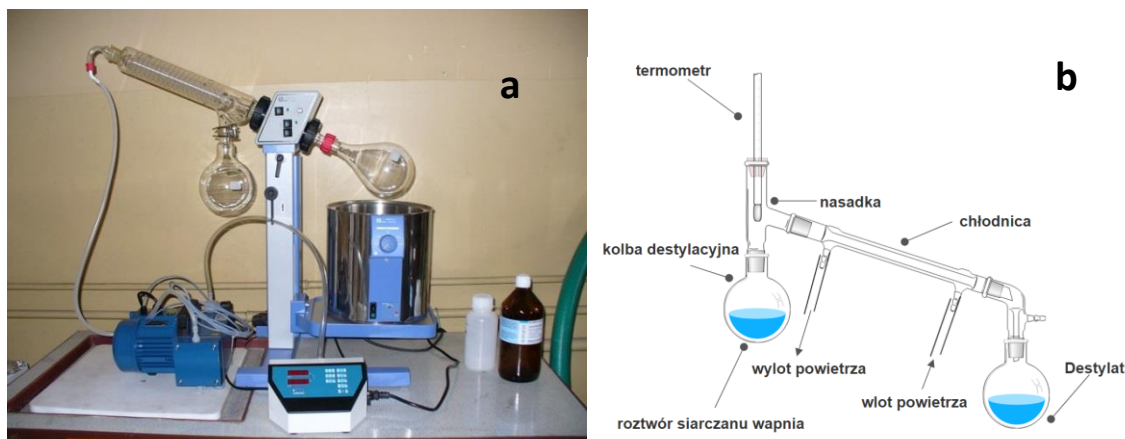
Wytrącony, przemyty wodą, a następnie wysuszony osad LiF zakrapla się roztworem chlorku litu i wygrzewa w temperaturze 740°C przez 1 godzinę. W tym procesie drobnoziarnisty osad LiF agreguje się w większe skupiska i zlepia dzięki LiCl, który w tym przypadku pełni rolę topnika. Po wychłodzeniu spieku i umieszczeniu go w wodzie rozpada się on na kryształy LiF o granulacji w zakresie 60 – 220 µm. Domieszki wprowadza się zakraplając LiF ich odpowiednimi roztworami i susząc. Suchą naważkę umieszcza się następnie w tyglu platynowym i wstawia do pieca nagrzanego do około 400°C. Po podniesieniu temperatury pieca do 1070°C próbka przebywa w tej temperaturze 70 min. Komora pieca w tym procesie jest omywana przepływającym argonem. Po wychłodzeniu spiek jest rozdrabniany do ziaren o pożądanym rozmiarze (dla potrzeb detektorów powierzchniowych ziarna posiadają rozmiar między 63 a 125 mikrometrów – zob. rozdział 9).

7.2. CaSO₄:Dy

Siarczan wapnia domieszkowany dysprozem otrzymuje się w procesie rekrytalizacji z kwasu siarkowego. W procedurze tej używane są następujące substancje:

- Siarczan wapnia bezwodny CaSO₄ lub półwodny CaSO₄*0,5H₂O
- Tlenek dysprozu Dy₂O₃
- Kwas siarkowy 96% H₂SO₄

Siarczan wapnia jest domieszkowany dysprozem z roztworu azotanu dysprozu o stężeniu 54 mmol/dm³. Roztwór do domieszkowania, którym jest Dy(NO₃)₃ sporządza się przez rozтворzenie 5g Dy₂O₃ w 10 cm³ stężonego kwasu azotowego HNO₃ i uzupełnieniu wodą destylowaną do 250 cm³. Przygotowanie mieszaniny do rekrytalizacji przebiega następująco: do kolby o pojemności 1000 cm³ wsypuje się 51 g siarczanu wapnia, dodaje 2,5 cm³ roztworu azotanu dysprozu i 600 cm³ stężonego kwasu siarkowego. Mieszaninę ogrzewa się, aż do całkowitego rozpuszczenia siarczanu wapnia. Po rozpuszczeniu siarczanu wapnia, roztwór odparowuje się do sucha w wyparce (Rys. 7a) lub metodą destylacji prostej (Rys. 7b).

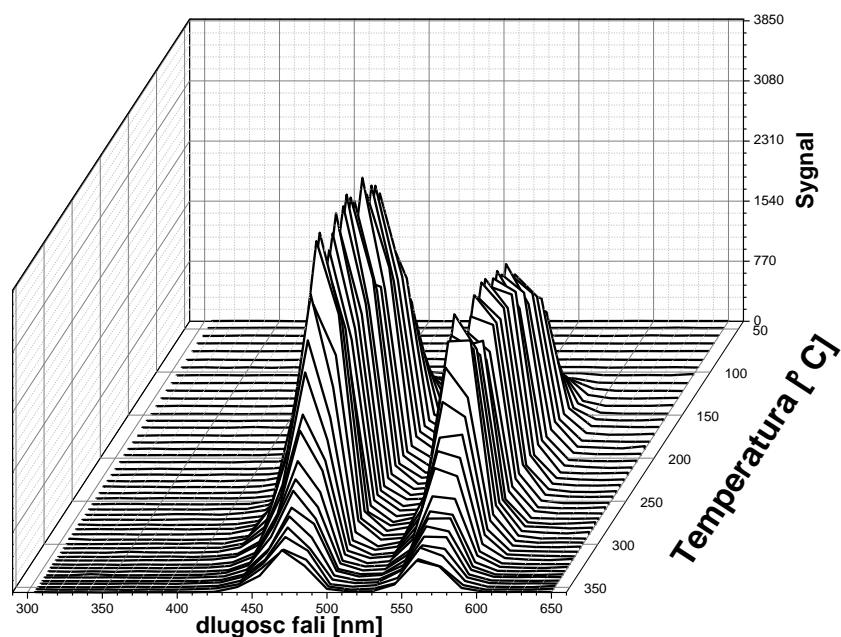


Rys. 7. Układy do otrzymywania luminoforu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$: a) podciśnieniowe odparowanie kwasu siarkowego w wyparce i b) odparowanie kwasu siarkowego metodą destylacji prostej.

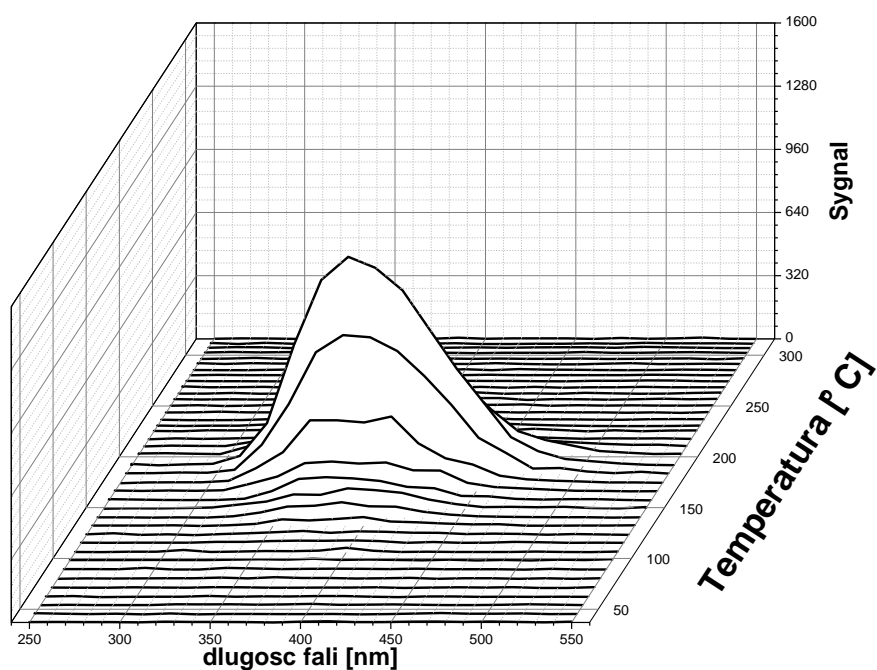
Po odparowaniu kwasu siarkowego, osad przenosi się do tygla platynowego i umieszcza w piecu nagrzanym do temperatury 820°C . Wnętrze pieca jest przedmuchiwane gazem obojętnym – argonem. Czas wygrzewania osadu wynosi 2 godziny. Po wygrzaniu, tygiel z osadem studzi się gwałtownie do temperatury pokojowej, a osad złożony z różnej wielkości kryształów, rozdrabnia się do ziaren nie przekraczających $125\ \mu\text{m}$. Uzyskany materiał $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ jest kontrolowany pod względem właściwości termoluminescencyjnych i przydatności do produkcji detektorów powierzchniowych. Z uzyskanego materiału luminescencyjnego nie wydziela się najdrobniejszej frakcji, jak to odbywa się w przypadku $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$, ze względu na to, że jest to materiał miękki i podczas prasowania detektorów i tak częściowo ulega zmiążdżeniu. Ponadto, nawet bardzo drobne ziarno posiada wystarczającą czułość do produkcji detektorów.

8. Podstawowe właściwości $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$ i $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$

Na rysunkach 8 i 9 przedstawione są widma emisji termoluminescencyjnej obu materiałów przeznaczonych do wytwarzania detektorów powierzchniowych. Zakres emisji termoluminescencji detektora bazującego na fluorku litu mieści się pomiędzy 300nm a 500nm z maksimum około $380\text{-}400\text{nm}$. W przypadku detektora typu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ światło termoluminescencji jest emitowane w dwu zakresach z maksimami przy $480\ \text{nm}$ i 570nm .

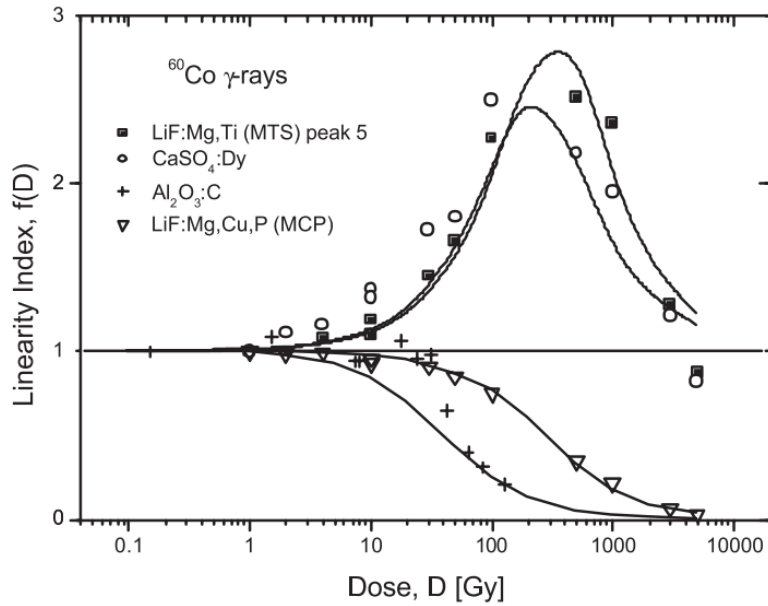


Rys. 8. Widmo emisji światła podczas termicznego wzbudzenia detektora typu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.



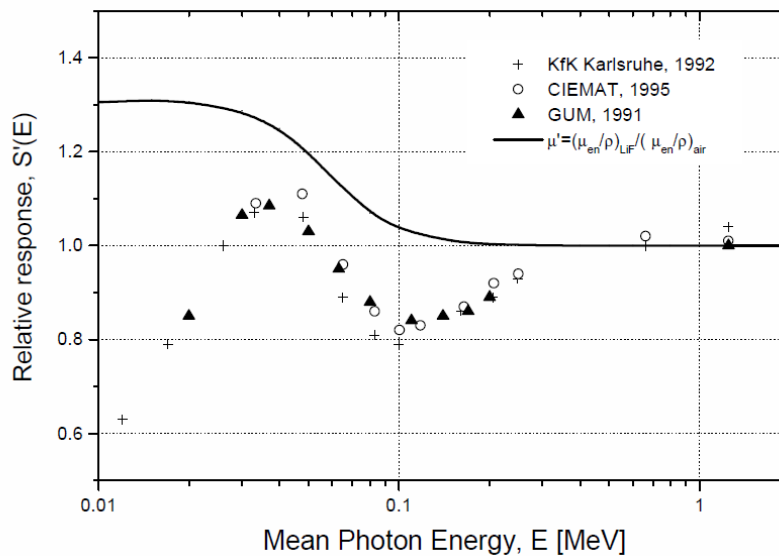
Rys. 9. Widmo emisji światła podczas termicznego wzbudzenia detektora typu $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$.

Charakterystykę dawkową $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$ i $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ wyrażoną jako indeks liniowości (zgodnie z definicją z rozdziału 3.2), przedstawia rys. 10. Jak można odczytać z wykresu, $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$ jest materiałem podliniowym powyżej dawki około 5 Gy, natomiast $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ wykazuje nadliniowość powyżej 1 Gy. Odpowiedź tych detektorów silnie rośnie do kilkuset Gy, dla której to dawki osiąga maksimum, po czym zmniejsza się i po dawce około 5 kGy wchodzi w zakres podliniowy.



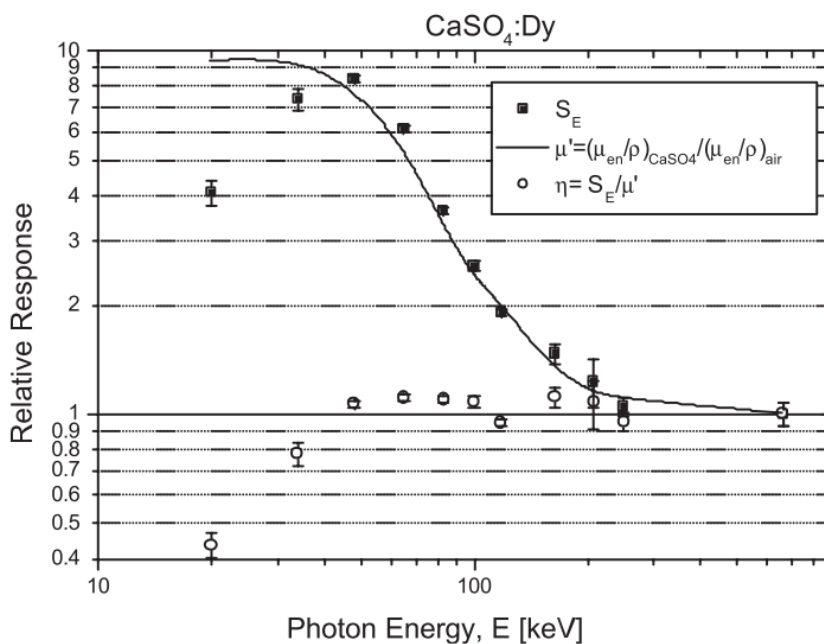
Rys. 10. Indeks liniowości popularnych materiałów termoluminescencyjnych [OLKO 2006b]

Charakterystyka energetyczna dla detektora typu LiF:Mg,Cu,P w polu promieniowania fotonowego przedstawiona jest na rys. 11 (zgodnie z definicją w rozdziale 3.4). Jak widać charakterystyka ta odbiega od zależności masowego współczynnika pochłaniania promieniowania tego materiału (linia ciągła), wykazując charakterystyczne minimum dla ok. 100 keV. Efekt ten wynika z bardzo silnej zależności wydajności LiF:Mg,Cu,P od gęstości jonizacji oraz różnicy w widmie elektronów wtórnych wytwarzanych przez fotony o różnej energii. Wskutek tego efektu cała charakterystyka energetyczna LiF:Mg,Cu,P dla energii powyżej 20 keV mieści się w zakresie $\pm 20\%$ wokół jedności.



Rys. 11. Względna odpowiedź detektorów LiF:Mg,Cu,P w fotonowym polu promieniowania. Normalizacja do promieniowania Co-60 [OLKO 2002].

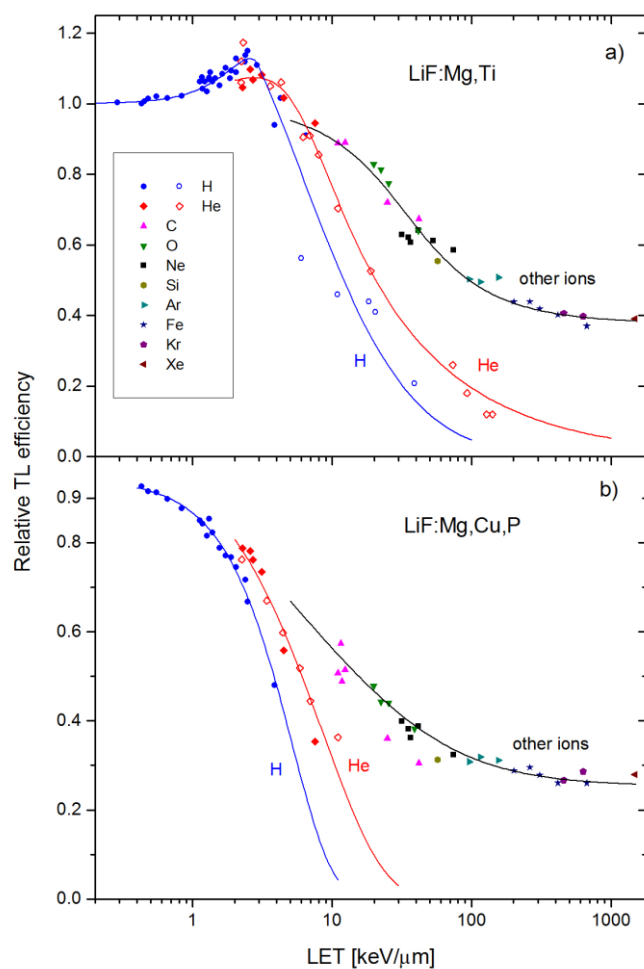
Natomiast detektor typu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, którego charakterystykę energetyczną pokazano na rys. 12, w polu fotonowym o niskiej energii (do 200keV) jest wysoce nieliniowy. Wskazania tego typu detektora umieszczonego w polu fotonowym o energii kilkudziesięciu kiloelektronowoltów mogą kilkukrotnie przewyższać wskazania tego samego detektora umieszczonego w polu promieniowania ^{137}Cs . Wynika to wprost z zależności masowego współczynnika pochłaniania od energii, która z kolei determinowana jest obecnością cięższych pierwiastków.



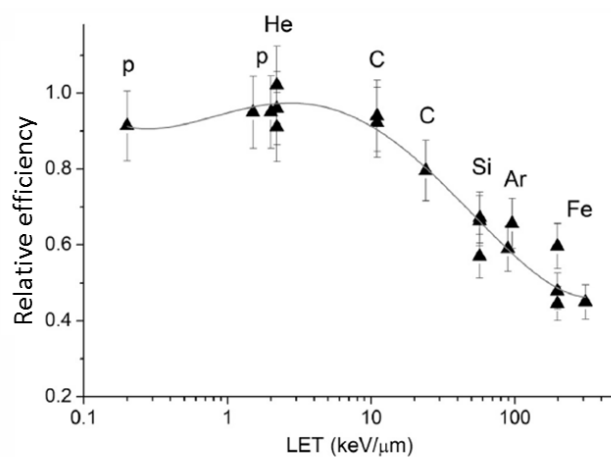
Rys. 12. Charakterystyka energetyczna detektora typu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ względem Cs-137 w polu promieniowania fotonowego [OLKO 2006b].

Na rys. 13 przedstawiona jest względna wydajność TL w funkcji LET, dla detektorów LiF:Mg,Cu,P w porównaniu z LiF:Mg,Ti . Wydajność LiF:Mg,Cu,P silnie, monotonicznie maleje ze wzrostem gęstości jonizacji. Odmienne jest zachowanie LiF:Mg,Ti , którego wydajność rośnie, osiągając maksimum dla $\text{LET} \approx 0.2 \text{ keV}/\mu\text{m}$, by następnie również maleć, lecz wolniej niż LiF:Mg,Cu,P .

W przypadku $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (rys. 14) względna wydajność bliższa jest LiF:Mg, Ti , z tą jednak różnicą, że nie występuje efekt wzrostu wydajności dla pośrednich wartości LET i wydajność dla jonów protonów i jonów helu jest niższa.



Rys. 13. Względna wydajność TL detektorów LiF:Mg,Ti i LiF:Mg,Cu,P dla różnych wysokoenergetycznych jonów [BILSKI 2016].



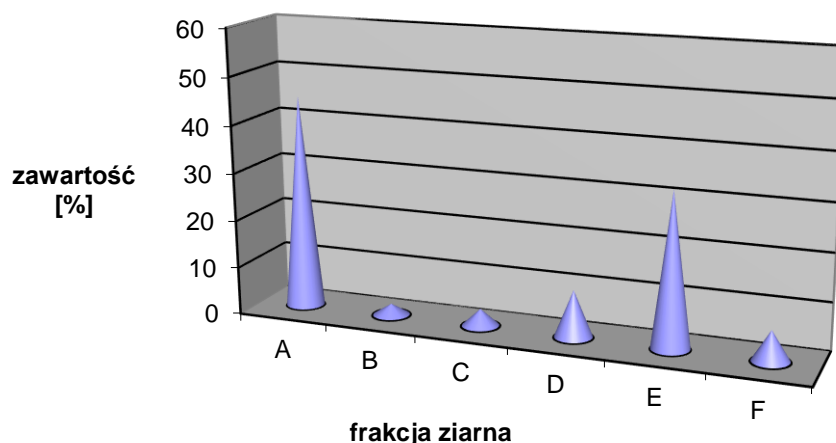
Rys. 14. Względna wydajność TL detektorów CaSO₄:Dy dla różnych wysokoenergetycznych jonów [AMBROZOVA 2017].

9. Wpływ ziarnistości luminoforu LiF:Mg,Cu,P na właściwości termoluminescencyjne detektorów powierzchniowych

Wynikiem rozdrabniania mechanicznego spieku LiF:Mg,Cu,P w młynku jest krystaliczny proszek, który składa się z różnej wielkości ziaren. Okazuje się, że wielkość ziaren LiF:Mg,Cu,P ma istotny wpływ na właściwości detektorów powierzchniowych. Poddając zmielony proszek analizie sitowej grupujemy ziarna w odpowiednie frakcje. Poszczególnym frakcjom przypisano oznaczenia jak w Tabeli 2. Masa proszku jest w każdej frakcji inna, co pokazano na rys. 15:

Tabela 2. Oznaczenia granulacji luminoforu typu LiF:Mg,Cu,P zastosowanego do wytworzenia detektorów powierzchniowych.

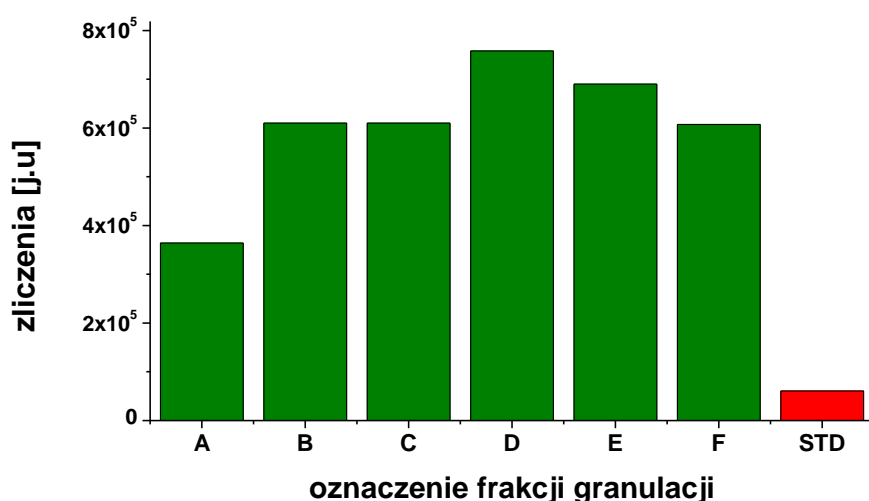
Oznaczenie frakcji	Wielkość ziaren[μm]
A	0-45
B	45-63
C	63-75
D	75-90
E	90-125
F	125-150



Rys. 15. Typowy procentowy udział poszczególnych frakcji uziarnienia w całkowitej masie zmielonego spieku LiF:Mg,Cu,P

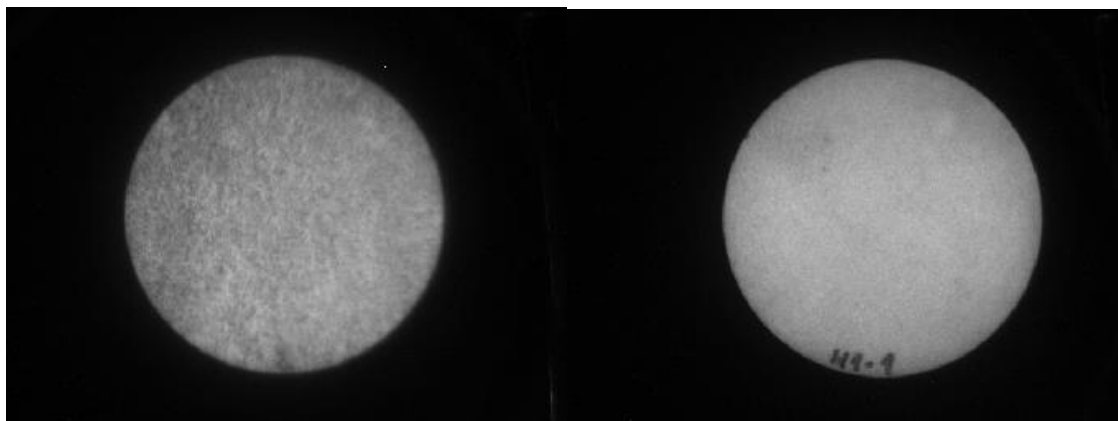
Do momentu rozpoczęcia opracowania detektorów powierzchniowych, luminofor w postaci proszku traktowany był jako półprodukt w procesie wytwarzania detektorów TL w formie pastylek. W związku z tym jego własności nie były optymalne z powodu

niewystarczającej czułości. Na potrzeby wytwarzania detektorów powierzchniowych opracowany został dodatkowy proces: wysokotemperaturowe wygrzewanie proszku. Celem tego procesu jest zwiększenie czułości proszku LiF:Mg,Cu,P poprzez obróbkę termiczną, analogiczną do tej stosowanej przy wytwarzaniu pastylek. Wygrzewanie przeprowadza się w temperaturze 600°C przez 30 minut dla 20g naważki LiF:Mg,Cu,P w postaci proszku. Proces prowadzi się w atmosferze argonu, a po jego skończeniu gwałtownie schładza się proszek do temperatury pokojowej. Zwiększenie czułości tak wygrzanego materiału jest niemal dziesięciokrotne w porównaniu do niewygrzewanego proszku po produkcji. Porównanie czułości niewygrzewanego materiału po produkcji z wygrzewanymi różnymi frakcjami przedstawiono na rys. 16. Niewygrzany materiał, oznaczony na wykresie STD porównano z różnymi frakcjami, ponieważ istnieją różnice w odpowiedzi na dawkę w zależności od wielkości kryształów proszku.



Rys. 16. Sygnał odpowiedzi na dawkę proszków LiF:Mg,Cu,P o różnej ziarnistości wygrzewanym w procesie podnoszenia czułości, w porównaniu ze standardowym, nie wygrzewanym proszkiem, o typowej granulacji 63-125 μm (czerwony słupek)

Powiązanie czułości frakcji z ich masą po zmieleniu jest ważne z punktu widzenia optymalizacji wytwarzania detektorów powierzchniowych. Najdrobniejsza część (frakcja A), której jest najwięcej po mieleniu jest jednocześnie najmniej czuła na promieniowanie.



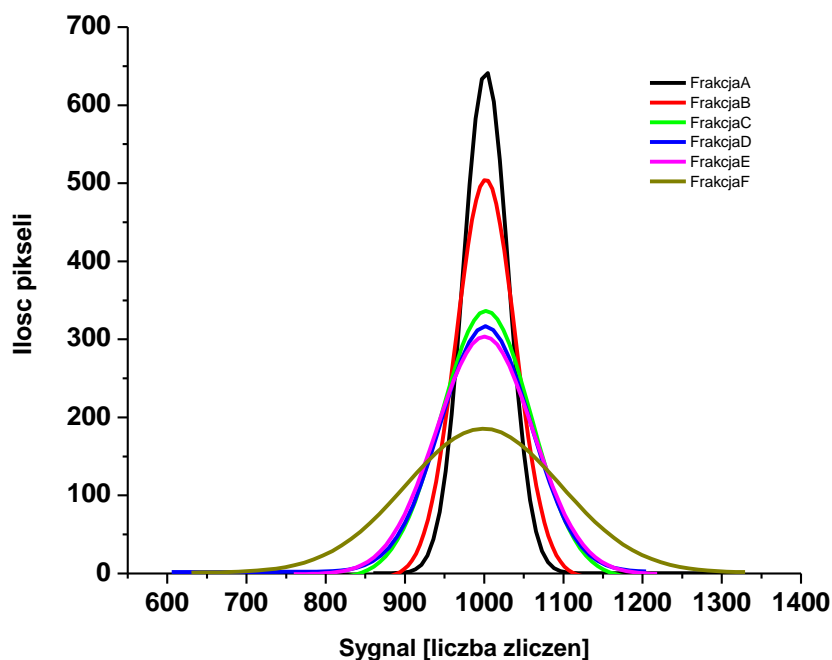
Rys. 17. Obrazy termoluminescencyjne folii wykonanych z frakcji (E) gruboziarnistej (obraz po lewej) i frakcji (A) drobnoziarnistej (obraz po prawej)

Czułość ta jest zwykle niewystarczająca by wykorzystać ją do produkcji standardowych detektorów, ale z powodu uzyskiwania z jej pomocą detektorów o większej rozdzielczości i jednorodności (Rys. 17) znajduje zastosowanie np. do pomiarów mikrowiązki [rozdział 20.3]. Duże kryształy materiału (frakcja E i F) posiadające wysoką czułość są wykorzystywane do wyrobu pastylek, jednak dla potrzeb detektorów powierzchniowych już nie, ponieważ obniżają jednorodność i są zbyt duże by produkować cienkie, jednorodne folie poniżej 0,3 mm (Rys. 18).



Rys. 18. Schematyczna ilustracja przekroju detektora o grubości 0,3 mm. Okręgi czarne, to ziarna o rozmiarze 125 mikrometrów, szare – 90 mikrometrów, pomarańczowe 75 mikrometrów.

Wpływ wielkości ziaren na jednorodność detektorów obrazuje rys 19. Przedstawia on rozkład liczby pikseli o określonej intensywności zarejestrowanych z powierzchni jednorodnie napromienionych detektorów dawka 10 Gy. Jednorodność detektorów maleje ze wzrostem ziarna. Optymalną jednorodność uzyskuje się dla detektorów sporządzanych z frakcji C,D i E i dlatego standardowo wytwarza się je właśnie z tego zakresu uziarnienia.



Rys. 19. Rozkład ilości pikseli z obrazu detektorów wytworzonych z różnych frakcji napromienionych jednorodną dawką 10Gy.

Powyższa analiza dotyczy jedynie proszku LiF:Mg,Cu,P. W przypadku CaSO₄:Dy ziarna proszku okazały się być na tyle miękkie, że ulegały one zmięczeniu w trakcie procesu wytwarzania folii metodą prasowania (zob. rozdział 11), w wyniku czego uzyskiwana była jednorodna warstwa materiału. Nie zachodziła zatem potrzeba dokonywania segregacji proszku.

10. Właściwości polimerów używanych do produkcji folii

Do wykonania folii termoluminescencyjnej używany jest polimer, który musi spełniać następujące wymagania:

- odporność na wysoką temperaturę,
- wysoką transmitancję światła,
- odporność na zniekształcenia i mechaniczne uszkodzenia,
- łatwość przetwarzania,
- odporność na promieniowanie jonizujące,

Odporność temperaturowa polimeru przeznaczonego na folie termoluminescencyjne jest związana z temperaturą do jakiej odczytuje się luminofor oraz w jakiej temperaturze jest wygrzewany po odczycie. Temperatura topnienia, a w niektórych typach polimerów temperatura płynięcia, nie może być niższa od temperatury odczytu luminoforu. Jak można odczytać z Tabeli 1, maksima pików termoluminescencji (za wyjątkiem $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$) występują powyżej 180°C , co oznacza, że końcowa temperatura odczytu tych luminoforów ma miejsce powyżej 200°C . Z pośród wielu typów polimerów charakteryzujących się wysoką wytrzymałością temperaturową, to te które posiadają w strukturze silne wiązania międzyatomowe, takie jak $-\text{C}-\text{F}$, $-\text{C}-\text{Si}-$, $-\text{C}-\text{N}=\text{}$, $-\text{C}-\text{O}-$ oraz podstawniki aromatyczne $-\text{C}_6\text{H}_6$. Do grupy polimerów wysokotemperaturowych zaliczamy:

- Fluoropolimery
- Silikony
- Poliamidy (HPPA)
- Poliamidoimidy (PAI)
- Polibenzimidazole (PBI)
- Polieteroimidy (PEI)
- Poliiimidy (PI)
- Poliketony i polieteroketony (PEEK)
- Polifenylenosulfidy
- Polisulfony (włącznie z polietero sulfonami i polietylenosulfonami)
- Policykloheksylo dimetylo-tereftalany (PCT)
- Syndiotaktyczny polistyren (SPS)
- Poliestry (PE)

Z pośród wymienionych grup polimerów nie wszystkie są odpowiednie do wytwarzania folii termoluminescencyjnych z uwagi na brak transparentności (np. PEEK) lub wysoką absorpcję kluczowych długości fal promieniowania emitowanych przez luminofor (np. poliiimid kapton, polisulfony). Z kolei pod pojęciem odporności na zniekształcenia i mechanicznych uszkodzeń folii rozumie się takie właściwości polimeru, które nie zmieniają właściwości termoluminescencyjnych folii pod wpływem przyłożonej siły. Przykładowo, pod wpływem przyłożonej siły folia nie może ulec wydłużeniu, czyli być nadmiernie elastyczna, nie może również być łamliwa czy też zmieniać transparentności po zgięciu. Z tego powodu do tworzenia folii termoluminescencyjnych nie nadaje się duża grupa polimerów krzemooorganicznych – silikonów. Silikony pomimo wysokiej wytrzymałości temperaturowej i wysokiej transmitancji światła są najczęściej elastomerami lub tworzą sztywne powłoki i filmy. Również wysokotemperaturowe poliestry jak np. policykloheksylo dimetylo-tereftalan (PCT) są zbyt „twardymi” polimerami.

Z punktu widzenia wytwarzania folii termoluminescencyjnej ważny jest również sposób przetwórstwa polimerów. Ogólny podział syntetycznych tworzyw sztucznych ze względu na sposób przetwórstwa to termoplasty i duroplasty. Termoplasty można

przetwarzać powtórnie ponieważ topią się po podgrzaniu, duroplasty nie mogą być powtórnie przetworzone bez zniszczenia struktury łańcuchów polimerowych. Zniszczenia polimerów mogą również być wynikiem oddziaływania z promieniowaniem jonizującym. Niektóre typy tworzyw, jak alifatyczne polietyry czy polisulfony, a także zawierające chlor w strukturze polimeru, są bardzo wrażliwe na promieniowanie i łatwo ulegają degradacji. Z kolei tworzywa zbudowane z łańcuchów zawierających podstawniki aromatyczne czy fluor, są najbardziej odporne na degradację przez promieniowanie [SPADARO 2017]. Biorąc pod uwagę wszystkie cechy jakie powinien charakteryzować się polimer na folie termoluminescencyjne, najbardziej odpowiednią grupą są fluoropolimery. Fluoropolimery są związkami makrocząsteczkowymi w których występują wiązania węgla i fluoru. Ten typ wiązania powoduje, że polimery oprócz właściwości przedstawionych powyżej, są niezwykle odporne chemicznie na kwasy i zasady oraz nierozpuszczalne. Najpopularniejszym fluoropolimerem jest Teflon, czyli tetrafluoroetylen $(-CF_2-CF_2-)_n$ o temperaturze topnienia $327^{\circ}C$. Wysoka temperatura topnienia tego polimeru wydaje się być doskonałym parametrem do produkcji detektorów termoluminescencyjnych, ale trudność w przetwórstwie wynikająca z konieczności stosowania wysokich ciśnień podczas prasowania oraz jego nieprzeźroczystość i sztywność sprawiają, że ma ograniczone zastosowanie do produkcji folii termoluminescencyjnych. Zmianę właściwości fizykochemicznych polimerów uzyskuje się przez tworzenie blend polimerowych, czyli mieszanin dwóch lub więcej odrębnych polimerów, ale najlepszym rozwiązaniem jest kopolimeryzacja dwóch różnych monomerów. Tą metodą możemy połączyć różne własności polimerów. Dobrym przykładem jest kopolimer etylenu i tetrafluoroetyleny (ETFE), który posiada właściwości pośrednie pomiędzy polietylenem i tetrafluoroetylenem (PTFE). Kopolimer ten ma niższą temperaturę topnienia od PTFE wynoszącą około $240^{\circ}C$, a także jest przeźroczysty i powłokotwórczy. Ten typ polimeru doskonale nadaje się do wyrobu folii z dodatkiem luminoforu typu LiF:Mg,Cu,P. Luminofor ten charakteryzuje się wysokim spadkiem czułości na promieniowanie po podgrzaniu go powyżej $280^{\circ}C$, natomiast maksimum emisji luminescencji wynosi $220^{\circ}C$. Z tego powodu temperatura przetwórstwa polimeru nie powinna przekraczać $280^{\circ}C$, a topnienia nie być niższa od $240^{\circ}C$. Takie właśnie właściwości posiada ETFE. Podobne właściwości do ETFE posiada polimer FEP (kopolimer heksafluoropropylenu i tetrafluoroetyleny), jednak z powodu jego małej lepkości po stopieniu, formowane z jego użyciem folie były niejednorodne i po wielu testach odrzucono ten typ polimeru z produkcji folii. Drugim polimerem fluorowanym, który znalazł zastosowanie do wyrobu folii z $CaSO_4:Dy$ jest perfluorolakoxy tetrafluoro polimer (PFA). Pełną charakterystykę wybranych polimerów do produkcji folii termoluminescencyjnych przedstawiono poniżej.

10.1. Właściwości termiczne.

Wysoka temperatura topnienia ETFE i PFA sprawia, że można je zastosować jako wypełniacz do wielu termoluminoforów. W porównaniu z PTFE, który posiada wyższą temperaturę topnienia, wybrane polimery posiadają niższą temperaturę przetwórstwa co

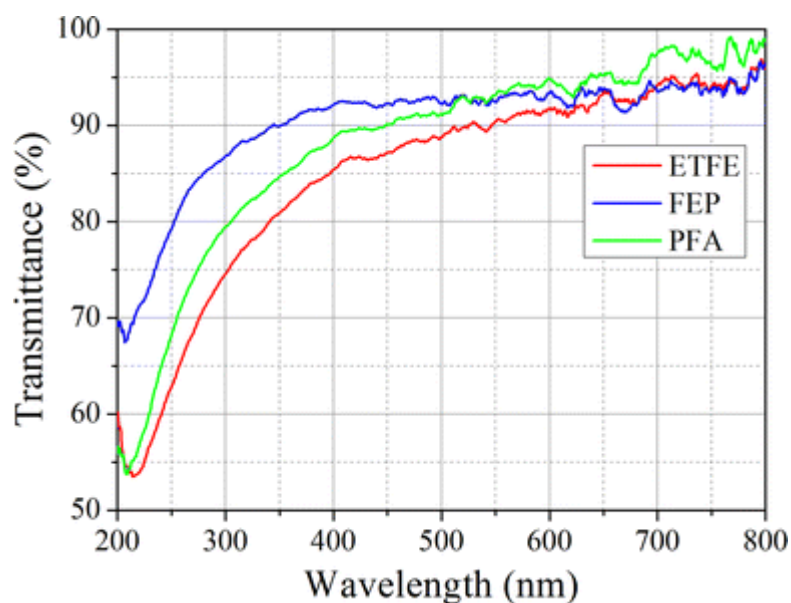
wpływa korzystnie na stabilność czułości luminoforów. Przegląd właściwości termicznych prezentuje Tabela 3.

Tabela 3. Właściwości termiczne polimerów używanych do produkcji detektorów powierzchniowych

Właściwość	Jednostka	ETFE	PFA
Zakres temperatury topnienia	°C	255-280	308
Temperatura utwardzania	°C	280	380
Temperatura przetwórstwa	°C	270-320	340-400
Maksymalna wytrzymałość temperaturowa (ciągłe użytkowanie bez zmiany właściwości)	°C	149	260
Indeks tlenowy	%	30-36	>95
Ciepło właściwe	J/(g*K)	1,95	1,047
Współczynnik przewodzenia ciepła	(W/m·k)	0,238	0,209

10.2. Właściwości optyczne.

Polimery ETFE, FEP i PFA posiadają zarówno wysoką transmitancję światła widzialnego, jak i bliskiego nadfioletu. Ma to szczególne znaczenie dla detektorów bazujących na LiF:Mg,Cu, P ponieważ luminofor ten emituje światło luminescencji w zakresie światła niebieskiego i bliskiego nadfioletu [MANDOWSKA 2010] [GIESZCZYK 2013]. Porównanie transmitancji wybranych polimerów przedstawiono na rys. 20.



Rys. 20. Transmitancja wybranych fluoropolimerów [JUCIUS 2018].

10.3. Właściwości mechaniczne.

Polimery ETFE i PFA zaliczają się do termoplastów. Mechanicznie są twarde i charakteryzują się średnią sztywnością i odpornością na ścieranie. Właściwości mechaniczne tych polimerów połączone z wysoka wytrzymałością temperaturową i chemoodpornością powodują, że wytwarza się z nich węże, kształtki, złączki, naczynia, powłoki i płyty odporne na wiele czynników. Typowe właściwości mechaniczne przedstawiono w Tabeli 4.

Tabela 4. Właściwości mechaniczne polimerów używanych do produkcji detektorów powierzchniowych

Właściwość	Jednostka	ETFE	PFA
Gęstość względna (H ₂ O _{20oC})	---	1.76	2,15
Wytrzymałość na rozciąganie	MPa	40-46	25
Odkształcenie (Wydłużenie)	%	150-300	300
Moduł sprężystości	MPa	1172	586

Wytrzymałość na składanie	(MIT) cycles	10-27 x 10 ³	10-500 x 10 ³
Udarność	J/m	Nie pęka	Nie pęka
Twardość	Skala twardości Shore'a	72	60
Współczynnik tarcia - dynamiczny	---	0.3-0.4	Brak danych

10.4. Odporność na promieniowanie.

Polimery fluorowodorowane charakteryzują się średnią odpornością na promieniowanie jonizujące. Wysokie dawki promieniowania gamma rzędu kilkuset kilogrejów powodują degradację polimerów, co objawia się zmniejszeniem podatności na odkształcenia. Z dwu polimerów wybranych do wytworzenia folii termoluminescencyjnych wyższą odpornością na promieniowanie wykazuje ETFE. Przy dawce 200kGy polimer PFA traci zupełnie podatność na odkształcenia i staje się kruchy, natomiast ETFE zachowuje 65% początkowej odporności na odkształcenia [EBNESAJJAD 2013]. Różnica w odporności na promieniowanie wynika z budowy łańcucha polimerowego. Badania z użyciem wysokoenergetycznych ciężkich jonów wykazały [HOSSAIN 2014], że degradacja ETFE następuje głównie z powodu oderwania wodoru i fluoru z łańcucha polimerowego oraz odrywaniu końcowych fragmentów łańcucha, natomiast w PFA odrywane są głównie podstawniki łańcucha zawierające tlen (CFO) oraz końcowe fragmenty łańcucha.

10.5. Odporność chemiczna.

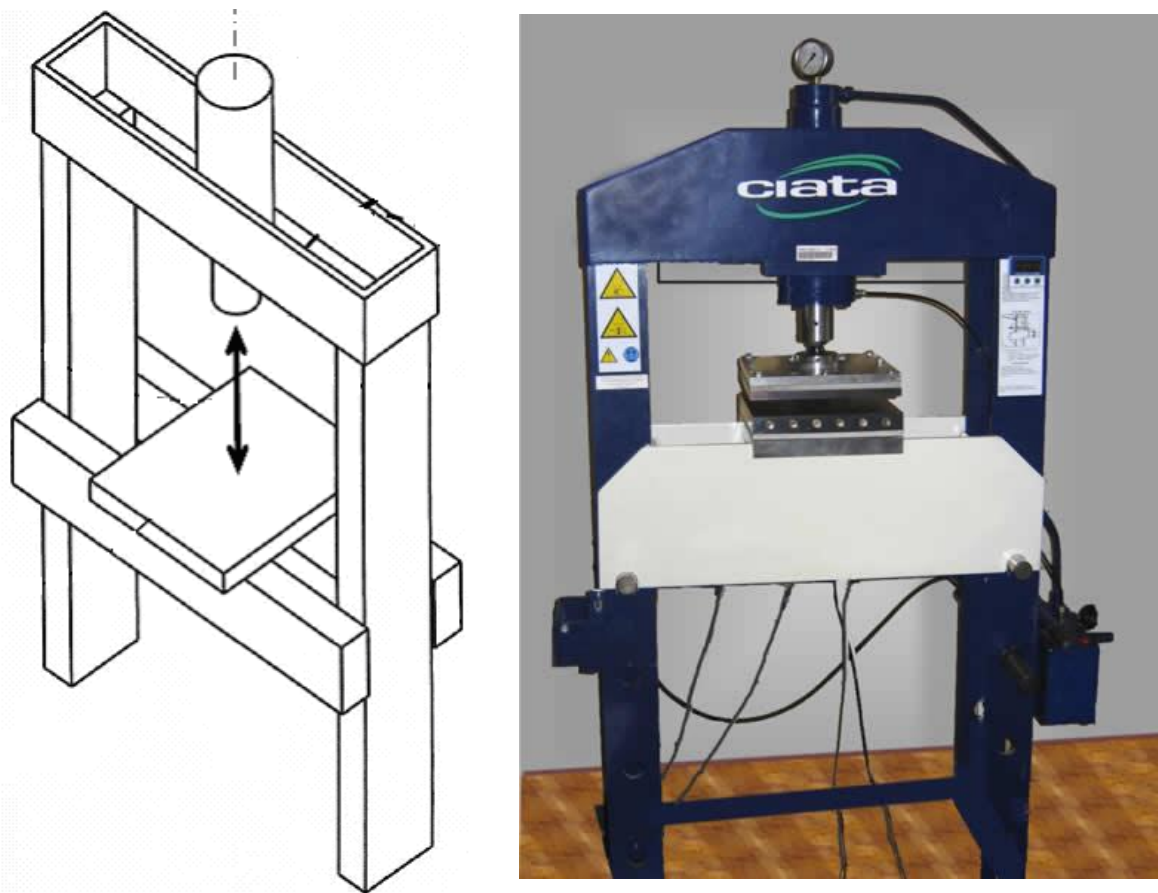
Fluoropolimery w warunkach normalnych charakteryzuje bardzo wysoką odpornością na czynniki chemiczne. Znanych jest tylko kilka wyjątkowych substancji, na które nie są odporne. Są to stopione sód i potas oraz reaktywne fluorki takie jak trifluorek chloru.

11. Wytwarzanie folii 2D metodą prasowania ma gorąco

Technologia wytwarzania termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych została opracowana i wdrożona w Instytucie Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego Polskiej Akademii Nauk w Krakowie. Proces formowania folii został opatentowany w Polsce [PATENT 2014]. Folie termoluminescencyjne są wytwarzane w procesie prasowania na gorąco mieszaniny luminoforu i polimeru. W procesie tym stosuje się prasę hydrauliczną posiadającą nagrzewane szczęki sterowane kontrolerem. Wszystkie elementy za wyjątkiem konstrukcji prasy zostały opracowane i wykonane w Instytucie.

11.1. Prasa hydrauliczna.

Głównym elementem mechanicznym jest ramowa prasa hydrauliczna posiadająca siłownik o nacisku 35 ton. Układ hydrauliczny prasy składa się z siłownika jednostronnego działania ze sprężyną powrotną oraz ręcznej pompy hydraulicznej ze zbiornikiem oleju. Układ hydrauliczny pozwala uzyskać dwie szybkości nacisku, powolny lekki docisk i szybko narastający nacisk. W ramie prasy jest zainstalowane łożo z regulowaną wysokością. Na tej podstawie i na siłowniku zamontowane są szczęki z grzałkami.

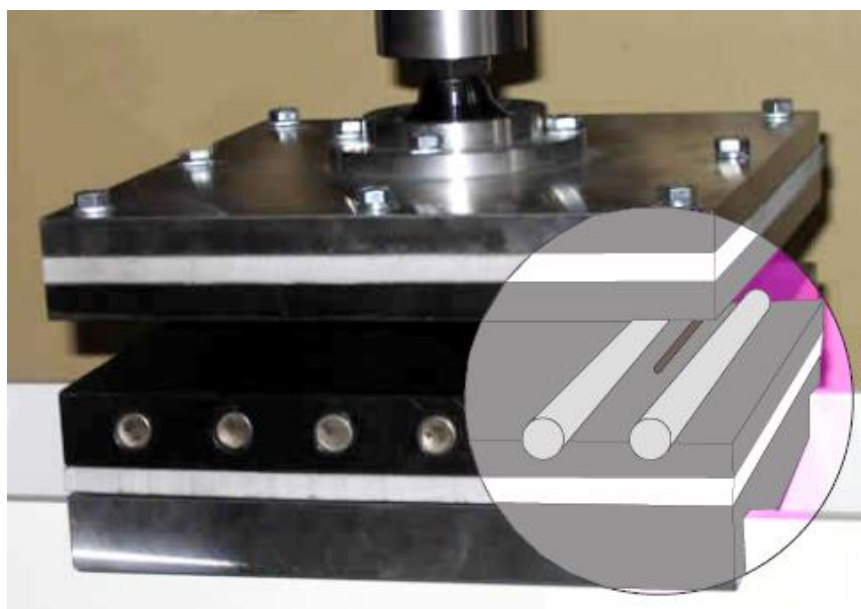


Rys. 21. Schemat i widok prasy hydraulicznej do produkcji termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych.

11.2. Szczęki grzewcze prasy hydraulicznej

Zadaniem szczęk prasy jest nagrzanie materiału na folię do temperatury formowania folii oraz zgniecenie go do folii o jednakowej grubości. Dolna szczeka składa się z trzech części. Spodnią część stanowi blok pozwalający umocować szczękę na łożu prasy, następnie jednocentymetrowa warstwa izolatora termicznego o dużej wytrzymałości na ściskanie (Cogetherm M), a na wierzchu znajduje się trzycentymetrowej grubości blok stalowy zawierający sześć grzałek patronowych. Każda z grzałek ma moc 400W i średnicę 1,5 cm. Są równomiernie osadzone w rozstępie 40 mm. Ze względu na zapewnienie

równomierności rozkładu temperatury w szczęce, podzielono je na dwie sekcje osobno sterowane (dwie pary zewnętrznych grzałek i dwie środkowe). Środkowa sekcja i jedna ze skrajnych zawiera zamontowane termopary typu Pt100 umożliwiające kontrolę temperatury i sterowanie grzaniem. Górna szczeka również składa się z trzech warstw. Dwie warstwy stali o grubości 1 cm oddzielone są takim samym izolatorem termicznym jak w szczęce dolnej. Szczeka górna jest mocowana na siłowniku pracy za pośrednictwem przegubu kulowego. Takie rozwiązanie sprawia, że ogranicza się straty ciepła na przewodzeniu do siłownika tym samym chroniąc go przed przegrzaniem. Dodatkowo ułatwia to ustawienie szczęki względem prasowanego materiału w taki sposób, że jest ona zawsze ustawiona równoległe do formy, co zapewnia równomierny przepływ ciepła do prasowanego materiału. Dzięki temu ogranicza się niejednorodny przepływ już stopionej masy prasowanej względem niestopionej co poprawia jednorodność folii TL. Na rys. 22 przedstawiono widok szczęk oraz widok w przekroju.



Rys. 22. Widok konstrukcyjny szczęk do formowania folii termoluminescencyjnych.

W początkowej fazie procesu wytwarzania folii szczęki są złączone i nagrzewają się do temperatury 240°C w przypadku formowania folii z ETFE lub 330°C dla folii z PFA. W fazie prasowania materiału temperatura dolnej szczęki nagrzewa się do 276°C lub 355°C w przypadku PFA. Procesem nagrzewania steruje sterownik temperatury.

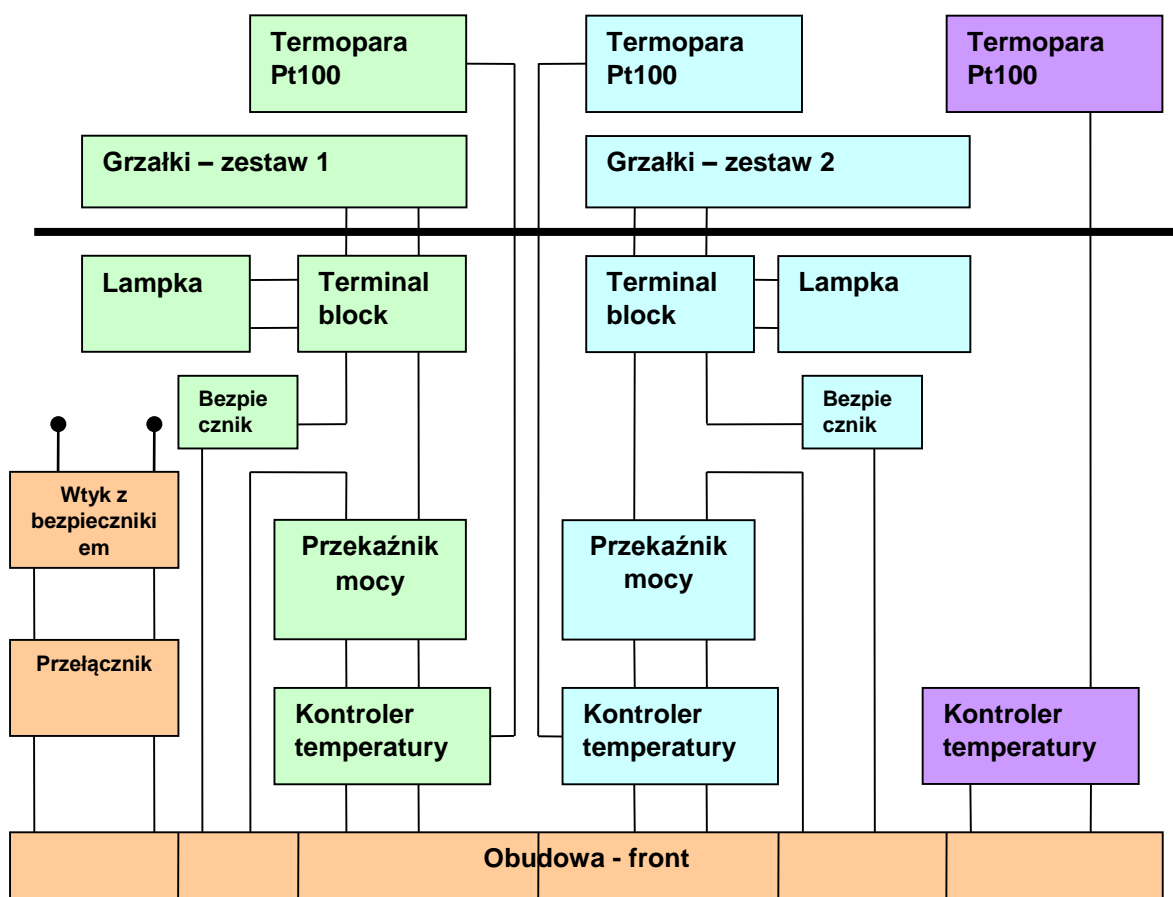
11.3. Sterownik temperatury

Sterownik temperatury jest prostym urządzeniem do kontroli procesu prasowania folii termoluminescencyjnych (Rys. 23). Jego schemat elektryczny funkcjonalny przedstawiono na rys. 24.



Rys. 23. Panel kontrolny sterownika temperatury

Sterownik posiada dwa układy sterujące grzałkami. Jeden odpowiada za sterowanie grzałkami w środkowej części szczęki górnej, drugi steruje nagrzewaniem zewnętrznych par grzałek. Trzeci układ kontrolera jest informacyjny i pokazuje temperaturę w szczęce górnej.



Rys. 24. Schemat elektryczny funkcjonalny sterownika grzałek. Kolor pomarańczowy – zasilanie, zielony – blok kontroli i sterowania środkowymi grzałkami, niebieski - blok kontroli i sterowania zewnętrznymi grzałkami, fioletowy – kontrola temperatury szczęki górnej. Bloki ponad czarną kreską reprezentują części umiejscowione w szczękach prasy.

11.4. Sposób wytwarzania termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych

Opisaną poniżej metodą wytwarza się następujące typy detektorów powierzchniowych:

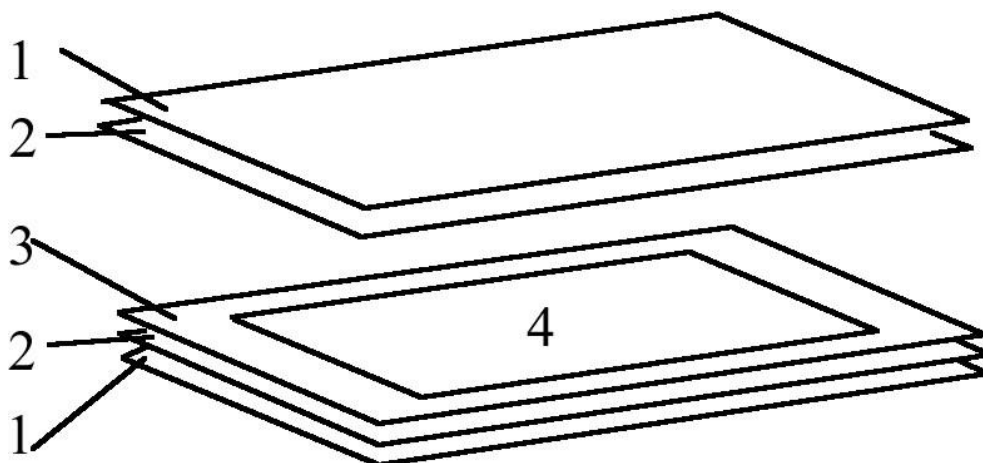
1. Detektor bazujący na siarczanie wapnia domieszkowanym dysprozem

Detektor sporządzony jest z mieszaniny luminoforu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ i kopolimeru tetrafluoroetyleno-perfluoroalkilowinyloeteru (PFA) o nazwie handlowej producenta: DYNEON PFA 6503A EPC. Obie substancje występują w postaci proszku gdzie rozmiar ziaren $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ jest poniżej $125\ \mu\text{m}$. Mieszanina z której wytwarza się detektory najczęściej zawiera te substancje w stosunku wagowym 1:3

2. Detektor bazujący na fluorku litu domieszkowanym miedzią, magnezem i fosforem

Detektor sporządzony jest z mieszaniny luminoforu $\text{LiF}:\text{Mg}, \text{Cu}, \text{P}$ i polietylotetrafluoroetyleno (ETFE) o nazwie handlowej producenta: DuPont™ Teflon® ETFE Coatings 532-6210 Topcoat. Obie substancje występują w postaci proszku gdzie rozmiar ziaren $\text{LiF}:\text{Mg}, \text{Cu}, \text{P}$ zawiera się w granicach od $63 - 125\ \mu\text{m}$. Mieszanina z której wytwarza się detektory najczęściej zawiera te substancje w stosunku wagowym 3:4 (MCP:ETFE)

Z odpowiednio granulowanych luminoforów i polimerów wysokotemperaturowych sporządza się w odpowiednim stosunku ilościowym mieszaniny. Fluorek litu z domieszką magnezu, miedzi i fosforu ($\text{LiF}:\text{Mg}, \text{Cu}, \text{P}$) miesza się z polietylotetrafluoroetylenem (ETFE) a siarczan wapnia domieszkowany dysprozem ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$) z kopolimerem tetrafluoroetyleno-perfluoroalkilowinyloeteru (PFA). Stosunek ilościowy składników podano w Tabeli 5. Powstałe mieszaniny poddaje się procesowi suszenia w temperaturze 120°C przez okres od 10 do 40 minut. Następnie wysuszoną mieszaninę $\text{LiF}:\text{Mg}, \text{Cu}, \text{P}$ z ETFE lub mieszaninę $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ z PFA wysypuje się na folię aluminiową. Folia aluminiowa musi równomiernie przylegać do płaskiego podłoża. Najlepszy efekt uzyskuje się poprzez elektrostatycznie przyleganie do gładkiej folii polimerowej. Wsypaną na folię aluminiową mieszaninę wyrównują się do warstwy o żądanej grubości wałkiem. Grubość warstwy można regulować stosując płaską wymienną ramkę lub płaskie listwy o takiej grubości, jaką ma posiadać warstwa mieszaniny przed prasowaniem.



Rys. 25. Zestaw elementów wchodzących w skład pakietu do termicznego prasowania detektorów, 1 – okładki miedziane, 2 – Folia aluminiowa, 3 – ramka lub listwy decydujące o grubości warstwy, 4 – mieszanina luminoforu i polimeru.

Aby warstwa mieszaniny posiadała jednakową grubość na całej powierzchni aluminiowej folii, musi ona być bardzo dokładnie wyrównana. Przygotowana w ten sposób warstwa mieszaniny wraz z folią aluminiową zostaje ściągnięta z gładkiego podłoża i przeniesiona na miedzianą blachę. Następnie górną widoczną powierzchnię wyrównanej mieszaniny przykrywa się drugą folią aluminiową, a na wierzch zostaje położona druga miedziana blacha. Tak przygotowany zestaw zostaje poddany procesowi prasowania na gorąco w prasie hydraulicznej, wyposażonej w ogrzewane szczęki. Temperatura szczęk prasy hydraulicznej powinna być regulowana w zakresie do 400°C. Proces gorącego prasowania polega na umieszczeniu gotowego zestawu pomiędzy szczękami prasy, których temperatura nie może przekroczyć temperatury topliwości ETFE lub PFA i dociśnięciu górnej szczęki do elementów prasowanych. Temperatura szczęk prasy hydraulicznej w momencie umieszczania w nich zestawu do prasowania, powinna wynosić od 220°C do 250°C dla mieszaniny z ETFE oraz od 220°C do 330°C dla mieszaniny z PFA. Po procesie wstępnego ściskania, zostaje podniesiona temperatura szczęk i prasowanego zestawu z ETFE do temperatury w zakresie od 270°C do 280°C, natomiast dla mieszaniny z PFA do temperatury w zakresie od 340°C do 350°C. Kiedy zarówno szczęki prasy hydraulicznej, jak i ściskany przez te szczęki zestaw, osiągnie zadaną temperaturę, następuje zwiększenie nacisku szczęk prasy do około 5 do 10 ton na powierzchnię 400 cm². Ściskany zestaw jest przetrzymywany pod tym naciskiem przez okres, nie przekraczający 3 minut. Następnie nacisk zostaje zwolniony, a zestaw zostaje odwrócony o 180° w płaszczyźnie poziomej oraz odwrócony tak, aby dolna powierzchnia zestawu była górną i ponownie poddany procesowi gorącego prasowania w temperaturze od 270°C do 280°C dla zestawu zawierającego LiF:Mg,Cu,P z ETFE lub w temperaturze od 340°C do 350°C dla zestawu zawierającego CaSO₄:Dy z PFA. W czasie ponownego prasowania wywierany jest nacisk na zestaw około 5 do 10 ton w czasie nie przekraczającym 3 minut. Tak przeprowadzony proces gorącego prasowania zapobiega miejscowemu stopieniu i przegrzaniu prasowanej mieszaniny.

Miejscowe stopienie i przegrzanie powoduje powstawanie dziur i pęcherzyków gazowych w detektorze. Dodatkowy proces obracania prasowanego zestawu o 180° w płaszczyźnie poziomej i pionowej oraz powtórne prasowanie, powoduje otrzymanie folii o jednakowej grubości na całej powierzchni detektora.

Tabela 5. Podstawowe dane wytwarzanych detektorów powierzchniowych metoda prasowania na gorąco.

Parametr/Właściwość	Typ MCP+ETFE	Typ CaSO ₄ +PFA
Luminofor	LiF: Mg, Cu, P	CaSO ₄ :Dy
Polimer (lepiszcze)	ETFE – kopolimer poli(etylotetrafluoroetyleny)	PFA - kopolimer tetrafluoroetylen perfluoroalkilowinyloeter
Stosunek wagowy w mieszaninie TL:Polimer	3:4	1:3
Udział procentowy TL	43%	25%
Gęstość detektora	2,09 [g/cm ³]	2,33 [g/cm ³]

12. Anilacja detektorów powierzchniowych

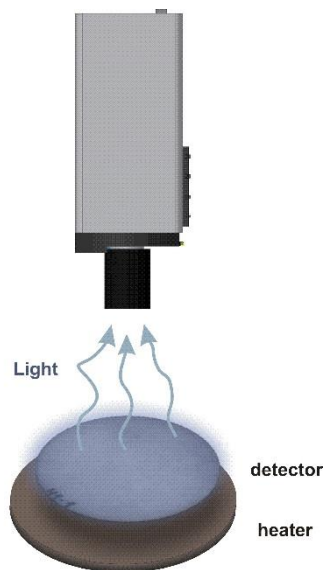
W procesie użytkowania detektorów powierzchniowych stosuje się intencjonalne wygrzewanie folii w piecu nazywane anilacją. Wyróżnia się dwa typy anilacji, przedekspozycyjna i poekspozycyjną. **Anilacja przedekspozycyjna** jest to wstępne przygotowanie detektora przed jego napromienieniem przez jego wygrzewanie w piecu w wysokiej temperaturze. Przykładowo dla detektorów z LiF:Mg,Cu,P jest to wygrzewanie w temperaturze 240°C przez 20 min. Jej celem jest opróżnienie elektronów z pułapek, które nie zostały usunięte w procesie odczytu detektora podczas poprzedniego jego użycia. **Anilacja poekspozycyjna** to wygrzewanie mające na celu usunięcie elektronów uwięzionych w tak zwanych płytkich pułapkach. Przykładowo dla detektorów z LiF:Mg,Cu,P jest to wygrzewanie w temperaturze 100°C przez 20 min. Anilację tego typu przeprowadza się z tego powodu, że sygnał termoluminescencyjny pochodzący od płytkich pułapek elektronowych jest nietrwały (efekt fadingu), co wprowadza dodatkową niepewność określania dawki.

Z powodu dużej powierzchni, wysokiej rozszerzalności termicznej i pojemności cieplnej, detektory powierzchniowe aniluje się inaczej niż detektory tabletkowe. Technicznie, detektory powierzchniowe muszą być anilowane pod równomiernym naciskiem na całej powierzchni. W związku z tym stosuje się tzw. „pakiet anilacyjny”. W skład pakietu wchodzi: izolator termiczny jako podłoże, folie aluminiowe jako przekładki detektorów, blachy mosiężne oraz płyta stalowa o grubości 3mm jako docisk. W jednym pakiecie może być anilowanych do trzech detektorów powierzchniowych. Temperatura anilacji przedekspozycyjnej zależy od maksymalnej wytrzymałości temperaturowej polimeru. Wynosi 240°C dla detektorów powierzchniowych z LiF:Mg,Cu,P i 300°C dla detektorów z CaSO₄:Dy. Czas anilacji został zoptymalizowany do ilości detektorów i wynosi 20 minut dla pojedynczej warstwy lub jednego dużego detektora. Każda dodatkowa warstwa detektora w pakiecie wydłuża czas anilacji o 10 min.

Anilację poekspozycyjną detektorów powierzchniowych wykonuje się w piecu lub suszarce z dokładnym ustawieniem temperatury (dokładność 1°C) i obiegiem powietrza. Detektory aniluje się bez warstwy izolacyjnej podłoża i docisku. Wykorzystuje się tylko blachy mosiężne i jedną warstwę detektorów lub duży jeden detektor. Temperatura anilacji poekspozycyjnej wynosi najczęściej 100°C.

III. Pomiar w dwuwymiarowej termoluminescencji

Urządzenie służące do mierzenia intensywności światła luminescencji emitowanego przez próbkę podczas termicznego wzbudzenia nazywa się czytnikiem termoluminescencyjnym. Podstawowymi elementami konstrukcyjnymi w takim urządzeniu są element grzejny i detektor światła. Najpowszechniej stosowaną metodą podgrzewania próbek jest grzanie oporowe, w którym grzejnik znajduje się w kontakcie z detektorem TL. Wykorzystywane czasami jest również grzanie gorącym gazem (azotem lub argonem) [FURETTA 2010] i rzadziej wiązką lasera [GASIOT 1982], metody te jednak nie mają jak dotąd zastosowania w dozymetrii dwuwymiarowej. Detektorami światła mogą być kamery z matrycą foto-czułych sensorów, fotopowielacze, spektrofotometry i diody foto-czułe. Zasada działania czytnika termoluminescencyjnego jest bardzo prosta. Polega ona na umieszczeniu uprzednio napromienionego detektora promieniowania jonizującego w polu oddziaływania elementu grzejnego, włączeniu ogrzewania i pomiarze światła za pomocą detektora światła (Rys. 26).



Rys. 26 Zasada działania czytnika termoluminescencyjnego

Sposób w jaki grzałka i detektor światła ze sobą współdziałają wpływa na wynik odczytu. W najprostszym przypadku, kiedy pomiar światła jest w sposób ciągły rejestrowany podczas ogrzewania detektora od temperatury T_p do T_k (gdzie T_p jest temperaturą początkową świecenia detektora, a T_k temperaturą kiedy detektor przestaje świecić) otrzymuje się pojedynczy wynik odpowiadający całkowitej emisji światła w tym zakresie temperaturowym. Jeśli pomiar światła będzie się odbywał we fragmentach co pewien odcinek temperaturowy pomiędzy T_p a T_k , to wynikiem będzie zbiór punktów odpowiadających intensywności w danym odcinku temperaturowym. Odpowiednio częste próbkowanie sygnału z detektora pozwala uzyskać zbiór punktów intensywności, które

składają się na krzywa wyświecania detektora tak zwaną krzywa termoluminescencyjną (określaną także: krzywą jarzenia). Za współdziałanie elementu grzejnego i detektora światła odpowiada elektronika urządzenia i może być dostosowywana do potrzeb pomiarowych i uzyskiwania określonych wyników. Omówione w rozdziale 5 różne postacie fizyczne detektorów oraz w rozdziale 6 różne typy luminoforów sprawiają, że nie ma uniwersalnego czytnika termoluminescencyjnego, a jego konstrukcja i główne elementy muszą zostać dopasowane do konkretnych grup lub typów detektorów. Początki badań zjawiska termoluminescencji i jego zastosowania w dozymetrii przypadają w czasach przed wynalezienia matryc sensorów krzemowych, jakie stosuje się obecnie w kamerach cyfrowych, a pomiary światła wykonywane były wyłącznie przy pomocy fotopowielacza. Czytnik termoluminescencyjny z fotopowielaczem jest klasycznym urządzeniem, jakie wciąż jest stosowane szeroko w dozymetrii indywidualnej i środowiskowej oraz pomiarach próbek geologicznych. W kolejnym rozdziale zostaną omówione główne elementy budowy czytnika dwuwymiarowego i różnice w odniesieniu do czytnika konwencjonalnego.

13. Elementy budowy termoluminescencyjnego czytnika dwuwymiarowego

Główne różnice pomiędzy termoluminescencyjnym czytnikiem konwencjonalnym a dwuwymiarowym to czujnik światła i układ grzejny. W konwencjonalnym czytniku TL czujnikiem światła jest fotopowielacz, przy pomocy którego rejestrowany jest cały sygnał jaki dociera do okienka fotopowielacza z każdego kierunku. W czytniku dwuwymiarowym detektorem światła jest matryca foto-czułych sensorów (CCD), dzięki czemu każdy element w matrycy może niezależnie od pozostałych rejestrować inny sygnał. Przy pomocy układu soczewek (obiektyw) można odwzorować na matrycy CCD obraz świecenia poszczególnych obszarów detektora, a nie jego całkowitą emisję jak w czytniku konwencjonalnym. Z kolei układ grzejny musi zapewnić możliwie jednorodne wygrzanie detektora o dużych rozmiarach, które mogą dochodzić do 20 cm x 20 cm. Duża masa grzejnika wymusza stosowanie układu chłodzenia, który nie jest konieczny w czytnikach konwencjonalnych. Niezbędny jest wreszcie obiektyw, zapewniający prawidłowe odwzorowanie obrazu świecenia detektora TL. W kolejnych podrozdziałach zostaną dokładnie omówione poszczególne elementy składowe dwuwymiarowego czytnika termoluminescencyjnego i cechy które różnią je od stosowanych w konwencjonalnych czytnikach TL.

13.1. Kamera CCD

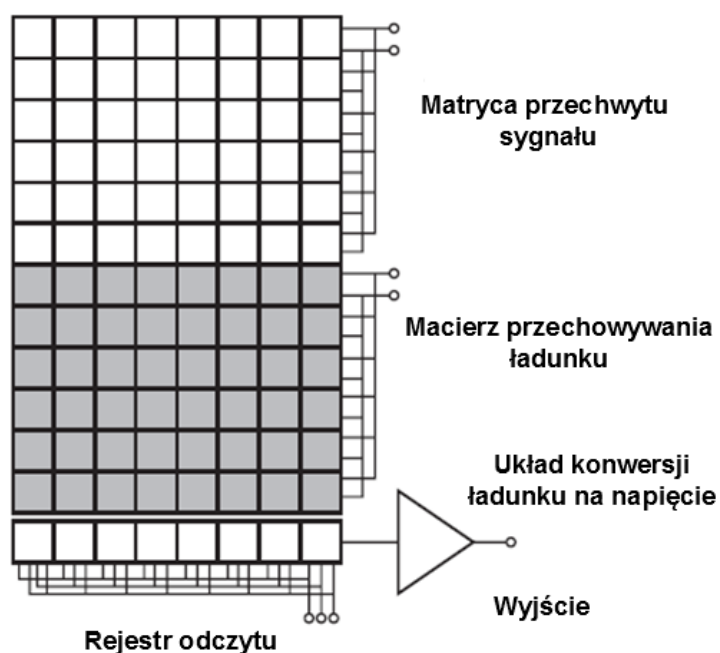
Istotną cechą odróżniającą w pomiarach luminescencji kamerę CCD od fotopowielacza jest czułość, która mimo znacznego postępu technicznego, wciąż jest niższa w przypadku tych pierwszych urządzeń. W konwencjonalnym czytniku z fotopowielaczem mogą być mierzone sygnały światła pochodzące od dawki rzędu mikro- lub nawet nanogrejów (w przypadku wysokowydajnego detektora np. LiF:Mg,Cu,P), podczas gdy kamerą pomiar takich dawek jest praktycznie nieosiągalny. Oczywiście są dostępne kamery z sensorami zwielokrotniającymi impulsy tzw. ICCD (ang. The Image Intensified CCD

Camera), działające podobnie jak fotopowielacze, ale uwarunkowania geometryczne, takie jak większa odległość od próbki przy pomiarze, czy mniejsza powierzchnia komórki sensora w porównaniu z okienkiem CCD powodują, że będą one mniej czułe niż fotopowielacze.

Podstawowy podział specjalistycznych kamer cyfrowych jest następujący:

- Kamera CCD (Charge-Coupled Device)
- Kamera EMCCD (Electron Multiplying Charge Coupled Device)
- Kamera CMOS (Complementary-Metal-Oxide-Semiconductor)
- Kamera ICCD (Image Intensified CCD)

W pierwszych trzech typach kamer matryca foto-czułych sensorów (pikseli) jest połączona z układem elektronicznym przechowywującym ładunek jaki wytworzył się na sensorach po wzbudzeniu fotonami. Co pewien czas ilość zakumulowanego ładunku jest odczytywana, wzmacniana i konwertowana na napięcie (Rys. 26).

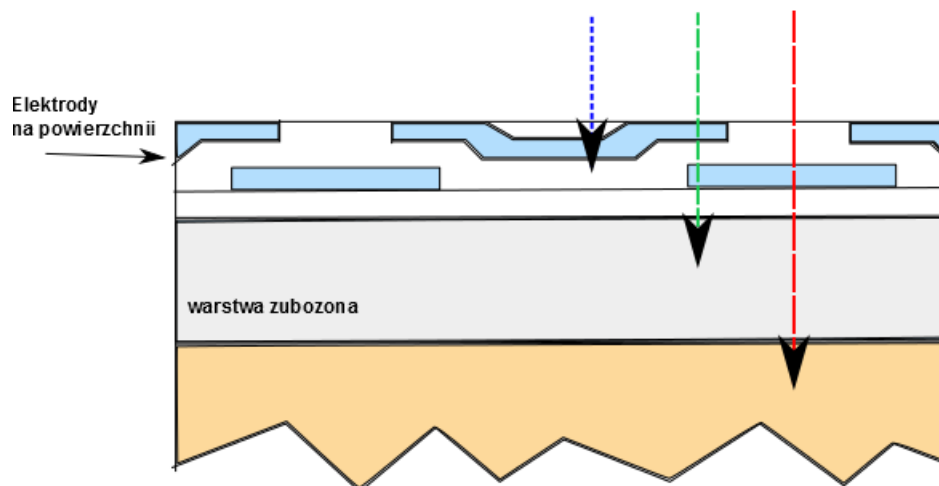


Rys. 26 Schemat typowej architektury układu CCD

Sposób w jaki zakumulowany ładunek jest przetwarzany przez elektronikę wpływa na szybkość pracy kamery oraz jej czułość. W popularnym układzie CCD cały zgromadzony w poszczególnych celach układu elektronicznego ładunek jest po kolei przekazywany do rejestru, a następnie do jednego wzmacniacza i zamieniany na napięcie. Ten sposób przetwarzania sprawia, że w kamerach z tym układem potrzebny jest długi czas aby zarejestrować i przetworzyć sygnał. Ten czas wydłuża się wraz ze wzrostem rozdzielczości

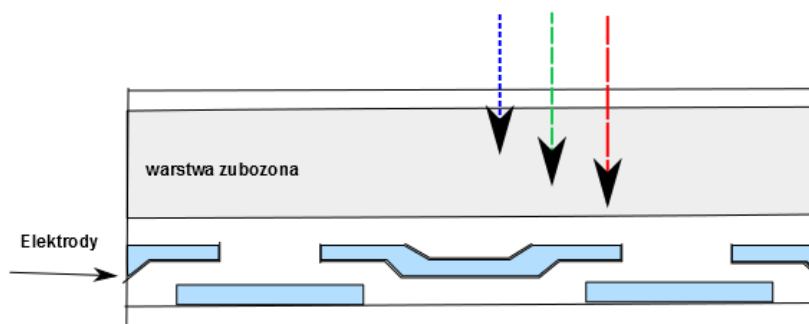
kamery, czyli wraz ze wzrostem liczby foto-czułych pikseli. W układach typu CMOS każdy piksel lub kolumna pikseli matrycy ma swój własny układ przetwarzający ładunek i wzmacniacz. W ten sposób uzyskuje się szybsze przetwarzania sygnału i czasy ekspozycji są krótsze w porównaniu do układów CCD, natomiast czułość pozostaje podobna. Układy EMCCD działają podobnie do CCD z jednym wyjątkiem. Zanim dojdzie do konwersji ładunku na napięcie w układach elektronicznych, które wprowadzają szum, dodatkowy rejestr zwielokrotnia proporcjonalnie ilość ładunku. Tym samym wyższy sygnał jest zarejestrowany przy takim samym szumie układów elektronicznych. Kamery z układem EMCCD są bardziej czułe w porównaniu z CCD oraz CMOS, zaś minimalne czasy ekspozycji są porównywalne do układów CCD. Kamery ICCD działają podobnie do fotopowielaczy. Przed układem CCD znajduje się fotokatoda podobna jak w fotopowielaczach, a za nią układ wzmacniający i zwielokrotniający liczbę wybitych z fotokatydy elektronów. Elektrony trafiają na luminofor emitujący fotony przekazywane poprzez specjalną wiązkę światłowodową na matrycę CCD. Kamery ICCD są bardzo czułe i szybkie.

W dwuwymiarowej dozymetrii czasy akwizycji są bardzo długie w porównaniu do możliwości każdego typu kamery cyfrowej i pod tym względem nie ma znaczenia jaki typ kamery jest będzie używany. Czułość kamery ma znaczenie jeśli chcemy mierzyć niewielkie sygnały w badaniach naukowych. Wówczas kamery EMCCD uzyskują przewagę nad CCD. W typowych zastosowaniach termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych, jakimi są pomiary jakości wiązek terapeutycznych, czułość kamer typu CCD jest wystarczająca do zastosowania w czynnkach. Z punktu widzenia budowy czynnika dwuwymiarowego (jak również konwencjonalnego), najważniejszym parametrem detektora światła (kamery czy fotopowielacza) jest jego wydajność kwantowa. Tak jak ludzkie oko jest różnie wrażliwe na poszczególne barwy widma światła, tak samo czułość fotopowielacza czy sensora CCD zależy od energii fotonów na nie padających. O ile ludzkiemu oku nie można zmienić wrażliwości na światło, o tyle układom CCD czy fotopowielaczom można zwiększać czułość i zmieniać wrażliwość dostosowując ich poziom czułości do odpowiednich długości fal. Konstrukcja matrycy CCD decyduje od stopniu wrażliwości sensora na światło. W standardowej konstrukcji matrycy CCD elektrody łączące foto czułe sensory stoją na drodze fotonom zanim dotrą one do warstwy w której zostaną zamienione na ładunek (Rys 27).



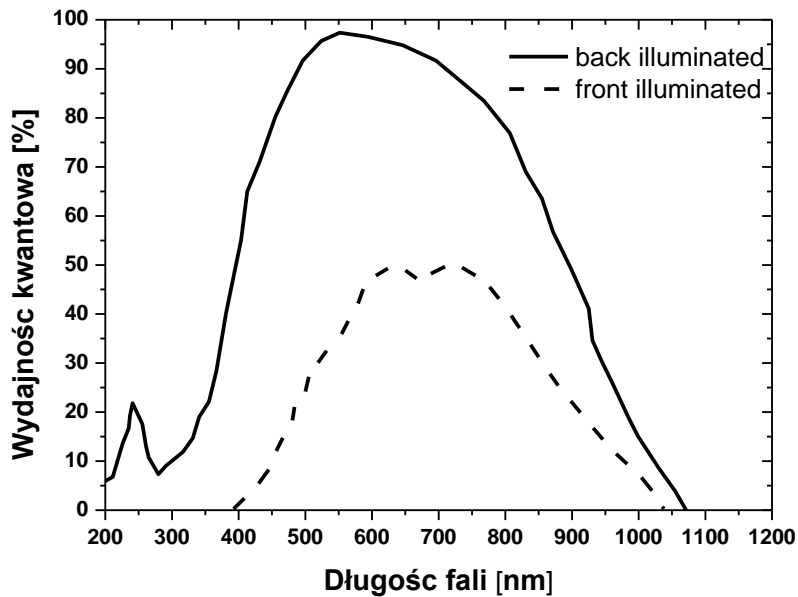
Rys. 27. Przekrój komórki standardowego sensora CCD

Przy takiej konstrukcji sensora promieniowanie o pewnym zakresie energii może zostać pochłonięte w wierzchniej warstwie powłoki i elektrodach, a z kolei inne przejdzie przez warstwę konwersji fotonu na ładunek i nie zostanie zarejestrowane. Aby uniknąć straty czułości jakie niesie absorpcja fotonów w wierzchniej warstwie sensora, wytwarza się takie sensory w których warstwa elektrod jest przeniesiona poza warstwę konwersji fotonów na ładunek. Konstrukcje takie noszą angielską nazwę **back-illuminated CCD** (Rys. 28).



Rys 28. Przekrój sensora CCD typu back-illuminated

Konstrukcja CCD typu back-illuminated jest technologicznie skomplikowana i droższa w wykonaniu, ale wyraźnie podnosi wydajność kwantową i przez to czułość kamery (Rys. 29)



Rys. 29. Porównanie wydajności kwantowej matryc typu front-illuminated CCD oraz back-illuminated CCD

Oprócz zwiększenia czułości poprzez zwiększenie liczby docierających do podłoża krzemowego fotonów, poszerza się również zakres krótkofalowy długości fal światła rejestrowanego z powodu niepochlania go w wierzchniej warstwie półprzewodnika. Jest to szczególnie ważne w dozymetrii dwuwymiarowej przy pomocy detektorów powierzchniowych z LiF:Cu, Mg, P, których widmo emisyjne znajduje się w bliskim nadfiolecie (Rys. 9).

Kolejną cechą decydującą o zastosowaniu kamer cyfrowych w czytnikach jest szum. Wielkość szumu wpływa na najmniejszy sygnał jaki może być zarejestrowany przez kamerę cyfrową. Wartością decydującą jest stosunek sygnału do szumu. Szum może mieć różne pochodzenie, ale w kamerach cyfrowych wyróżniamy trzy jego rodzaje:

- szum odczytu (readout noise)
- ciemny sygnał (dark noise)
- szum od wiązki padającego promieniowania (photon shot noise)

Szum całkowity jest zdefiniowany jako pierwiastek z sumy kwadratów poszczególnych typów szumów:

$$\delta_{całkowity} = \sqrt{\delta_{odcz}^2 + \delta_{ciemny}^2 + \delta_{prom}^2} \quad (8)$$

Szum odczytu jest nieodłącznym efektem działania kamery cyfrowej, a ściślej pracy układów elektronicznych w kamerze. Wysokość szumu odczytu jest kombinacją wielu

źródeł powstawania szumu, jak na przykład układów wzmacniania sygnału czy przetwarzania ładunku fotoelektrycznego na napięcie. Coraz lepsza jakość komponentów elektronicznych oraz optymalizacja układów elektronicznych sprawia, że szum odczytu kolejnych generacji kamer jest redukowany. Z drugiej strony redukcja szumów nie jest zbyt intensywna, ponieważ wzrasta szybkość pracy układów elektronicznych w kamerach. W dozymetrii dwuwymiarowej nie ma potrzeby stosowania szybkich kamer cyfrowych, a rynek oferuje kamery typu „Slow Scan CCD’s”.

Drugi rodzaj szumu tzw. „**ciemny sygnał**” jest wynikiem samorzutnych procesów powstawania ładunku w sensorze CCD, a ich ilość jest skorelowana z temperaturą. Wyznaczenie wartości „ciemnego sygnału” opiera się na statystyce rozkładu normalnego.

$$\delta_{ciemny} = \sqrt{N_{ciemny}} \quad (9)$$

Ciemny sygnał jest bardzo ważny w długich ekspozycjach, jakie mają miejsce podczas odczytów detektorów powierzchniowych, ponieważ narasta on w trakcie odczytu. Redukcję ciemnego sygnału osiąga się zmniejszając temperaturę sensora. W wielu typach kamer do zastosowań naukowych stosowane są ogniwa Peltiera mogące schładzać sensory do temperatury kilkudziesięciu stopni Celsjusza poniżej zera.

Szum spowodowany wiązką padającego promieniowania (ang. photon shot noise) jest proporcjonalny do natężenia (P) padającego promieniowania na sensor i wydajności kwantowej dla danej długości fali (D_{QE}), ponieważ wydajność kwantowa sensorów jest różna dla poszczególnych długości fal.

$$\delta_{prom} = \sqrt{D_{QE} * P} \quad (10)$$

Pozostałe parametry kamer istotne z punktu widzenia doboru do zastosowania w dozymetrii dwuwymiarowej to:

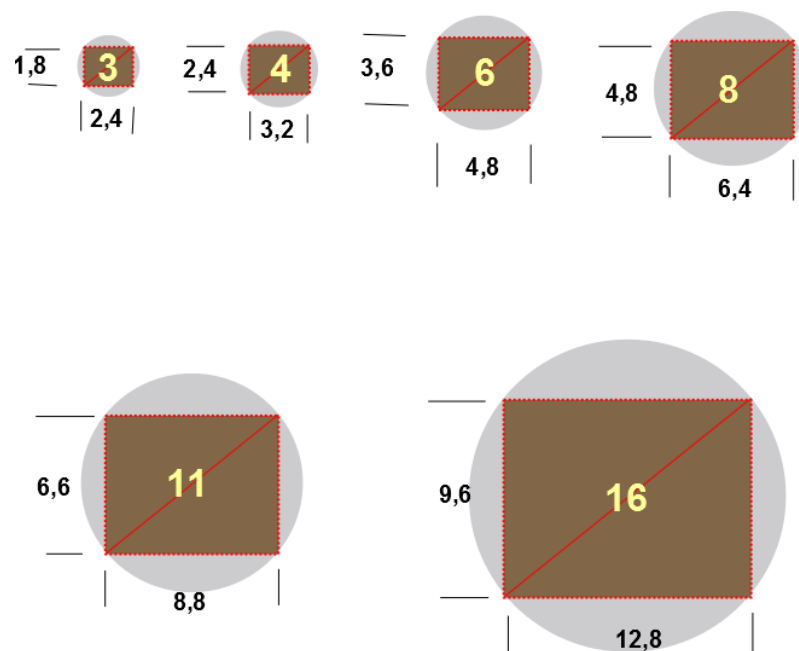
- zakres dynamiczny
- rozmiar matrycy sensora
- wielkość pikseli sensora
- mocowanie obiektywu

Zakres dynamiczny kamery (DR) zależy od pojemności studni potencjału (U) i szumu (σ). Wyrażony w decybelach przyjmuje postać:

$$DR = 20\log\left(\frac{U}{\sigma}\right) \quad (11)$$

Pojemność studni oznacza ile elektronów może pomieścić się jednocześnie w jednym pikselu matrycy. Wielkość ta zależy od rozmiaru pikseli w matrycy (im większy tym pojemność większa), jakości krzemu i architektury sensora. Pojemność studni oraz szum są wielkościami, które decydują o zakresie dynamicznym kamer, czyli stosunku największego do najmniejszego sygnału jaki można zmierzyć kamerą.

Fizyczny rozmiar matrycy sensora zależy od ilości pikseli i ich rozmiarze. Proporcja matryc najczęściej wynosi 3:4, a rozmiar podawany jest w calach (Rys. 30)



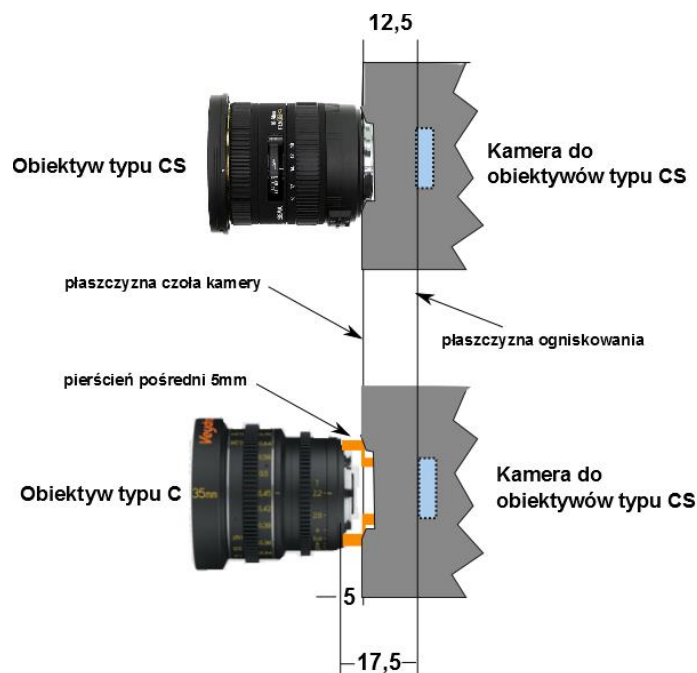
Rys. 30. Podstawowe wielkości matryc CCD

Czytniki termoluminescencyjne wyprodukowane w IFJ PAN (zob. rozdział 14) posiadają na wyposażeniu kamery o następujących własnościach (Tabela 6).

Tabela 6. Specyfikacja techniczna kamer używanych w czytnikach termoluminescencyjnych dwuwymiarowych.

Model czytnika	laboratoryjny	kliniczny	naukowy
Typ kamery	PCO SensiCam 360 KL 1764	Hamamatsu ORCA II BT-1024G	ATIK 383L+
Typ sensora	CCD VGA cz/b	Marconi CCD-4710 backthined	Kodak KAF-8300
Liczba pikseli	640 (H) x 480 (V)	1024 (H) x 1024 (V)	3362(H) x 2504 (V)
Wielkość piksela	9 μm x 9 μm	13 μm x 13 μm	5,4 μm x 5,4 μm
Rozmiar matrycy	6,3 mm x 4,8 mm	13,3 mm x 13,3 mm	17,96 mm x 13,52 mm
Chłodzenie	-15°C	-55°C	-40°C
Szum odczytu	13-14 e ⁻	4 e ⁻	7 e ⁻
Ciemny sygnał	0,1 e ⁻ /pixel/s	0,03 e ⁻ /pixel/s	<200 e ⁻ /s
Zakres dynamiczny	2500 : 1 (68 dB)	20000 : 1 (86 dB)	1650:1 (64,4 dB)
Czas ekspozycji	100ns – 1000s	20 ms – 7200 s	0,2s – bez ograniczeń
Mocowanie obiektywu	C-mount	C-mount	C-mount

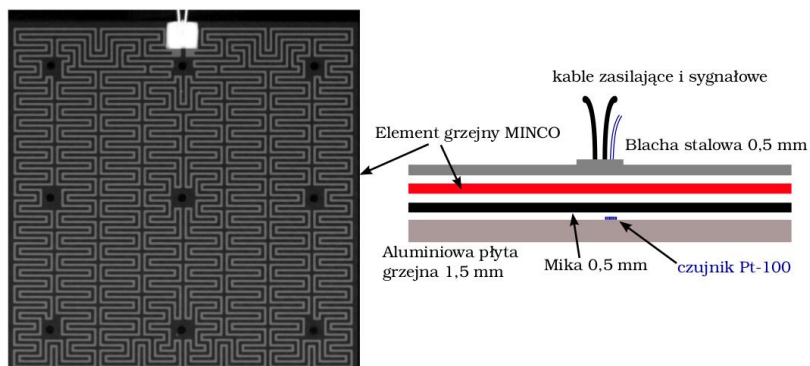
Większość kamer naukowych posiada standard mocowania obiektywu typu C-mount, choć zdarzają się kamery z przesuniętym ogniskiem optycznym w stronę obiektywu. Ten typ kamer jest również akceptowalny w dozymetrii dwuwymiarowej i można dołączać do nich zarówno obiektywy z mocowaniem CS-mount jak i C-mount. Jednakże należy pamiętać, że posiadając obiektyw CS-mount nie można go zastosować do kamer z C-mount (Rys. 31).



Rys. 31. Różnice w mocowaniu obiektywów i kamer C-mount i CS-mount.

13.2. Grzałka

Aby termoluminescencyjny detektor powierzchniowy o wymiarach 20 cm x 20 cm wyemitował światło luminescencji musi zostać równomiernie ogrzany do temperatury 240°C (LiF:Mg,Cu,P) lub 300°C (CaSO₄:Dy). Wysoka rozszerzalność termiczna i niska przewodność cieplna termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych powodują, że układy grzania w czynnikiach muszą być właściwie skonstruowane i zbudowane z odpowiednich materiałów. Najlepszym sposobem ogrzewania detektorów jest grzanie kontaktowe. Najodpowiedniejszym typem grzałek wielkopowierzchniowych są grzałki oporowe zawierające taśmę oporową ułożoną w meandry o takim rozkładzie by uzyskać najbardziej równomierny rozkład temperatury (Rys. 32).



Rys. 32. Układ meandrów taśmy oporowej w grzałce MINCO (lewy) oraz budowa grzałki 20x20 cm² (prawy) zaprojektowanej dla czytnika klinicznego zbudowanego w ramach programu MAESTRO. Za zgodą - rysunek Jan Gajewski

Z pośród tego typu grzałek najrównomierniejszy rozkład temperatury uzyskuje się na grzałkach pokrytych ceramiką np. azotkiem glinu (AIN) jednak w produkcji nie są dostępne większe powierzchnie jak 66cm². Innym typem są grzałki powlekane mikią, które nie mogą być bezpośrednio w kontakcie z detektorem i muszą być wzmocnione okładkami z metali. Tego typu grzałki zastosowano w czytnikach laboratoryjnym i klinicznym. Grzałki ceramiczne zastosowano w czytniku naukowym „Regulus”. Zwiększenie równomierności ogrzewania uzyskuje się poprzez zmniejszenie szybkości grzania ale musi być ono dostosowane do ergonomii odczytu.

Celem zapewnienia właściwego kontaktu detektora z grzałką na całej powierzchni stosuje się docisk szybą kwarcową, która jednocześnie stanowi transparentne okno do odczytu emitowanego światła. Duża różnica pomiędzy rozszerzalnością cieplną detektora, a materiałów z których zbudowane są grzałki oraz dociskającym szkłem powoduje deformację folii. Deformacja w postaci pofałdowania folii może utrzymać się po ochłodzeniu do temperatury pokojowej i spowodować trudności w poprawnym użyciu podczas pomiarów.

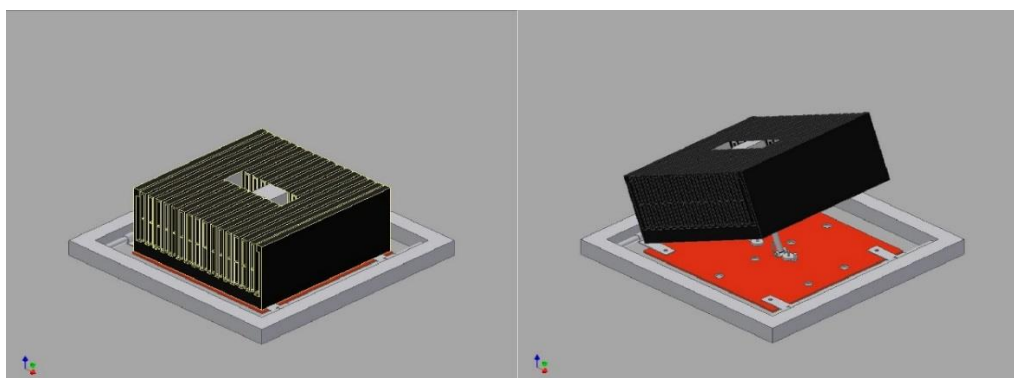
Tabela 7. Właściwości termiczne materiałów z których zbudowane są grzałki oraz detektory i szyba

Materiał	Gęstość	Współczynnik przewodzenia ciepła	Ciepło właściwe	Współczynnik rozszerzalności cieplnej (25°C)
	d [kg/m ³]	λ [W/(m*K)]	c_p [J/(g*K)]	α [x10 ⁻⁶ /K]
1 Szkło kwarcowe	2205	0,81	0,73	0,55
2 ETFE	1700	0,238	1,95	90
3 LiF	2639	11,3	1,56	37
4 AIN	3187	140-180	0,740	4,5
5 PFA	2120	0,209	1,047	12
6 Miedź	8960	370-400	0,385	16,5
7 Aluminium	2700	200	0,9	22,2

Szczególnie wrażliwe na deformację są detektory o rozmiarach 20 cm x 20 cm, których wymiar liniowy po ogrzaniu może się zwiększyć o 5 mm. Z tego powodu grzałka i kwarcowy docisk musi być większy od powierzchni detektora.

13.3. Chłodzenie

Do cyklu odczytu detektora powierzchniowego zalicza się również etap chłodzenia. Klasyczny czytnik termoluminescencyjny z grzałką oporową w postaci taśmy nie posiada zwykle żadnego chłodzenia ponieważ jego pojemność cieplna jest na tyle mała, że wychładza się oddając ciepło do otoczenia poprzez konwekcję naturalną i przewodzeniem do uchwytów grzałki. Grzałki stosowane do odczytu detektorów powierzchniowych posiadają tak dużą pojemność cieplną, że konieczne jest chłodzenie wymuszone. Mniejsze układy grzejne do odczytu detektorów 5 cm x 5cm (jak w czytniku naukowym omawianym w rozdziale 14) mogą być chłodzone poprzez wymuszony obieg powietrza, które opływa grzałkę i odbiera ciepło. W większych konstrukcjach omywanie przepływającym powietrzem byłoby mało efektywne, a zatem zastosowano chłodzenie kontaktowe.



Rys. 33. Układ chłodzenia w czytniku z dużą grzałką 20mm x 20mm, to duży radiator aluminiowy przysuwany do grzałki po skończonym procesie odczytu (po lewej) i w pozycji odsuniętej.

Po skończonym procesie grzania do grzałki jest przykładany radiator lub blok aluminiowy, który bezpośrednio odbiera ciepło. Po odebraniu ciepła od układu grzejnego radiator lub blok odłącza się od grzałki i schładza się powietrzem. Podczas schładzania może odbywać się kolejny etap grzania i odczytu detektora.

13.4. Układ optyczny i filtry

W pomiarach dwuwymiarowego rozkładu dawki ważne jest prawidłowe odwzorowanie obrazu powierzchni detektora termoluminescencyjnego w kamerze przy jednocześnie jak najmniejszej stracie światła. Ponieważ liczba fotonów emitowanych przez detektor podczas

odczytu zmniejsza się z kwadratem odległości od sensora CCD, korzystne jest aby znajdował się on jak najbliżej kamery. Obiektywy kamer naukowych, posiadających zwykle mocowanie typu C-mount, nie są przystosowane do ogniskowania obiektów na bardzo małych odległościach. Zmiana ogniskowej może być dokonana po nałożeniu pomiędzy kamerę a obiektyw pierścienia pośredniego, dzięki któremu można zbliżyć się do detektora. Zmiana ogniskowej jest częstą przyczyną wad odwzorowania obrazu w postaci winietowania czy deformacji typu baryłkowatego. Wady te omówiono szczegółowo w rozdziale 13. Najważniejszym parametrem przy doborze obiektywu jest jego jasność „ f ”. Jasność obiektywu jest miarą ilości światła przepuszczanego do kamery. Ilość światła jest regulowana przesłoną, a maksymalne otwarcie przesłony umożliwia przepuszczenie maksymalnej ilości światła. W czytnikach do odczytu detektorów powierzchniowych maksymalizuje się ilość światła dochodzącego do kamery, z tego względu dobiera się obiektywy o jak najwyższej jasności i możliwie dużym otworze względem ogniskowej. W Tabeli 8 podano najczęściej wybierane obiektywy do pomiarów czytnikami powierzchniowymi oraz rozdzielczości, jakie uzyskiwane są przy ich pomocy w czytniku naukowym wyposażonym w kamerę ATIK 383L+

Tabela 8. Obiektywy używane w czytnikach powierzchniowych i rozdzielczości uzyskiwane w czytniku naukowym wyposażonym w kamerę ATIK 383L+

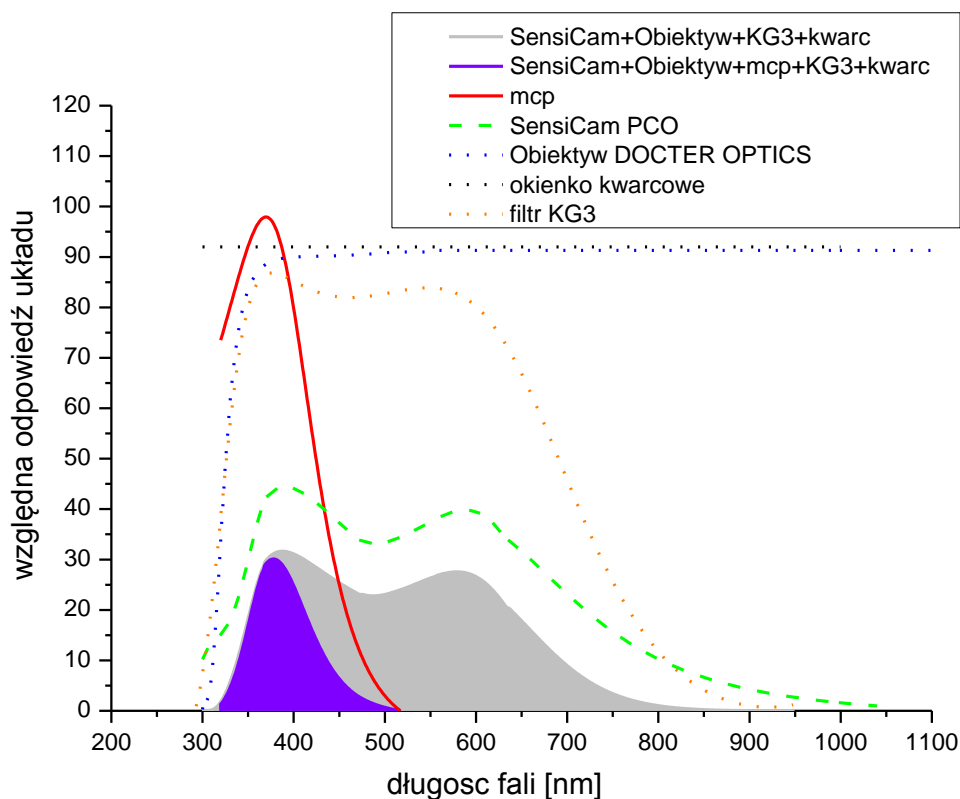
Obiektyw [typ]	Pierścienie pośrednie	Rozdzielczość [$\mu\text{m}/\text{px}$]	Minimalna przesłona [f]
Navitar Lens 25 mm / f 0,95	5	45	2,8
		40	2,8
		35	2,8
	10	23	5,6
		20	2
		16	2
Navitar Lens 17 mm / f 0,95	1	75	5,6
		70	5,6
		60	8
	6	30	16
		30	11
		25	8
		25	1,4

		25	2
		25	2
Docter-Optics Tevidon 25 mm / f 1,4	5	45	11
		45	1,4
		40	4
		30	2
	6	40	5,6
		35	4
		30	4
	10	25	5,6
		25	1,4
		20	2
		20	2,8
	15	16	4
		15	2,8
	20	11	2
	30	8	4

Układ optyczny czytnika zawiera również filtry optyczne. Filtry optyczne umożliwiają przepuszczenie pożądanego zakresu światła emitowanego przez detektor, a wycinają zakresy niepożądane jak np. światło podczerwone grzałki. W układzie optycznym czytnika termoluminescencyjnego najważniejszym filtrem jest właśnie filtr blokujący podczerwień, dzięki któremu tło odczytu jest znacznie niższe.

Jak poszczególne elementy układu optycznego i kamery wpływają na ilość światła zarejestrowanego przez czytnik obrazuje Rys 34. Detektor LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) emituje światło o maksymalnym natężeniu 100 j.u i rozkładzie widmowym pokazanym na wykresie czerwoną linią ciągłą. Światło to przechodząc przez układ optyczny składający się z okienka kwarcowego, filtra KG3 i obiektywu Docter Optics o transmitancjach przedstawionych na wykresie liniami kropkowanymi, trafia do kamery o wydajności kwantowej przedstawionej linią przerywaną. Uwzględniając wszystkie elementy w układzie odczytu ilość światła jaka zostanie zarejestrowana po przejściu przez te elementy została przedstawiona na wykresie kolorem fioletowym. Jest to dużo mniej niż światło, które jest emitowane przez detektor.

Na wykresie szarą powierzchnią została przedstawiona sytuacja, kiedy rejestrowane było światło o intensywności 100 w całym zakresie widmowym. Krzywe zaczynają się od 300nm ponieważ obiektyw i filtra KG3 nie transmitują krótszych długości fal.



Rys. 34. Wpływ elementów układu optycznego na ilość światła rejestrowanego przez kamerę.

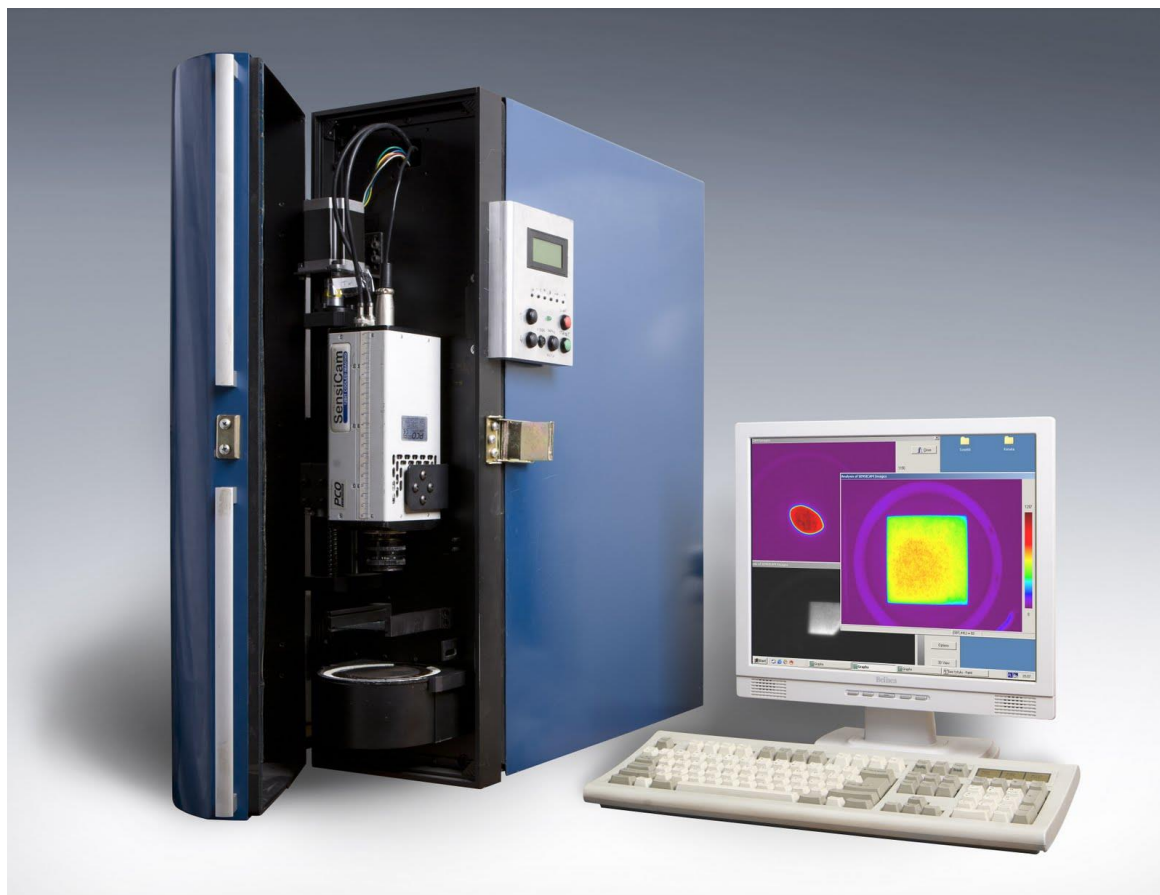
14. Rodzaje czytników powierzchniowych

W ramach prac prowadzonych w Instytucie Fizyki Jądrowej opracowane i skonstruowane zostały trzy wersje czytników termoluminescencji dwuwymiarowej tzw. „czytniki powierzchniowe”. Różnią się one maksymalną wielkością mierzonych detektorów i są zoptymalizowane pod kątem różnych zastosowań. Czytniki te to: czytnik dla średnich powierzchni („laboratoryjny”), czytnik dla dużych powierzchni („kliniczny”), czytnik do rozróżniania ekspozycji statycznej i dynamicznej („naukowy”, o nazwie Regulus).

14.1. Czytnik dla średnich powierzchni 5 cm x 5 cm („laboratoryjny”)

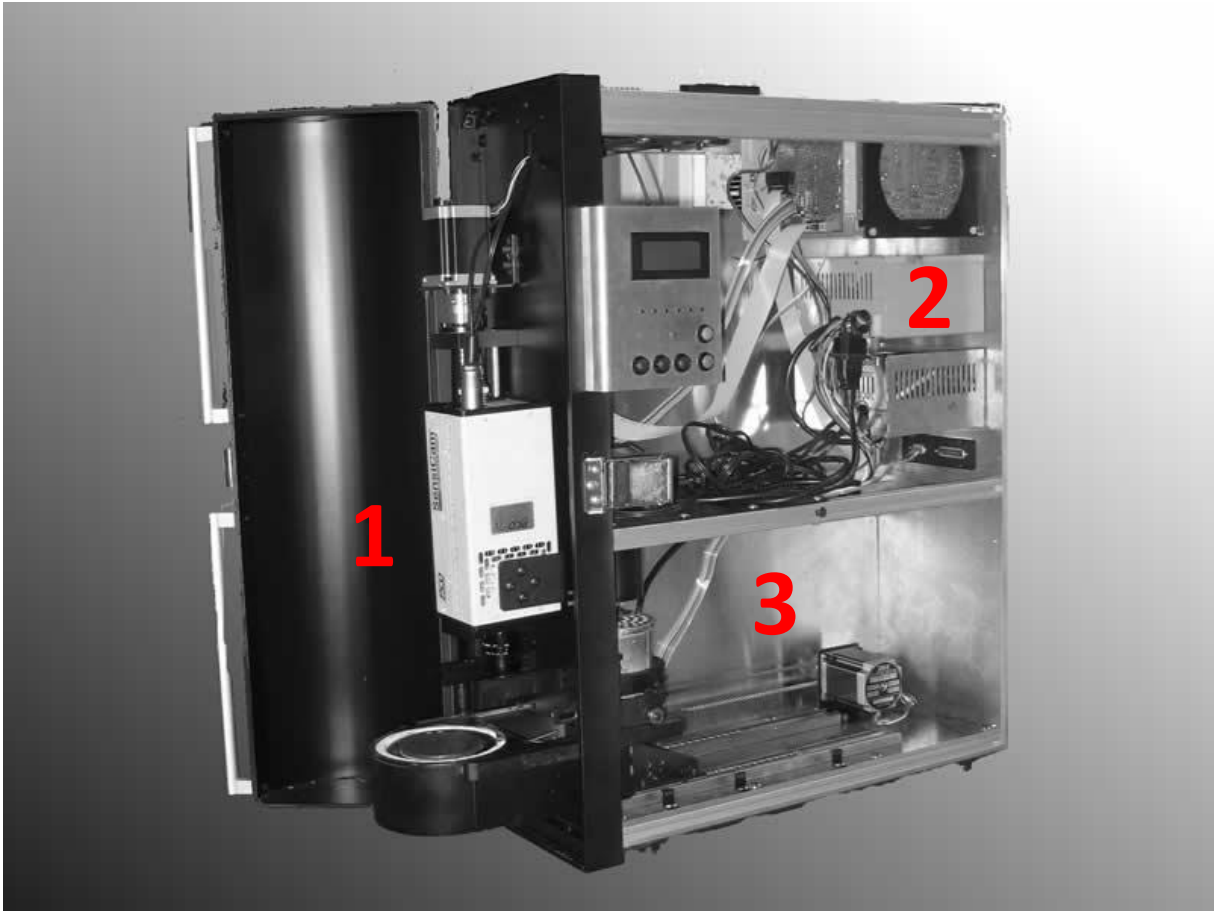
Laboratoryjną wersję czytnika przystosowaną do termoluminescencyjnej dozymetrii dwuwymiarowej wykonano w Instytucie Fizyki Jądrowej w ramach międzynarodowego projektu pt. Methods and Advanced Equipment for Simulation and Treatment in Radio-Oncology – MAESTRO. Model ten, zaprezentowany na Rys. 35 został opracowany jako

rozwinięcie prototypu czytnika powierzchniowego opracowanego przy współpracy z firmą MicroLab w roku 2001 [MARCZEWSKA 2006]. W rozwinięciu wersji prototypowej zawarto liczne ulepszenia umożliwiające testowanie elementów i części do przyszłych wersji czytników, a także badanie nowych metod odczytu i testowanie nowych detektorów.



Rys. 35. Czytnik termoluminescencji dwuwymiarowej dla średnich powierzchni 5 cm x 5 cm („laboratoryjny”)

W konstrukcji czytnika laboratoryjnego [OLKO 2006a] o wymiarach 22cm x 72.5cm x 65.5cm (szer. x wys. X gł.) zostały wyodrębnione trzy strefy o szczególnym zastosowaniu (Rys 36). W przedniej części, która jest światłoszczelna znajduje się kamera osadzona na prowadnicy z przekładnią ślimakową, która umożliwia poruszanie kamery góra-dół względem powierzchni grzałki na której umieszcza się detektor. Takie rozwiązanie sprawia, że można testować różne układy optyki z wymiennymi obiektywami i filtrami, a także pozycjonować kamerę na różnych odległościach od detektora uzyskując pożądane rozdzielczości. Czytnik wyposażono w monochromatyczną kamerę PCO® SensiCam 360 KL o rozdzielczości 640 x 480 pikseli. Z tyłu w obudowie znajduje się w górnej części przestrzeń z zasilaczem grzałki i elektroniką, która steruje procesem grzania.

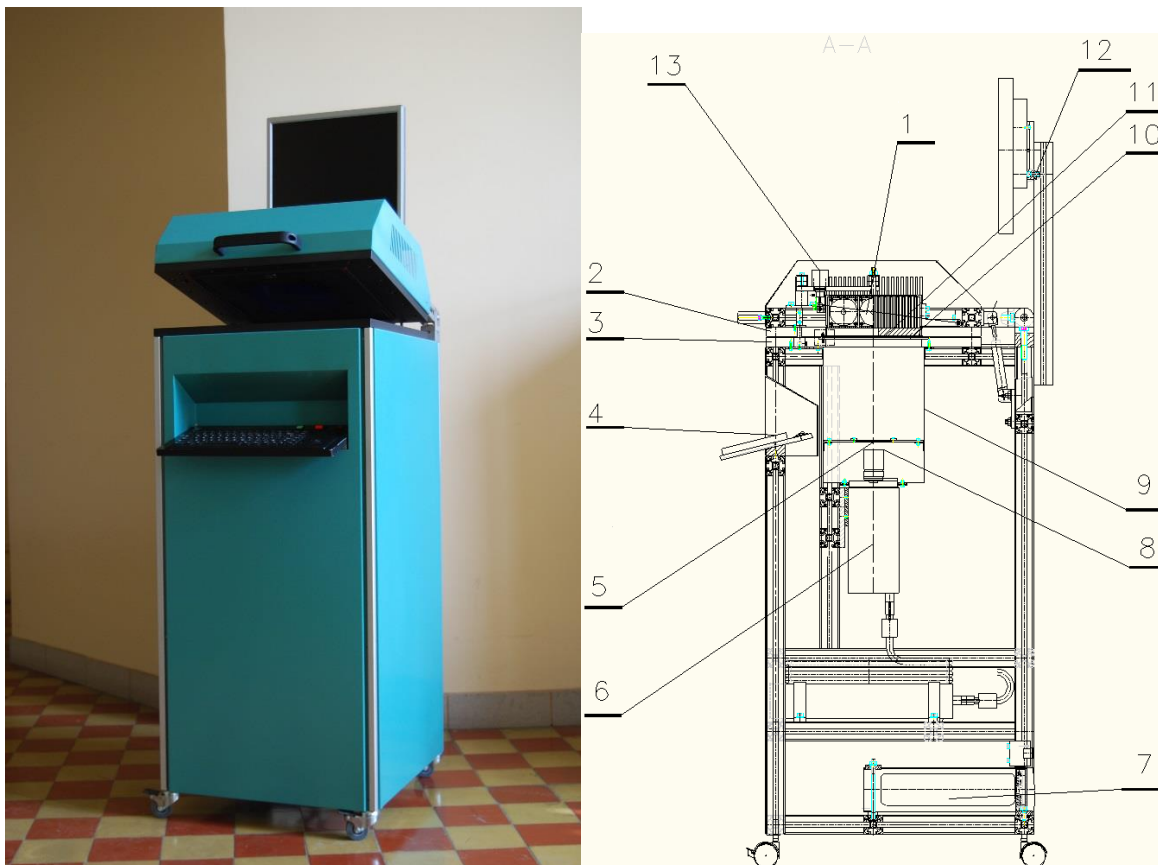


Rys. 36. Widok czytnika laboratoryjnego po zdjęciu obudowy. 1 – część przednia z kamerą, 2 – część z elektroniką, 3 – część z szufladą i napędem.

Proces akwizycji obrazu nie jest zsynchronizowany z procesem grzania, ale wyprowadzony na zewnątrz do komputera. Oba procesy uruchamia się osobno (grzanie z czytnika, ekspozycja z komputera). W dolnej części czytnika znajduje się napęd szuflady umożliwiający przesunięcie jej do wnętrza pod blok chłodzący z elementami Peltiera.

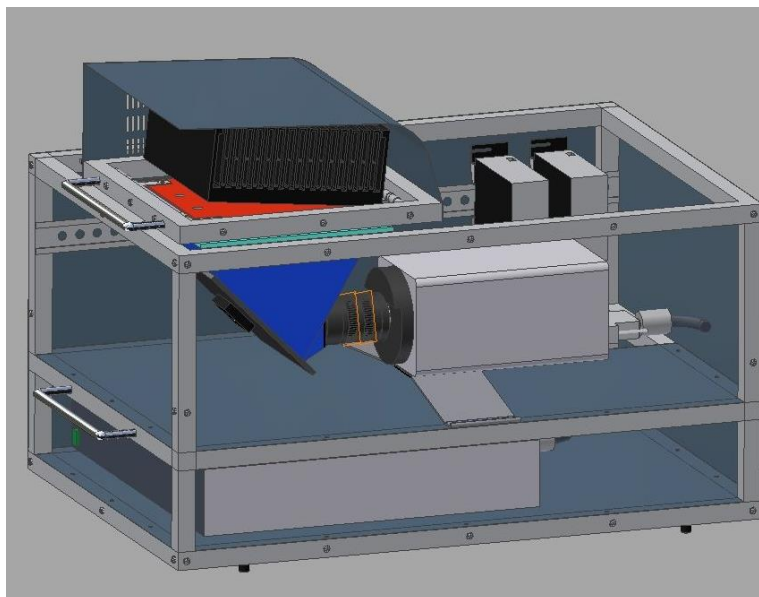
14.2. Czytnik dla detektorów 20 cm x 20 cm („kliniczny”)

Następcą czytnika „laboratoryjnego” skonstruowanym również w ramach projektu MAESTRO jest czytnik dla detektorów 20 cm x 20 cm nazywany „klinicznym” (Rys. 37). Nazwa „kliniczny” pochodzi od celu jaki stawiano przed tą konstrukcją, a mianowicie wykorzystaniu go w określaniu rozkładu dawki podczas terapii nowotworów pacjentów leczonych w centrach onkologii i klinikach. Podstawową funkcją czytnika jest odczyt detektorów termoluminescencyjnych o rozmiarze obejmującym połowę korpusu dorosłego człowieka, którą określono na 20 cm.



Rys. 37. Czytnik dla detektorów 20 cm x 20 cm. Po lewej widok ogólny, po prawej przekrój czytnika: 1 - radiator i wentylatory, 2 - pokrywa, 3 - stół z grzałką, 4 - klawiatura, 5 - filtr KG3, 6 - kamera CCD, 7 - komputer, 8 - obiektyw, 9 - osłona światłoszczelna kamery, 10 – szyba kwarcowa, 11 - grzałka, 12 - monitor LCD, 13 - aktuator liniowy (regulacja położenia radiatora)

Czytnik jest zbudowany w oparciu o konstrukcję szkieletową wykonaną z profili aluminiowych. Układ optyczny jest „odwrócony” w porównaniu z klasycznymi czytnikami i innymi czytnikami powierzchniowymi ponieważ kamera jest skierowana na detektor od dołu (Rys. 37). Taka konfiguracja jest podyktowana dużymi wymiarami komory światłoszczelnej, kamery i detektora. Rozważana była konstrukcja pozioma w oparciu o lustro (Rys. 38), ale porzucono to rozwiązanie ze względu na trudności w odwzorowaniu obrazu przy załamaniu światła o 45° oraz z uwagi na duży ciężar konstrukcji dla której nośność zwykłych stołów byłaby niewystarczająca. Finalna konstrukcja czytnika „klinicznego” jest podzielona na dwie części, korpus i pokrywę. W korpusie umieszczono układ optyczny, odczytu, automatyki i komputer sterujący. W pokrywie znajduje się grzałka i układ chłodzenia. Czytnik wyposażony jest w 16-bitową kamerę firmy Hamamatsu (Tabela 6), która ustawiona jest w stałej odległości 30 cm od odczytywanego detektora. Do kamery umocowano obiektyw firmy Navitar model DO-1795 o ogniskowej 17 mm. Pomiędzy obiektywem a detektorem, w światłoszczelnej obudowie znajduje się filtr KG3. Geometria układu i zastosowana optyka pozwoliła na uzyskanie rozdzielczości przestrzennej takiej, że rozmiar piksela w odczytanym obrazie wynosi ok. 0,2 mm.



Rys. 38. Wczesny prototyp czytnika „klinicznego” w układzie poziomym.

Kamera obserwuje od dołu światło emitowane przez detektor, który położony jest na zespole dwu szyb kwarcowych o grubości 2 mm każda i powierzchni $210 \times 210 \text{ mm}^2$, oddalonych od siebie na dystans 1mm. Taka konstrukcja (analogiczna do szyb zespolonych montowanych w oknach) zmniejsza pojemność cieplną szyby dociskającej detektor przy zachowaniu wytrzymałości mechanicznej i ogranicza przepływ ciepła do komory światłoszczelnej. Ponadto ten zespół szyb jest oparty na czterech sprężynach dzięki czemu ogranicza się naprężenia jakie pojawiają się przy dociśniętym detektorze w trakcie odczytów. Detektor który układa się na szybie jest przyciskany od góry płaską grzałką zamontowaną w otwieranej pokrywie. Grzałka posiada specjalną konstrukcję wielowarstwową (Rys. 32) dzięki czemu rozkład temperatury na jej powierzchni jest równomierny podczas grzania oraz nie deformuje się podczas odczytów. Konstrukcja ta jest skręcona w dziewięciu miejscach śrubami a warstwie miki zainstalowano trzy czujniki temperatury typu Pt-100. W pokrywie zamontowano także elektromagnes który blokuje otwarcie pokrywy gdy temperatura grzałki przekracza 50°C . Zapobiega to przed możliwymi poparzeniami. W pokrywie po drugiej stronie grzałki zamontowano system chłodzenia zbudowany z aluminiowego radiatora i sześciu wentylatorów 12 V o średnicy 50 mm wymuszających przepływ powietrza. Po zakończeniu odczytu detektora radiator ten opuszcza się przy pomocy silnika krokowego na grzałkę, chłodząc ją do temperatury poniżej 50°C . Światłoszczelność czytnika zapewnia obudowa światłoszczelna zamontowana na korpusie kamery oraz gumowa uszczelka umieszczona na spodniej części pokrywy. Kamera Hamamatsu sterowana jest przez kontroler dostarczony przez producenta, który ją zasilą oraz steruje akwizycją obrazów przy pomocy parametrów dostarczanych przez oprogramowanie na komputerze. Oba podzespoły, kontroler i komputer są zainstalowane w spodniej części korpusu. Sterowanie poszczególnymi elementami urządzenia zrealizowane jest na bazie sterownika PLC firmy Fatek model FBs-24MCT. Sterownik ten zasilany jest napięciem sieciowym. Posiada dwa porty komunikacyjne RS232 i dodatkowo

posiada dwa porty umożliwiające podłączenie do niego dodatkowych modułów. Czytnik jest wyposażony w moduł temperaturowy FBs-RTD6, umożliwiający pomiar temperatury z sześciu niezależnych czujników Pt-100 lub Pt-1000 z dokładnością 1°C i częstotliwością 1 Hz, regulator proporcjonalno-całkująco-różniczkujący (ang. *proportional-integral-derivative – PID*) zaimplementowany w kontrolerze PLC steruje na podstawie wskazań czujnika oporowego zamontowanego w grzałce przełącznikiem JGX-1505FB. Kontrolę pracy czytnika, przeprowadzaniem odczytów i obróbką wyników realizuje się przy pomocy oprogramowania napisanego w środowisku LabView przez Jana Gajewskiego [GAJEWSKI 2016b]

14.3. Czytnik do rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej („naukowy Regulus”)

Czytnik naukowy „Regulus” Rys. 39 został opracowany w ramach projektu rozwojowego NR01-0020-10 pt. „Opracowanie systemu rozróżniania ekspozycji statycznej i dynamicznej w dozymetrii indywidualnej w oparciu o dwuwymiarowy pomiar termoluminescencji”



Rys. 39 Czytnik naukowy „Regulus”. Po lewej ogólny widok czytnika z wysuniętą szufladą do odczytu pastylek, obok widoczne są wymienne wkładki z grzałkami do odczytów spektralnych i małych detektorów powierzchniowych. Po prawej wewnątrz czytnika z widoczną kamerą.

Konstrukcja nośna urządzenia jest szkieletem aluminiowym, w którym montowane są podzespoły, części i urządzenia niezbędne do jego pracy. Konstrukcja aluminiowa jest

docelowo czerniona przez anodowanie. Aluminiowy szkielet wyjęty z obudowy jest rozkładalny na podstawowe dwie bryły, przestrzeń kamery i przestrzeń szuflady. Trzecia część nośna zawierająca automatykę i płytki sterujące jest również zbudowana z aluminium, lecz nie poczerniona. Celem zmniejszenia masy całości, usunięto z niektórych powierzchni materiał przy zachowaniu jego sztywności. Poszczególne bryły są zwarte i składają się na:

Zespół szuflady

Zbudowany z szufladą samojezdną, której ruch odbywa się poprzez przeniesienie napędu z silnika DC, przekładnię pasową na śrubę przekładni. Spód szuflady odpowiadający za jej sztywność, wytrzymałość i odprowadzanie ciepła zbudowany jest z czernionego aluminium. Wierzch szuflady wykonany jest z czarnego poliamidu wzmacnianego włóknem szklanym. Wewnątrz wierzchu szuflady przebiegają wszystkie przewody elektryczne i sygnałowe wychodzące od wkładek z grzałkami. W przedniej części znajduje się miejsce na wkładki z grzałkami. Dzięki wymienności wkładek ten typ szuflady można wykorzystywać w przyszłości do różnych typów grzałek opracowywanych dla polepszenia działania systemu, a także istnieje możliwość wprowadzania innych technik pomiarowych bez potrzeby istotnych zmian w konstrukcji urządzenia. W chwili obecnej (marzec 2019r) są dostępne cztery typy wkładek do:

- odczytu pastylek,
- pomiarów spektralnych
- detektorów powierzchniowych małych (25mm x 25mm)
- detektorów powierzchniowych średnich (50mm x 50mm)

W tylnej, górnej części obudowy przewidziano miejsce dla wzorcowego źródła światła w przypadku konieczności kalibracji sensorów nowych kamer montowanych w urządzeniu. Szuflada jest osadzona na podporach aluminiowych zawierających łożyska prowadzące. Na środkowej części zamontowana jest przegroda zapewniającą światłoszczelność do wnętrza. Szuflada wraz z belkami mocowana jest w rynnie aluminiowej, którą przykrywa się od góry pokrywą. W zamkniętej przestrzeni zawarto również czujniki temperatury, przełączniki krańcowe do systemu przesuwu szuflady, silnik, przekładnię i prowadnice kabli. W pokrywie zamykającej zamontowany jest również wymienny pierścień LED do oświetlania próbek.

Wkładki z grzałkami stanowią jeden z wymiennalnych elementów urządzenia. Dzięki takiemu rozwiązaniu można wykorzystywać różne typy grzałek, łatwo ulepszać i serwisować urządzenie. Do celów projektu sporządzono dwie wkładki z grzałką ceramiczną i dwie z metalową (testowano z powodzeniem platynę, stal lub nikiel). Grzałka ceramiczna, z powodu większej powierzchni umożliwia jednoczesny pomiar kilku detektorów lub detektorów powierzchniowych, natomiast grzałka metalowa tylko jednego. Oba rozwiązania mają swoje wady i zalety, które przedstawiono w tabeli 9

Tabela 9 Różnice w użyteczności dwu typów grzałek przewidzianych do projektu czytnika TL

Typ grzałki	Zalety (+)	Wady (-)
Ceramiczna	Duża powierzchnia	Cena
	Większa liczba odczytów detektorów za jednym razem	Wydzielanie znacznej ilości ciepła podczas odczytu
	Wystarczające są cienkie przewody zasilające	Wolne chłodzenie
	Fabrycznie montowana termopara	Trudniejsze ustalenie liniowości nagrzewania się grzałki
Metalowa	Cena	Odczyt tylko jednego detektora
	Szybkość nagrzewania się	Problemy z rejestracją poprawnej temperatury
	Narzędzie do formowania grzałki	Wrażliwość na materiał detektora (fluorki)
		Grube przewody zasilające

Do formowania grzałki metalowej wykonany został specjalny przyrząd. Dzięki niemu można powtarzalnie sporządzać grzałki zawierające termoparę izolowaną od powierzchni metalowej przy pomocy izolacji z miki. Zapobiega to powstawaniu prądów zakłócających pomiar temperatury.



Rys. 40. Zespół narzędziowy do formowania grzałki i grzałka (po prawej)

Ponadto we wkładkach montowane są: wentylatory, oprawki szyb kwarcowych, wzmacniacze i kompensatory termopar, izolacje termiczne oraz złącze przenoszące sygnały i zasilanie. Złącza są kodowane, aby system urządzenia automatycznie rozpoznawał rodzaj wkładki i dobierał właściwe do nich zasilanie. Pomimo wielu elementów, wkładki są bardzo zwarte w swojej konstrukcji.

Zespół kamery

Głównym elementem zespołu kamery jest łożo do montażu kamery. Umożliwia ono mocowanie kamer różnego typu, od najbardziej zaawansowanych i przez to gabarytowo dużych jak Apogee U47 do mniejszych i tańszych kamer jak np. ATIK 383L+. Oś łoża kamery znajduje się w osi grzałki. Śruba kulowa połączona z tym elementem zapewnia przesuw kamery góra-dół tak, aby przy zastosowaniu różnych kamer i obiektywów osiągnąć prawidłowe ustawienia ostrości i wielkości obrazów. Zastosowany dodatkowo przymiar cyfrowy umożliwia automatyczne regulacje odległości od obiektów mierzonych. Zainstalowane w dolnej i górnej części przestrzeni kamery czujniki krańcowe, zapobiegają przemieszczaniu się łoża z wyposażeniem poza dopuszczalne granice i uszkodzeniu ważnych elementów. W obrębie tylnej ściany zamontowano silnik oraz płytę ze złączami do kasety z automatyką. Na tylnej ścianie wychodzą również przewody nie tylko do przestrzeni kamery, ale również wiązka przewodów do szuflady. Górną część bryły zajmują kanały wentylacyjne z wentylatorami oraz przekładnia napędu łoża kamery. Aby poprawić jakość obsługi urządzenia przy wymianie obiektywów, filtrów i szkielek kwarcowych, w obrębie łoża zainstalowano oświetlenie LED połączone z czujnikiem zamknięcia drzwiczek..

Kaseta z automatyką

W tylnej części urządzenia na ścianie ze złączem obudowy kamery montowana jest kasetka z układami do sterowania pracą urządzenia. Każdy z układów jest montowany oddzielnie w specjalnych kasetkach ze złączami. Dzięki temu, każda modyfikacja w układach sterowania, wszelkie zmiany w koncepcji działania urządzenia mogą być łatwo przeprowadzane bez konieczności demontażu urządzenia. W skład układów tworzących sterowanie wchodzi:

1. Zasilacz sieciowy
2. Zasilacz grzałek metalowych
3. Zasilacz grzałki ceramicznej
4. Płytki procesora
5. Sterownik silników
6. Magistrala kasety
7. Płytki wyświetlacza
8. Płytki magistrali w komorze kamery
9. Płytki wzmacniaczy termopar
10. Płytki oświetlacza LED
11. Kodowane płytki złącz szuflady

Cały szkielet konstrukcji mieści się w obudowie przemysłowej typu Schroff. Na przednim panelu znajduje się panel dotykowy do sterowania podstawowymi funkcjami urządzenia i wyświetlanymi ważnymi informacjami kontrolnymi. Urządzenie może działać jako samodzielna jednostka w przypadku zastosowań w rutynowych kontrolach dozymetrii statycznej i dynamicznej lub połączone z komputerem jako zaawansowany system dozymetryczny. Czynności serwisowe i jego kontrola są możliwe zdalnie poprzez sieć komputerowa [KŁOSOWSKI 2013].

15. Procedura odczytów detektorów powierzchniowych

Ogólna procedura odczytów z użyciem czytników powierzchniowych jest bardzo podobna i wymaga przygotowania detektorów do odczytów, uruchomienia komputera i zasilania czytnika. Jednak z powodu różnic konstrukcyjnych i możliwości urządzeń, praca z nimi wymaga podjęcia różnych czynności i zwracania szczególnej uwagi na niektóre ustawienia. Poniżej przedstawiono procedury dla kolejnych czytników.

Czytnik „laboratoryjny”

- a) po włączeniu czytnika i komputera należy uruchomić oprogramowanie dedykowane kamerze PCO,
- b) na panelu czytnika, przy pomocy przycisków ustawić w rejestrze parametry grzania w zależności od typu detektora:

Tabela 10 Ustawienia rejestru czytnika laboratoryjnego i czasu ekspozycji w zależności od rodzaju detektora powierzchniowego.

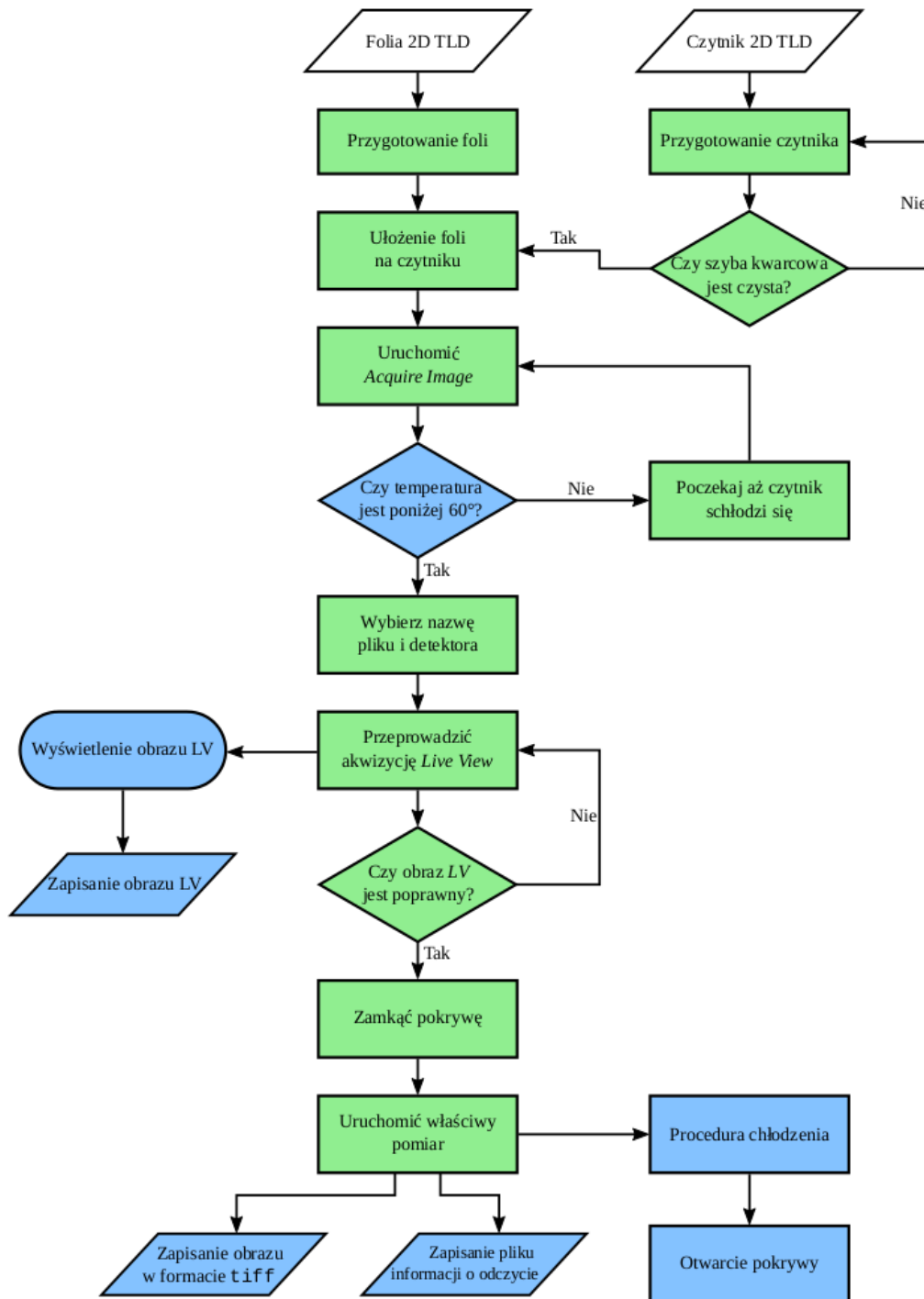
USTAWIENIA		
Rejestr	LiF:Mg,Cu,P	CaSO ₄ :Dy
04	0550	0550
06	2370	2920
09	6000	6000
Czas odczytu	120 s	130 s lub 140s

Należy zwrócić uwagę, że po około 10 cyklach grzania, po pojawieniu się na wyświetlaczu komunikatu „END MEMORY”, należy wyłączyć czytnik i zaprogramować go od nowa.

- c) przed przystąpieniem do odczytów należy sprawdzić czy w kamerze zainstalowany jest odpowiedni obiektyw, sprawdzić jego przesłonę oraz ustawienie pokrętki ogniskowania, następnie skontrolować wysokość pozycjonowania kamery posługując się znacznikami na obudowie i skontrolować obecność filtra podczerwieni. Jeśli położenie wysokości kamery odbiega od właściwego ustawienia, należy przy pomocy przycisków ustawić właściwą pozycję.
- d) Uruchomić proces grzania bez detektora i szyby dociskowej, a po jego skończeniu poczekać na wychłodzenie bez użycia radiatorów odbierających ciepło. Ten etap jest konieczny, aby elementy grzałki i jej otoczenia były tak samo nagrzane jak przy kolejnych odczytach
- e) W oprogramowaniu ustawić parametry ekspozycji do podglądu w świetle widzialnym, a następnie ułożyć detektor na powierzchni grzałki tak, aby znalazł się on w polu widzenia kamery. Następnie przykryć detektor szybą dociskową i wykonać ekspozycję detektora w świetle widzialnym zapisując do pliku z rozszerzeniem „-lv” na końcu nazwy pliku,
- f) Zamknąć drzwiczki i ustawić czas ekspozycji zgodnie z użytym rodzajem detektora (Tabela 10)
- g) Uruchomić odczyt, a po jego skończeniu poczekać aż temperatura grzałki spadnie do 200°C. Jeśli temperatura osiągnęła tę wartość, można otworzyć czytnik, podnieść szybę dociskową i przenieść detektor z grzałki na płytę aluminiową przykrywając go szybą dociskową
- h) Zapisać obraz,
- i) Grzałkę należy schładzać przy pomocy osobnych radiatorów.
- j) Po obniżeniu temperatury poniżej 50°C można rozpocząć odczyt od punktu e)

Czytnik „kliniczny”

Czytnik „kliniczny” jest przystosowany do odczytu dowolnego typu folii o rozmiarach do 20x20cm² lub mniejszych. Możliwe jest ułożenie kilku detektorów o mniejszym rozmiarze, ale muszą one posiadać taką samą grubość. Procedura uzyskiwania obrazów można podzielić na trzy fazy: przygotowanie folii i czytnika, przygotowanie do odczytu oraz właściwy odczyt. Proces ten w formie diagramu został opracowany przez Jana Gajewskiego, który usprawniał urządzenie w ramach pracy doktorskiej [GAJEWSKI 2016b] (Rys. 41.)



Rys. 41. Procedura odczytu detektorów powierzchniowych z użyciem czytnika „klinicznego” i oprogramowania FlatView v. 2.42 [GAJEWSKI 2016b], Zielonym kolorem oznaczono czynności jakie musi podjąć użytkownik podczas odczytu, na niebiesko automatyczne funkcje oprogramowania.

Procedura polega na:

- a) Włączyć zasilanie czytnika, które uruchomi komputer i automatycznie przetestuje czytnik,

- b) Uruchomić oprogramowanie FlatView,
- c) Wyczyścić rozpuszczalnikiem (aceton, izopropanol) detektor oraz powierzchnię szyby,
- d) Ustawić parametry odczytu i uruchomić proces grzania bez detektora. Ta czynność podobnie jak w czytniku „laboratoryjnym” ma na celu nagrzanie części czytnika i ustabilizowanie temperatury,
- e) Położyć detektor na szybie w taki sposób, aby numer na detektorze (detektory znakowane są w ten sposób, że każdy z nich posiada indywidualny numer w prawym dolnym rogu) był skierowany do dołu i w kierunku do użytkownika,
- f) W oprogramowaniu nadać nazwę pliku zakończoną „-lv” do którego zapisany zostanie obraz w świetle widzialnym,
- g) Ponownie nadać nazwę pliku (zaleca się taką samą jak w punkcie f) bez zakończenia „-lv” oraz zamknąć pokrywę,
- h) Uruchomić proces grzania i akwizycji poprzez naciśnięcie przycisku „Acquire” w oprogramowaniu,
- i) Po zakończeniu procesu grzania i akwizycji czytnik automatycznie zapisze obrazy, wychłodzi się i otwarta zostanie pokrywa,
- j) Rozpocząć ponownie proces od punktu e)

Czytnik „naukowy Regulus”

Czytnik „naukowy Regulus” jest najbardziej rozbudowanym i zautomatyzowanym urządzeniem do odczytu powierzchniowych detektorów termoluminescencyjnych i pastylek. Główna jego funkcja jaką jest rozróżnianie typu ekspozycji opisana dokładnie w rozdziale 22 wymaga od użytkownika tylko włączenia urządzenia i komputera, uruchomienia oprogramowania i naciśnięciu przycisku START. Czytnik automatycznie otwiera szufladę na której użytkownik układa pastylkę a w pojawiającym się okienku oprogramowania wpisuje własną nazwę pliku lub nazwa nadawana jest automatycznie i naciska start. Od tego momentu czytnik automatycznie zamyka szufladę, wykonuje ekspozycję, wychładza grzałkę i otwiera szufladę. Po tym można wymienić pastylkę detektora i nacisnąć start.

Pełne możliwości czytnika zostały opisane w instrukcji do jego obsługi. Poniżej zostanie przedstawiony skrótowo proces odczytu detektorów powierzchniowych:

- a) Uruchomić komputer, czytnik i oprogramowanie
- b) Otworzyć szufladę i w razie potrzeby wymienić wkładkę,

- c) W oprogramowaniu ustawić parametry odczytu lub otworzyć plik z zapisanymi wcześniej parametrami odczytu wtedy czytnik automatycznie ustawi się do odczytu,
- d) Ułożyć detektor na grzałce i zamknąć pokrywę,
- e) Nacisnąć przycisk start, w okienku nadać nazwę i uruchomić odczyt. Czytnik automatycznie uruchomi pomiar, wychłodzi grzałkę i otworzy szufladę.
- f) Do wykonania podglądu w świetle widzialnym należy zamknąć szufladę, uruchomić oświetlenie w czytniku, wykonać ekspozycję i zapisać obraz pod nazwą zakończona na „-lv”
- g) Ściągnąć detektor i ponownie rozpocząć procedurę jak w punkcie e)

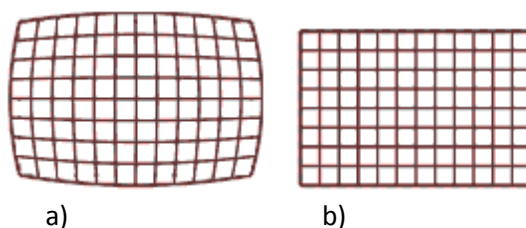
IV. Analiza obrazu po odczycie detektorów powierzchniowych

16. Defekty obrazu po odczycie

Obraz cyfrowy z odczytu detektora powierzchniowego posiada zwykle szereg wad, które nie pozwalają w bezpośredni sposób interpretować wynik pomiaru. Wady te wynikają zarówno z niedoskonałości budowy detektora, np. niejednorodności, jak i wad układu optycznego czytnika termoluminescencyjnego i kamery. Najczęstszym typem niedoskonałości obrazu są zniekształcenia geometryczne, nierównomierna jasność obrazu oraz szum. Te typy niedoskonałości są powtarzalne w stałym układzie optycznym czytnika i można je wyeliminować programowo przez zastosowanie procedur matematycznych zaimplementowanych w oprogramowanie. Poniżej omówione zostały najczęstsze wady obrazu po odczycie i metody ich korygowania.

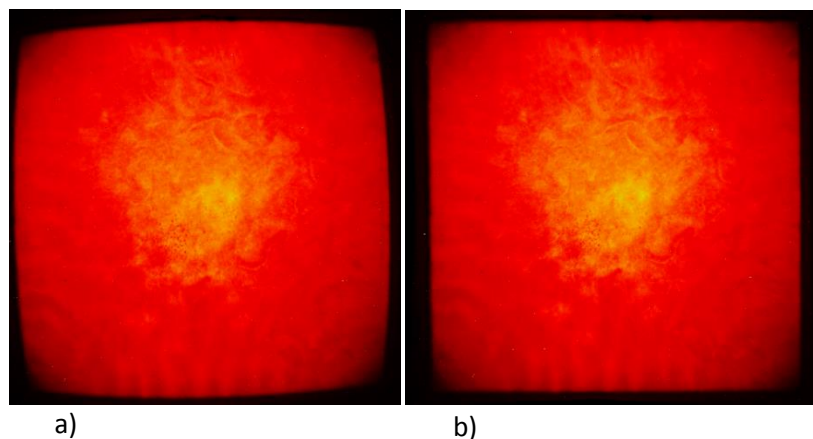
16.1. Zniekształcenia geometryczne - baryłkowatość

Zniekształcenie geometryczne obrazu zwane dystorsją pola, to wada w układzie optycznym polegająca na niejednakowym powiększeniu obrazu w zależności od odległości od osi optycznej instrumentu. W czytniku termoluminescencyjnym 2D ten typ zniekształcenia jest wynikiem celowego dostosowania obiektywu i kamery do pracy na bliskich odległościach od detektora poprzez zastosowanie pierścieni pośrednich, a niekiedy jest wynikiem nieodpowiedniego doboru obiektywu w stosunku do wielkości matrycy CCD w kamerze. W dozymetrii dwuwymiarowej najczęściej spotykanym zniekształceniem jest dystorsja typu baryłkowego (Rys 42).



Rys. 42. Dystorsja typu baryłkowego a) obraz zniekształcony b) obraz oryginalny

Ten typ zniekształcenia powoduje, że obraz detektora po odczycie nie odpowiada jego rzeczywistym kształtom i wymiarom (Rys. 43).



Rys. 43. Odczyt detektora termoluminescencyjnego w czytniku do dużych powierzchni przed a) i po b) korekcji geometrycznej. Widoczne jest również winietowanie na obrazach (silniejszy sygnał w centrum obrazów i słabszy w narożach)

Korekcja zniekształcenia geometrycznego polega na rejestracji w danym układzie optycznym czytnika obrazu wzorcowego (tablicy okręgów o znanych średnicach i odległościach między nimi) i wyznaczeniu macierzy przekształcenia, która zawarta w oprogramowaniu pozwoli korygować zniekształcony obraz. Korekcję geometryczną tego typu [HUGEMANN 2010] została zaimplementowana w oprogramowaniu do obsługi czytnika „klinicznego” przez doktora Jana Gajewskiego [GAJEWSKI 2016b]

16.2. Winietowanie

Winietowanie jest wadą układu optycznego polegającą na niejednakowym doświetlaniu pewnych części obrazu, spowodowaną niedoskonałością układu optycznego soczewek lub geometrią układu optycznego i obiektu. Wada ta jest szczególnie widoczna w czytniku przeznaczonym do dużych powierzchni, a jej główną przyczyną jest geometria układu detektor-kamera. Z powodu dużych rozmiarów detektora (20cm x 20cm) i niewielkiego odsunięcia kamery od niego, droga światła od krawędzi detektora jest znacznie dłuższa niż od jego środka. W ten sposób, środek obrazu ma wyższą intensywność niż jego krawędzie i rogi (Rys. 43). Defekt ten jest korygowany wspólnie z korekcją niejednorodności detektora (patrz Rozdział 17) ponieważ wymaga tych samych operacji matematycznych na obrazie.

16.3. Szumy

Szum jest zawsze obecny na obrazie rejestrowanym przez kamery cyfrowe. Jego źródła i rodzaje zostały opisane w rozdziale 13.1. Jest on szczególnie widoczny podczas odczytu słabo napromienionych detektorów, kiedy stosunek sygnału do szumu przyjmuje wartości bliskie jedności. Poprawę w obrazie można uzyskać stosując różnego rodzaju filtry wygładzające. Najczęściej stosowane są filtracja medianowa i dolnoprzepustowa. Filtracja medianowa [DOUGHERTY2009] stosowana jest do usunięcia z obrazu niejednorodności punktowych, obejmujących jeden bądź kilka sąsiadujących pikseli. Wartość piksela jest zastępowana jedną z wartości pikseli z sąsiedztwa, przy czym wartość ta jest medianą.

Obszar do filtracji medianowej może obejmować 3x3 bądź 5x5 pikseli. Filtr dolnoprzepustowy [MAKANDAR 2015] stosuje się do korygowania pikseli, których intensywność wyraźnie odbiega od otaczających go pikseli. Funkcja wyznacza względną różnicę między intensywnością danego piksela, a wartością średnią otaczających go pikseli i w przypadku kiedy jest ona większa niż zadana przez użytkownika, to przypisuje analizowanemu pikselowi obliczoną wartość średnią. Oba typy filtrów wygładzających umożliwiają uzyskanie większych jednorodności kosztem zmniejszenia rozdzielczości i utraty częściowej informacji o geometrii detektora i pola promieniowania z powodu rozmycia krawędzi i dużych gradientów pól promieniowania.

17. Obróbka wyników odczytu detektorów powierzchniowych

Otrzymanie jak najbardziej dokładnego wyniku pomiaru z użyciem detektora powierzchniowego wymaga posiadania co najmniej czterech różnych obrazów tego detektora, zapisanych w takiej samej rozdzielczości, w bezstratnym formacie, gdzie na jednym kanale barwnym zapisano intensywność sygnału. Najbardziej popularne formaty to macierz wyników zapisana w formacie ASCII, format TIFF lub bezstratne kompresje obrazów w formatach dedykowanych w oprogramowaniu kamer do obsługi czytników. Aby uzyskać cztery potrzebne obrazy wykonuje się dwa odczyty uprzednio napromienionego detektora. Pierwsze napromienianie i odczyt ma na celu uzyskanie wzorcowego obrazu świecenia całego detektora. Polega na napromienieniu go w jednorodnym polu promieniowania gamma od Co-60 lub Cs-137 znaną dawką (najczęściej 4 Gy w przypadku LiF:Mg,Cu,P lub 400mGy CaSO₄:Dy), następnie anilacji poekspozycyjnej 20 min w 100°C i odczycie. Przed etapem grzania, po wypozycjonowaniu detektora na grzałce, wykonuje się zdjęcie tego detektora w świetle widzialnym w taki sposób, aby cały detektor był widoczny na obrazie. Po wykonaniu ekspozycji uruchamia się odczyt termoluminescencyjny i zapisuje obraz. Na tym etapie otrzymuje się dwa obrazy:

- 1) widok detektora wzorcowego w świetle widzialnym (zapisany w formacie: nazwa-irf-lv.dat)
- 2) sygnał termoluminescencyjny z detektora referencyjnego (zapisany w formacie: nazwa-irf.dat)

Kolejne dwa obrazy są uzyskiwane po wykorzystaniu tego detektora do badań. Jeśli ten sam detektor zostanie napromieniony, to podczas odczytu rejestruje się tak samo najpierw jego rzeczywisty obraz w świetle widzialnym, a następnie odczyt termoluminescencyjny. Kolejne dwa obrazy zapisywane są w konwencji:

- 3) widok detektora w świetle widzialnym (nazwa-lv.dat)
- 4) obraz termoluminescencyjny detektora (nazwa.dat)

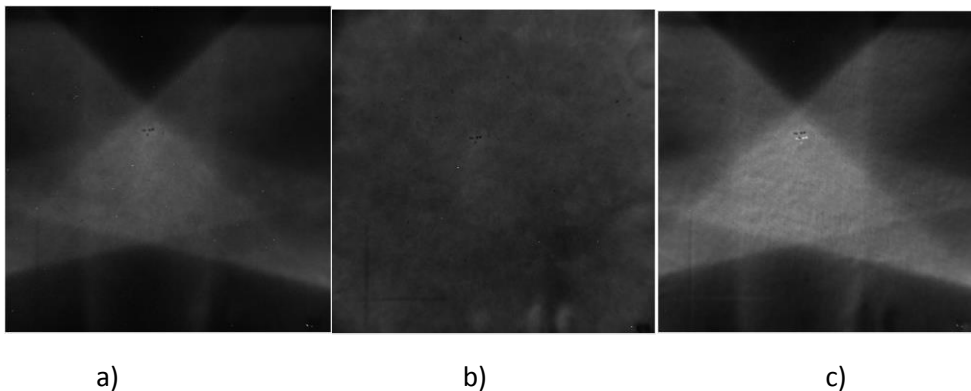
W procedurze obróbki powinna być znana wartość tła, którą otrzymuje się po odczytaniu nienapromienionego detektora. Ta wartość tła dla danego typu detektora jest uniwersalną liczbą, którą po wprowadzeniu do oprogramowania odejmuje się od każdego obrazu odczytu. Wszystkie etapy obróbki obrazów można wykonać w autorskim oprogramowaniu do czytników. Jeśli obrazy odczytów detektorów pozbawione są zniekształceń geometrycznych, są powtarzalnie pozycjonowane, to obróbkę można także przeprowadzić w programach operujących na dużych rozmiarach macierzach (np. OriginGraph)

17.1. Przestrzenny współczynnik korekcji

Pierwsza etap obróbki obrazu polega na korekcji geometrycznej obrazów jeśli zawierają zniekształcenia typu dystorsji (patrz rozdział 14.1) i odjęciu tła od obrazów odczytu (nazwa.dat i nazwa-irf.dat). Następnie, przy pomocy obrazów zapisanych przy świetle widzialnym (nazwa-irf-lv.dat i nazwa-lv.dat) odnajduje się krawędzie detektora i rotuje czy przesuwają obrazy tak, aby detektory się pokrywały. Dzięki temu, te same punkty na powierzchni detektora badanego i referencyjnego będą tożsame. Obraz z odczytu detektora referencyjnego (nazwa-irf) służy do wyznaczenia macierzy względnej czułości każdego punktu/piksela na powierzchni detektora. Oblicza się go dzieląc wartość każdego piksela obrazu referencyjnego $I_{i,j}^{IRF}$ przez średnią wartość wszystkich pikseli na obszarze detektora referencyjnego $\langle I^{IRF} \rangle$. Otrzymałą macierz nazywaną przestrzennym współczynnikiem korekcji wykorzystuje się jako wzorzec przekształcenia obrazu odczytanego (nazwa.dat) w ten sposób, że dzieli się ten obraz przez macierz względnych czułości.

$$I_{i,j}^{cor} = \frac{I_{i,j}}{I_{i,j}^{IRF} / \langle I^{IRF} \rangle} \quad (12)$$

Dzięki tym obliczeniom otrzymuje się skorygowany obraz odczytu (Rys. 44c). W wyniku korekcji obszary detektora mniej czułe zostają wzmocnione, a obszary z podwyższoną czułością osłabione. Tak skorygowany obraz odczytu jest macierzą sygnału z detektora, który można przekształcić na dawkę dzięki procedurze kalibracji opisanej w rozdziale 17.3



Rys.44. Korekcja przestrzenna czułości detektora a) obraz przed korekcją (nazwa.dat); b. obraz referencyjny IRF (nazwa-irf), c) obraz po korekcji (nazwa-corr.dat)

17.2. Indywidualny współczynnik korekcji

W poprzednim podpunkcie opisano procedurę obróbki pojedynczego obrazu w wyniku czego otrzymuje się macierz sygnału. Zwykle jednak, w badaniach rozkładu dawki używa się wielu detektorów, które napromieniane są różnymi dawkami i w różnych konfiguracjach pola. W takim przypadku konieczne jest wyznaczenie dla grupy używanych detektorów tak zwanych indywidualnych współczynników korekcji. Indywidualny współczynnik korekcji, to współczynnik przypisany danemu detektorowi z grupy, który służy do znormalizowania sygnału tego detektora w grupie. Normalizacja sygnału w grupie detektorów jest konieczna gdy detektory różnią się w odpowiedzi na tą samą dawkę np. z powodu różnic w grubości, jednorodności, czy też detektory pochodzą z różnych partii produkcyjnych. Indywidualne współczynniki czułości danej grupy detektorów wyznacza się z użyciem detektorów referencyjnych (nazwa-irf.dat). Detektory referencyjne muszą być napromienione tą samą dawką i w takim samym polu promieniowania. Z każdego obrazu referencyjnego (k) wyznacza się średni sygnał $\langle I_{k-i,j}^{IRF} \rangle$, następnie wylicza się średnią ze średniego sygnału wszystkich detektorów referencyjnych w grupie i dzieli przez nią każdy średni sygnał referencyjny.

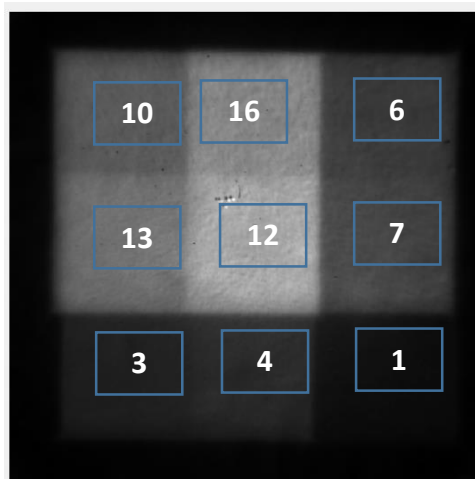
$$W_{IWK} = \frac{\langle I_{k-i,j}^{IRF} \rangle}{\frac{\sum_1^k \langle I_{k-i,j}^{IRF} \rangle}{k}} \quad (13)$$

gdzie i, j – to pozycja piksela w obszarze detektora, k – kolejny numer detektora w grupie.

Współczynniki te służą do normalizacji sygnału detektorów w grupie, dzięki czemu można po skalibrowaniu odczytywać poprawną dawkę.

17.3. Kalibracja detektorów 2D

Sygnał z detektora otrzymany po odczycie może być przeliczony na dawkę po kalibracji, czyli obliczeniu jaka wartość sygnału z detektora odpowiada dawce jednostkowej. W zależności od tego czy mamy do dyspozycji jeden duży detektor, czy grupę detektorów, kalibrację wykonuje się na jednym detektorze lub kilku detektorach, które napromienia się różnymi dawkami. W przypadku jednego detektora może być na jego obszarze napromienionych kilka pól o różnej dawce (Rys 45).



Rys.45. Przykładowy schemat napromieniania detektorów odczytu kalibracyjnego detektora LiF:Mg,Cu,P, dawki podane w Gy.

Na powyższym rysunku jest dziewięć pól o różnej dawce, ale detektor był napromieniony tylko czterema różnymi dawkami (1,3,6,10 Gy), gdyż pola o tych dawkach wzajemnie na siebie po części nachodzą. Wiążąc sygnał pól z odpowiadającymi im dawkami otrzymuje się krzywą kalibracji dla tego detektora.

W przypadku grupy wybrane z niej detektory napromienia się różnymi dawkami i po obróbce oraz uwzględnieniu indywidualnych współczynników czułości wyznacza się krzywą kalibracyjną dla takej grupy detektorów.

V. Właściwości termoluminescencyjne i zastosowania folii termoluminescencyjnych w dozymetrii dwuwymiarowej

18. Standardowe warunki pomiarowe w dozymetrii dwuwymiarowej przy pomocy folii termoluminescencyjnych

Wyniki, które otrzymuje się w pomiarach dwuwymiarowym termoluminescencyjnym systemem dozymetrycznym, zależą od wielu czynników, takich jak ustawienia sprzętowe czytnika, geometria odczytu oraz właściwości i budowa użytych powierzchniowych detektorów TL. Opisane w tej pracy eksperymenty i pomiary zostały przeprowadzone w większości przy wymienionych poniżej zestandaryzowanych ustawieniach i parametrach. Wszelkie odstępstwa od parametrów standardowych zostały opisane w tekście.

A. Czytnik laboratoryjny

- a) wymiary detektora 50mm x 50mm
- b) średnia grubość detektora 0,35 mm
- c) rozmiar frakcji luminoforu od 63 μm do 125 μm
- d) obiektyw Navitar F0.95/17mm
- e) pierścień pośredni 1mm
- f) filtr KG3 2mm
- g) odległość grzałki do czoła kamery 158mm
- h) kamera PCO Sensicam 12 bit 360KL
- i) standardowe ustawienia kamery (bez biningu i wzmocnienia)

B. Czytnik kliniczny

- a) Wymiary detektora 200mm x 200mm
- b) Średnia grubość detektora 0,35 mm
- c) Rozmiar frakcji luminoforu od 63 μm do 125 μm
- d) Obiektyw Navitar F0.95/17mm
- e) filtr KG3 2mm
- f) odległość grzałki do czoła kamery 300mm
- g) kamera Hamamatsu C4742-98-26KAG 16bit
- h) standardowe ustawienia kamery (bez biningu i wzmocnienia)

C. Czytnik naukowy Regulus

- i) Średnica detektora $\phi 4,5$ mm
- j) Grubość detektora 0,9 mm
- k) Rozmiar frakcji luminoforu od 63 μm do 212 μm
- l) Obiektyw Navitar F0.95/17mm z pierścieniem pośrednim 5mm
- m) filtr KG3 2mm
- n) odległość grzałki do czoła kamery 150mm
- o) kamera ATIK 383L+
- p) standardowe ustawienia kamery i bining 2x2

19. Właściwości folii termoluminescencyjnych

19.1. Czułość folii TL i czynniki wpływające na zmianę czułości

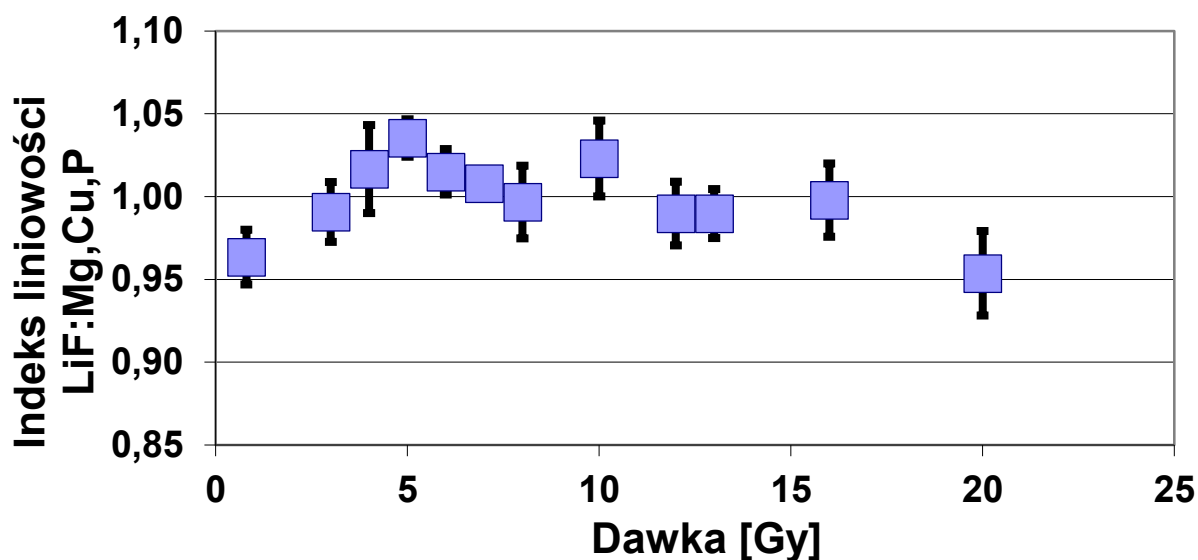
Odpowiedź na dawkę promieniowania detektora powierzchniowego zależy od wielu czynników oddziałujących na detektor zarówno w trakcie napromieniania jak i odczytu. Podczas napromieniania wpływ na czułość ma rodzaj promieniowania użytego do napromieniania i jego energia [GAJEWSKI 2013]. Podczas odczytu wpływ ma układ detekcji światła (odległość detektor-sensor, zastosowane filtry i obiektywy) w czytniku powierzchniowym oraz czułość kamery, a w szczególności jej zakres spektralny. Te liczne zależności i mnogość czynników wpływających na uzyskanie sygnału w odpowiedzi detektora na dawkę powodują, że nie ma jednego wskaźnika, który wskazywałby czy dany typ folii jest bardziej czuły czy mniej czuły na promieniowanie. W tym sensie mówimy tu raczej o czułości całego systemu, który dostosowujemy do potrzeb detekcji dawek promieniowania i jej rozkładu na powierzchni. Główne zastosowanie dwuwymiarowej dozymetrii to kontrola jakości pól promieniowania przygotowanych w radioterapii do napromieniania pacjenta. Kontrola jakości sprowadza się do weryfikacji przygotowanego komputerowo planu leczenia z rzeczywistym pomiarem na urządzeniu [KISIELEWICZ 2010]. Obszary napromieniane mogą mieć rozmiar od kilku milimetrów kwadratowych do dużych pól o promieniu kilku centymetrów. Dostarczenie odpowiedniej dawki w obszar leczony i ochrona wrażliwych narządów powoduje, że plany terapeutyczne są skomplikowane i w płaszczyźnie przekroju takiego planu występują duże gradienty dawek. Gradienty są bardzo ostre i tylko detektory o wysokiej rozdzielczości mogą być przydatne. Cechy którymi powinien się charakteryzować idealny detektor do zastosowania w radioterapii to powierzchnia obejmująca istotne fragmenty napromienianego obszaru np. obszar pionowego przekroju korpusu, co najmniej 20x20cm, rozdzielczość 1-2mm oraz liniowa odpowiedź na dawkę do maksymalnej dawki frakcji. Czułość systemu z folią danego typu będzie odpowiadać takiemu zakresowi dawek promieniowania, w zakresie których odpowiedź detektora jest liniowa z dawką, odpowiedź będzie taka sama dla różnych energii mieszanego promieniowania i sygnał od detektora zmieści się w zakresie dynamicznym kamery CCD w danym układzie drogi optycznej. Wobec tych limitów czułość detektorów

dwu różnych typów w postaci folii przeznaczonych do zastosowania w kontroli jakości wiązek i planów w terapii mieści się w zakresie

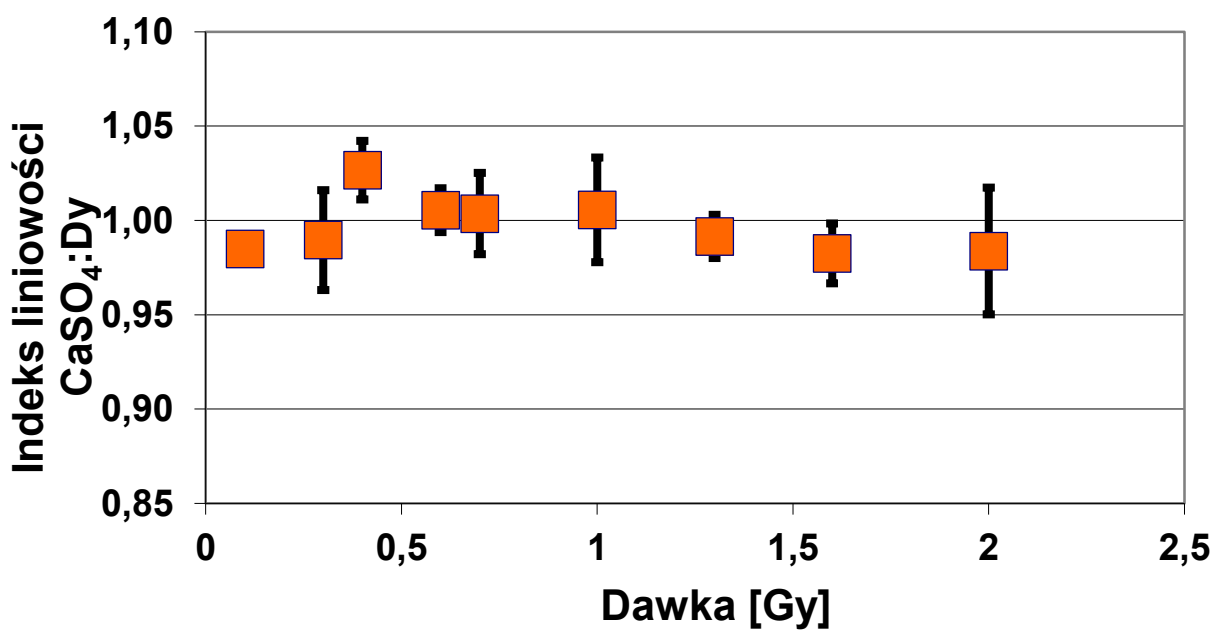
- LiF:Mg, Cu, P od 500 mGy do 20Gy
- CaSO₄:Dy od 100mGy do 2Gy

Podstawowym kryterium, które uwzględniono do wyznaczenia zakresu czułości był indeks liniowości, który określa czy odpowiedź detektora na jednostkę dawki w danym zakresie dawek jest liniowa. Dolny limit pomiarowy detektorów jest powiązany z minimalną mierzalną dawką, a limit górny to maksymalny sygnał, który nie powoduje wysycenia sensora CCD w kamerze.

Indeks liniowości został wyznaczony poprzez napromienienie detektorów powierzchniowych o rozmiarze 5x5 promieniowaniem pochodzącym ze źródła ⁶⁰Co aparatu Theratron 780 i odczytaniu ich na czytniku laboratoryjnym. Indeks liniowości wyznaczono na podstawie formuły przedstawionej w rozdziale 3.2, w stosunku do średniej z wszystkich pomiarów. Kryterium akceptowalne to 5% odchylenia od liniowości.

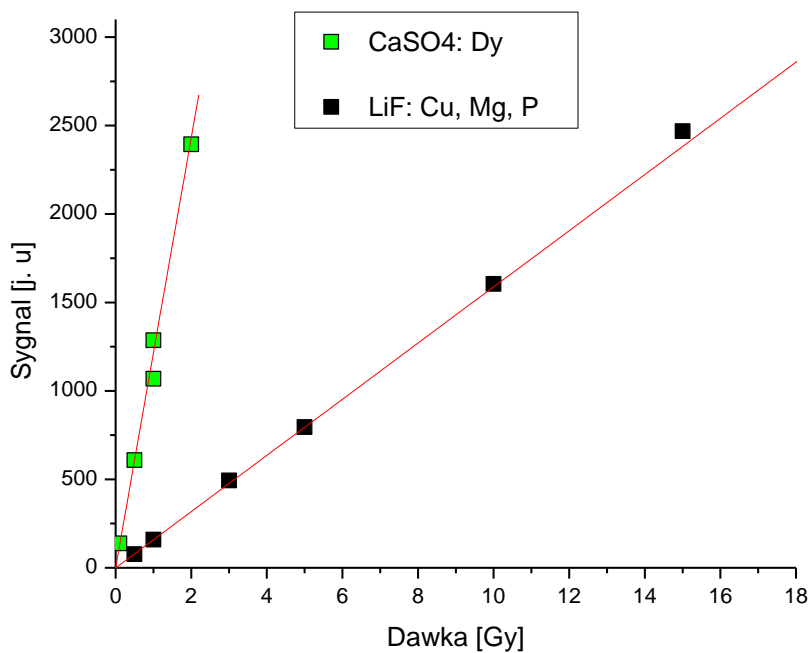


Rys. 46. Wykres indeksu liniowości dla detektorów powierzchniowych typu LiF:Mg,Cu,P.



Rys. 47. Wykres indeksu liniowości dla detektorów powierzchniowych typu CaSO₄:Dy

Z przeprowadzonych pomiarów odpowiedzi folii termoluminescencyjnych na dawkę i obranych kryteriów wynika, że najczulsze na promieniowanie są folie wykonane z CaSO₄:Dy (Rys. 48) i posiadają mniejsze wartości odchyłeń indeksu liniowości w porównaniu z foliami z LiF:Mg, Cu, P. [KŁOSOWSKI 2014]



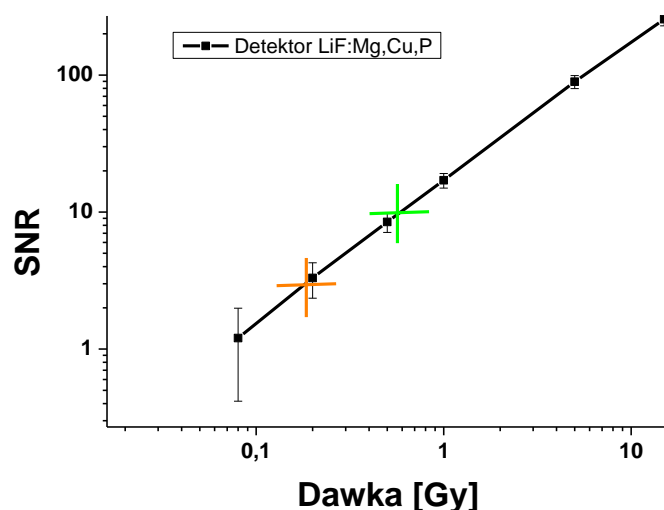
Rys. 48. Porównanie odpowiedzi na dawkę (Co-60) dwu typów folii termoluminescencyjnych.

Niższe odstępstwa indeksu liniowości CaSO₄:Dy wynikają z faktu, że ich zakres pomiarowy jest węższy i wynosi tylko 1,9Gy w stosunku do folii z LiF:Mg, Cu, P, których zakres wynosi 19,5 Gy i wykracza już poza zakres liniowości luminoforów [OLKO 2006b].

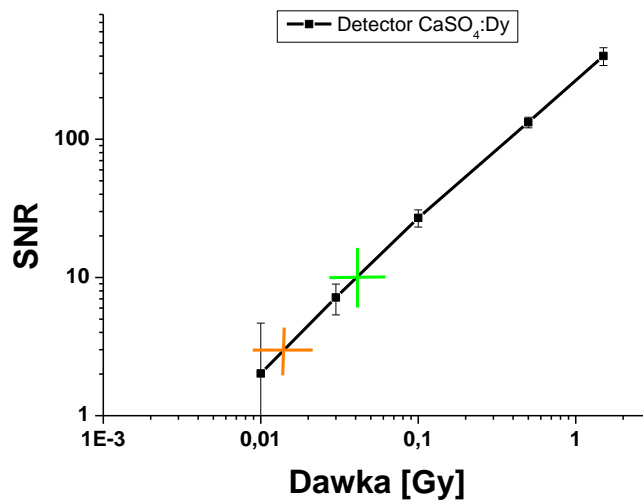
Limity detekcji

Górny limit detekcji jest związany z wysyceniem się sensora CCD podczas rejestracji sygnału od detektora. Jeśli zostaje przekroczony górny próg detekcji kamery związany z zakresem dynamiki sensora, to sygnał przestaje być rejestrowany. W przypadku czytnika z kamerą PCO Sensicam o zakresie dynamicznym 12 bitów, wysycenie sensora następuje po przekroczeniu 4096 zliczeń na piksel. Natomiast w czytniku „klinicznym” posiadającym kamerę Hamamatsu i zakres dynamiczny 16 bitów, wysycenie sensora następuje po przekroczeniu 65536 zliczeń i podobnie jest w kamerze ATIK. Odpowiada to dawce 24 Gy promieniowania gamma ⁶⁰Co detektora z LiF:Mg, Cu, P oraz 2,4 Gy detektora CaSO₄:Dy.

Dolny limit detekcji to najniższy sygnał jaki można zmierzyć przy pomocy dwuwymiarowego systemu dozymetrycznego. Jest on określony stosunkiem sygnału do szumu (Signal-To-Noise Ratio (SNR)). Najniższy limit detekcji założono przy stosunku sygnału do szumu SNR=3:1, natomiast limit pomiarowy dla SNR=10:1. Na poniższych rysunkach zostały przedstawione wartości parametru SNR w zależności od dawki dla dwu typów detektorów i oznaczono wartości dla SNR=3 i SNR=10. Detektory LiF::Mg,Cu,P posiadają limit detekcji 0,19Gy i limit pomiarowy 0,55Gy dla promieniowania gamma od ⁶⁰Co a detektory powierzchniowe z CaSO₄:Dy limit detekcji 0,015Gy i limit pomiarowy 0,04Gy.



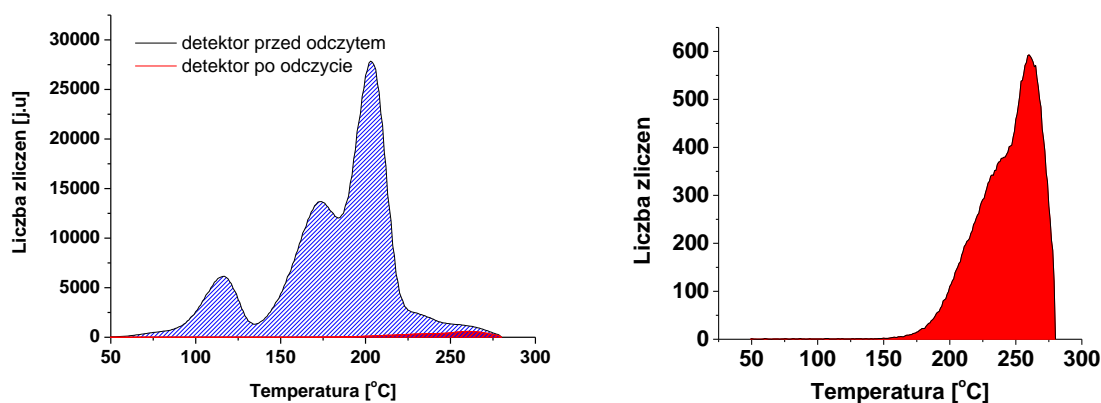
Rys. 49. Stosunek sygnału do szumu dla folii z LiF:Mg,Cu,P napromienionej na źródle ⁶⁰Co i odczytanej na czytniku klinicznym. Krzyżkami zaznaczono limity detekcji (zielonym, kiedy SNR = 10 i pomarańczowym, kiedy SNR = 3)



Rys. 50. Stosunek sygnału do szumu dla folii z $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ napromienionej na źródle ^{60}Co i odczytanej na czytniku klinicznym. Krzyżykami zaznaczono limity detekcji (zielonym, kiedy $\text{SNR} = 10$ i pomarańczowym, kiedy $\text{SNR} = 3$)

Pozostałość po odczycie

Ze względu na ograniczoną wytrzymałość temperaturową polimerów z których wykonane są folie termoluminescencyjne, detektorów nie można odczytywać powyżej temperatury topnienia polimerów. Zakres temperaturowej emisji światła luminoforów może być wyższy od temperatury topnienia polimerów (np. obecne w krzywej TL piki wysokotemperaturowe), co powoduje, że po odczycie sygnał może nie być w pełni usunięty i wpływać na kolejny odczyt z użyciem tego samego detektora.



Rys. 51. Krzywe termoluminescencyjne folii 2D TL typu $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Cu},\text{P}$ przed odczytem właściwym i po odczycie w czytniku powierzchniowym (po prawej powiększenie czerwonego obszaru z wykresu po lewej).

Pozostałość sygnału po odczycie zbadano przy użyciu czytnika powierzchniowego oraz czytnika klasycznego. Detektor powierzchniowy LiF:Mg,Cu,P napromieniono maksymalną dawką 20Gy i wycięto z niego fragment o kształcie pastylki, który odczytano na klasycznym czytniku TL. Następnie cały detektor odczytano na czytniku powierzchniowym. Z odczytanego detektora ponownie wycięto krążki o rozmiarze pastylki i odczytano na klasycznym czytniku TL. Z pomiarów tych określono pozostałość po odczycie na maksymalnie 1,5% dawki początkowej detektora z LiF:Mg,Cu,P. Badanie pozostałości po odczycie detektorów CaSO₄:Dy wykazało, że ilość pozostałego sygnału wynosiło maksymalnie 2%.

Dwa czynniki mają wyraźny wpływ na zmianę czułości folii termoluminescencyjnych, czas oraz sposób użytkowania detektorów. Został także zaobserwowany ciekawy efekt związany z pierwszym napromienieniem detektora typu LiF:Mg,Cu,P tzw. efekt pierwszej dawki.

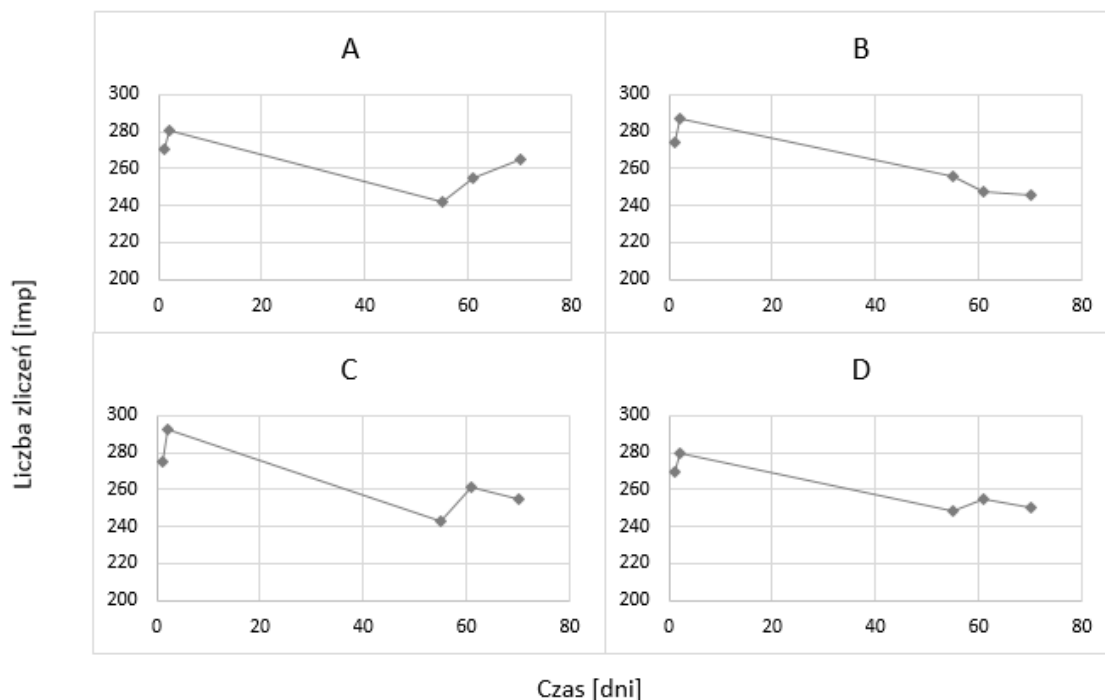
Efekt pierwszej dawki

Zaobserwowano, że w pierwszym odczycie detektora po produkcji sygnał otrzymany dla jednostki dawki jest niższy od sygnału późniejszych odczytów. Efekt ten jest znaczny i dla detektorów wykonanych z LiF:Mg,Cu,P może wynieść nawet 20%. Przyczyny tego zjawiska nie jest jak dotąd jasne, tym niemniej do procedury postępowania z detektorami, wprowadzono wstępne napromienienie i odczyt detektorów, zanim przeznaczy się je do właściwych pomiarów.

Utrata czułości folii LiF:Mg,Cu,P w czasie

W procesie przygotowania luminoforu LiF:Mg,Cu,P do wytwarzania folii, substancja jest wygrzewana w podwyższonej temperaturze 600°C przez 30 min. Powoduje to niemal dziesięciokrotne zwiększenie czułości tego luminoforu. Z kolei w procesie formowania folii luminofor ten jest wygrzewany w temperaturze 275°C. Jest to temperatura tylko o 5 stopni niższa od temperatury, w której następuje gwałtowny spadek czułości MCP-N. Proces przygotowania LiF:Mg,Cu,P do produkcji folii oraz jej formowanie wpływają na stabilność czułości na promieniowanie. Okazuje się, że detektor w niedługim odstępie czasu po produkcji ma wyższą czułość na promieniowanie, niż ten sam detektor użyty po pewnym czasie. Efekt spadku czułości w czasie od produkcji do odczytu oraz zmiana w czułości po pierwszym napromienieniu (efekt pierwszej dawki) pokazuje Rys. 52.

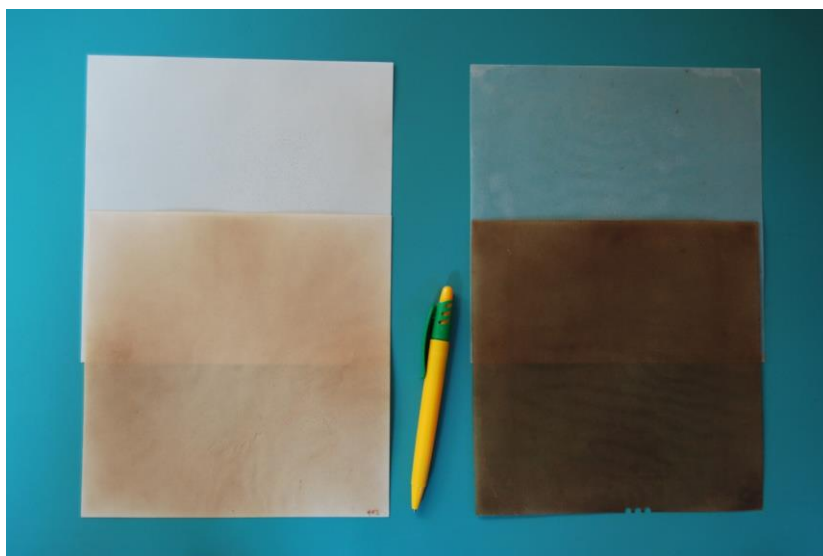
Zmiana czułości detektorów w zależności od czasu



Rys. 52. Zmiana czułości czterech detektorów z LiF:Mg,Cu,P w czasie od produkcji do użycia. Na początku każdego wykresu widoczny jest skok czułości tzw. efekt pierwszej dawki.

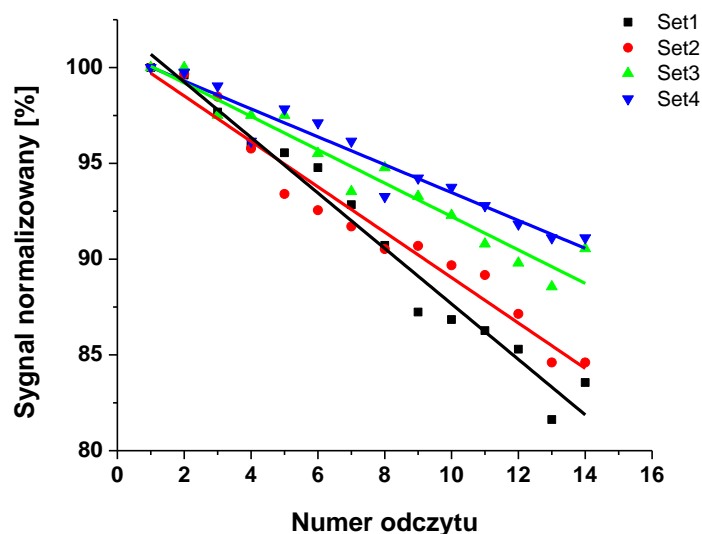
Utrata czułości wynikająca z użytkowania detektorów 2D TL

Na powtarzalność wyników odczytu detektorów a tym samym na czułość, wpływa sposób ich użytkowania. Jedną z zalet folii TL jest możliwość wielokrotnego użycia detektorów w pomiarach. Cykl pomiarowy składa się następujących czynności: anilacji detektora, napromieniania, anilacji po ekspozycji oraz odczytu. Pomiędzy tymi czynnościami detektor jest transportowany i zwykle dotykany rękoma. Po wielokrotnym cyklach pomiarowych zauważalne jest znaczne zużycie detektorów, czego wyrazem jest wyraźne ciemnienie powierzchni. Na rysunku 53 pokazano detektory tuż po produkcji (w górnym rzędzie) oraz po kilkudziesięciokrotnym cyklu pomiarowym (w dolnym rzędzie). Zmiany w zabarwieniu detektorów są spowodowane utlenianiem się zanieczyszczeń organicznych pokrywających detektor. Przyczyną tego jest to, że folie polimerowe łatwo się elektryzują i przyciągają zanieczyszczenia z powietrza, które osiadają na powierzchni. Jednocześnie podczas kontaktu z dłońmi użytkownika na detektorze pozostają niewidoczne ślady, w podobny sposób jak odciski palców.



Rys. 53 Wygląd folii po produkcji (górny rząd) oraz powielokrotnym użyciu (dolny rząd). Po lewej folie $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, po prawej folie $\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$

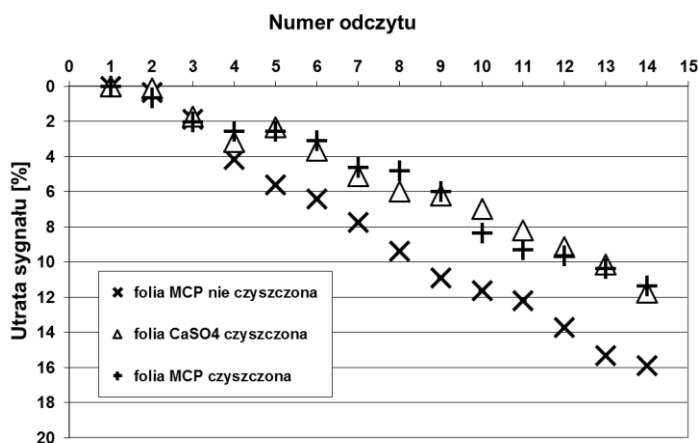
Wszelkie zanieczyszczenia powierzchni, które nie zostaną usunięte przy pomocy rozpuszczalnika, utleniają się w podwyższonej temperaturze podczas odczytu, stopniowo przyciemniając detektor. Jednym ze sposobów zapobiegania ciemnieniu detektorów jest używanie rękawiczek podczas dotykania detektora i ich transport w zamkniętych opakowaniach. O tym jak ważne jest używanie ochrony dłoni w kontakcie z detektorem przekonuje nas Rys 54, gdzie na przykładzie detektorów foliowych z MCP-N pokazano szybkość zaniku sygnału w zależności czy detektor był dotykany rękoma czy nie (dla detektorów powierzchniowych z $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ dane powtarzalności można znaleźć w [KLOSOWSKI 2010]).



Rys. 54. Wyniki powtarzalności dla czterech detektorów różnie traktowanych. (Set 1. dotykany i anilowany; Set 2. dotykany i nieanilowany; Set 3. niedotykany i anilowany; Set 4. niedotykany i nieanilowany)

Z powyższego wykresu można odczytać, że używanie rękawiczek, które zapobiegają przeniesieniu zanieczyszczeń z dłoni na detektor sprawia, że spadek czułości jest o około 15% mniejszy po kilkunastu odczytach niż dla detektorów dotykanych bezpośrednio. Również ilość cykli grzania (np. anilacji) wpływa na spadek czułości, im ich więcej, tym spadek czułości jest wyraźniejszy.

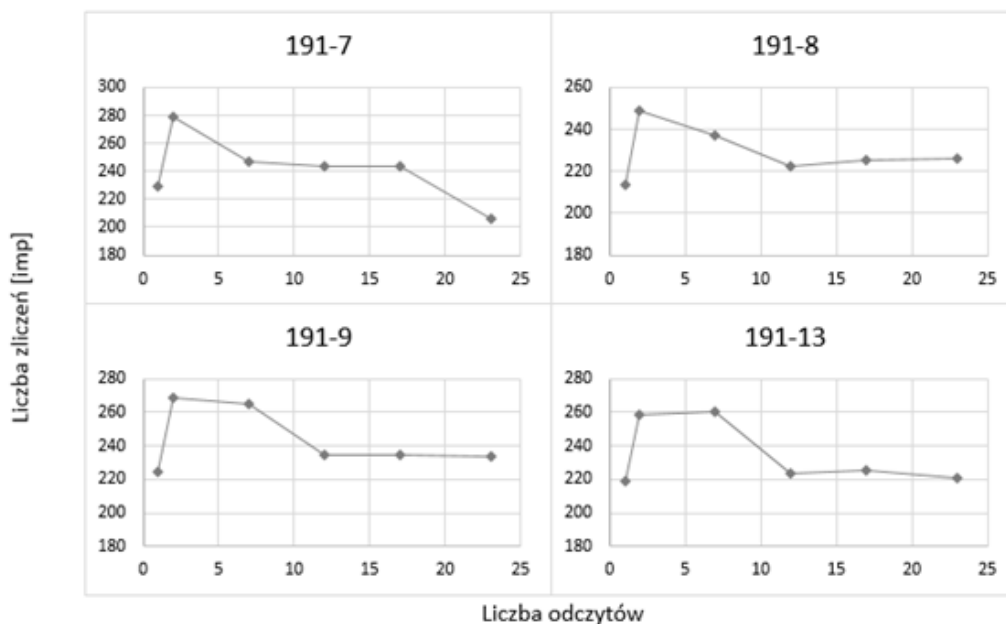
Najlepszą metodą pozwalającą ograniczyć szybkość spadku czułości detektorów powierzchniowych jest każdorazowe czyszczenie detektora rozpuszczalnikiem (odtłuszczaczem) przed każdym procesem w którym detektor jest wygrzewany (anilacji i odczyt). Detektor należy przetrzeć bezpyłową ściereczką nasączoną w rozpuszczalniku (aceton lub 2-propanol). Na Rys. 55 pokazano wpływ czyszczenia detektora na powtarzalność odczytów. Niewątpliwie stopień utraty sygnału spowodowany zanieczyszczeniami jest mniejszy dla detektorów czyszczonych lecz nie jest całkowicie zredukowany.



Rys. 55. Wpływ czyszczenia detektorów 2D TL na utratę czułości.

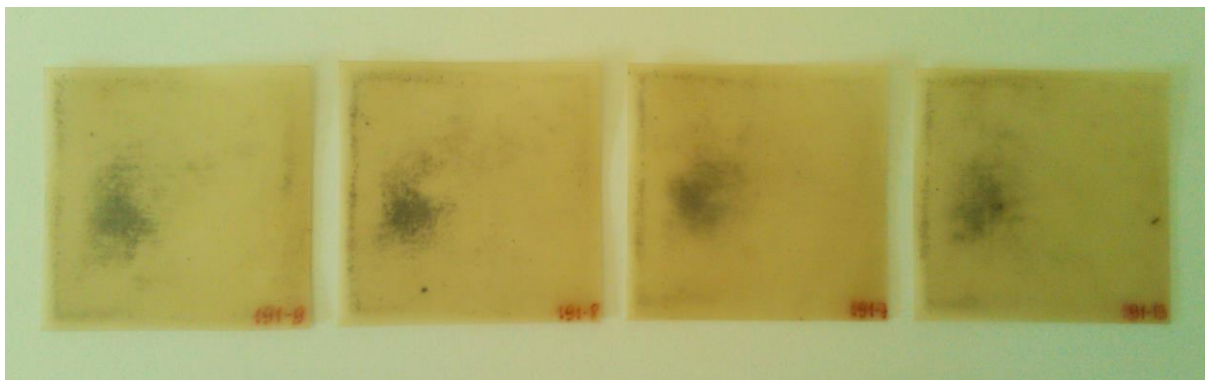
Prawdopodobną przyczyną dla której nie udaje się usunąć całkowicie zanieczyszczeń są kryształy twardego luminoforu które wystają z powierzchni folii. Udało się to zniwelować stosując laminowanie powierzchni detektora. Laminowanie polegało na wykonaniu bardzo cienkich folii z tego samego polimeru co folia właściwa, a następnie zgrzaniu ich z obu stron folii z luminoforem. Tym sposobem powierzchnia detektora nie zawiera wystających kryształów i łatwiej wyczyścić wszelkie zanieczyszczenia. Na wykresach poniżej (Rys. 56) przedstawiono szybkość zaniku sygnału w kolejnych cyklach odczytowych dla detektorów powlekanych (laminowanych) folią z czystego polimeru. Po kilkunastu cyklach sygnał się stabilizuje.

Zmiana czułości detektorów w zależności od liczby odczytów



Rys. 56. Zmiana czułości czterech laminowanych detektorów z LiF:Mg,Cu,P w zależności od liczby odczytów.

Minusem powlekania folię detektorów jest ich zwiększona adhezja do podłoża grzałki i przenoszenie zanieczyszczeń na folię od strony grzałki (Rys. 57).

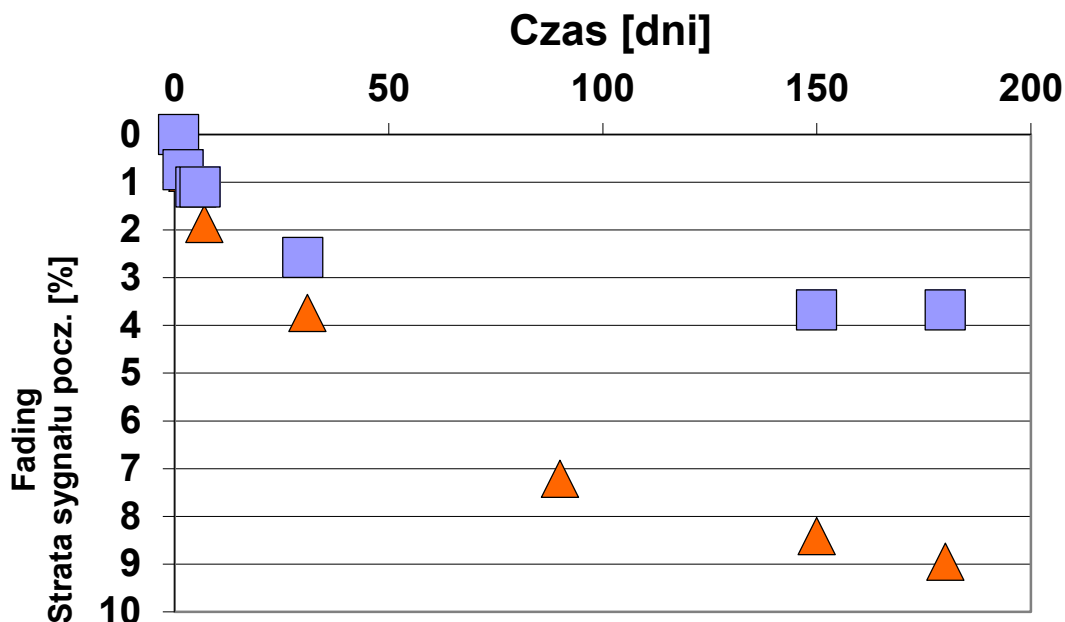


Rys. 57. Widok detektorów laminowanych po kilkudziesięciu odczytach. Ciemne plamy to zanieczyszczenia od grzałki, które nie mają znacznego wpływu na czułość.

19.2. Fading folii 2D

Fading jest nieintencjonalną utratą sygnału termoluminescencyjnego [BOS 2001]. Detektory termoluminescencyjne charakteryzują się utratą sygnału w czasie od napromienienia do odczytu. Źródłem tego są stochastyczne procesy termiczne, które powodują że nawet w temperaturze pokojowej istnieje prawdopodobieństwo uwolnienia się ładunków z pułapek elektronowych i ich rekombinacja z dziurą. Z czasem spadek liczby

pułapkowanych ładunków powoduje zmniejszenie się sygnału po odczycie. Inną przyczyną utraty sygnału TL może być duża wrażliwość na światło (np. słoneczne). Luminofory z materiały takich jak CaF_2 i CaSO_4 są szczególnie wrażliwe na światło [JOHNSON 2012], [OBERHOFER 1992].

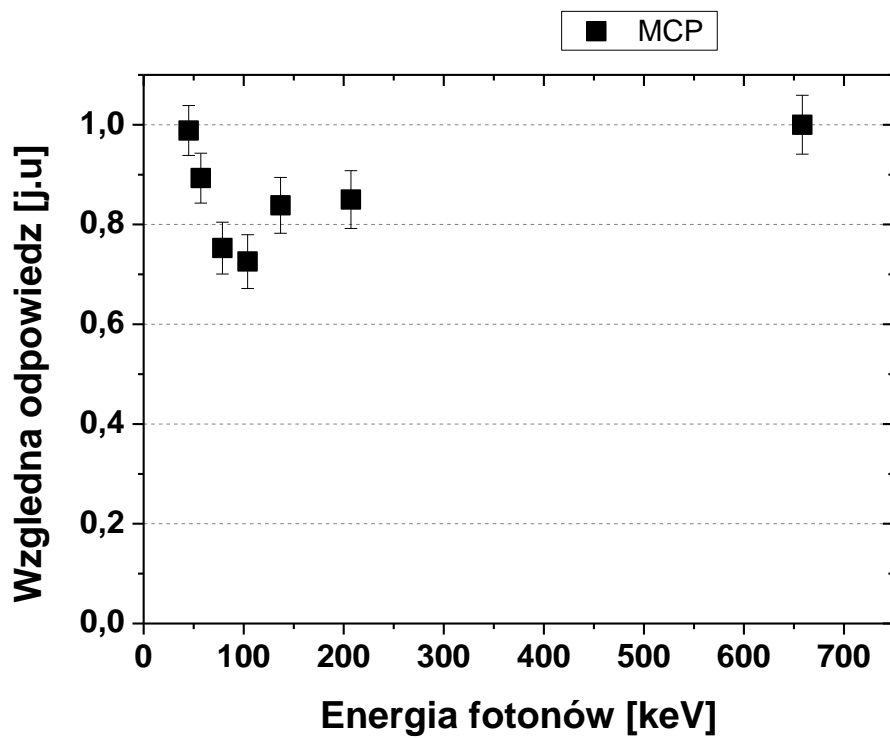


Rys. 52. Fading detektorów powierzchniowych wykonanych z LiF:Mg,Cu,P (kwadraty) oraz $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (trójkąty) [Kłosowski 2014]

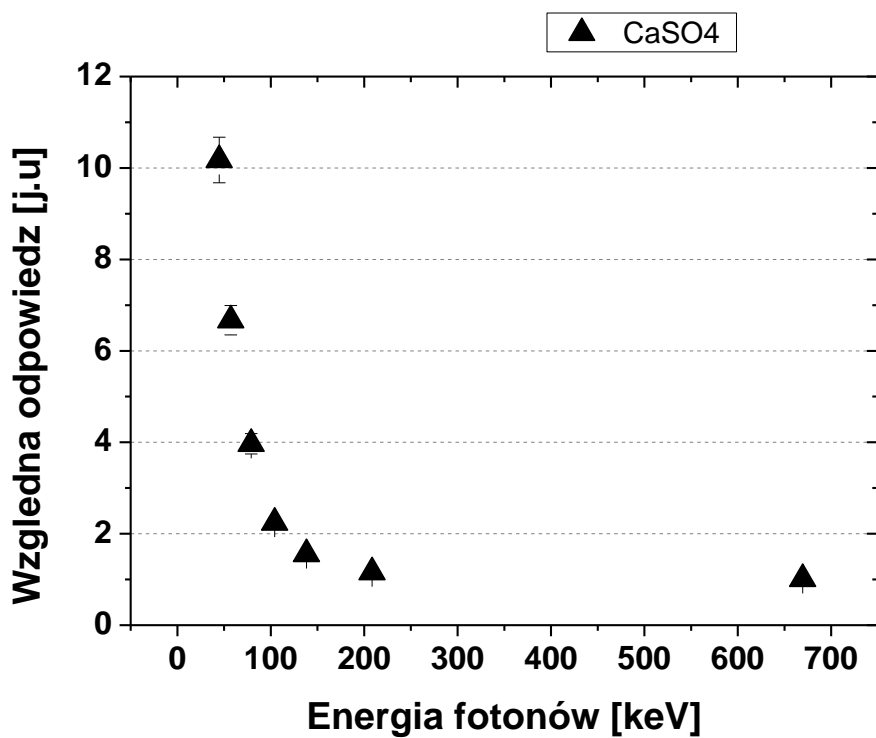
W przypadku folii termoluminescencyjnych fading jest tylko jednym z kilku czynników prowadzącym do utraty sygnału, jaki musimy uwzględnić we pomiarów rozkładu dawki przy ich pomocy.

19.3. Zależność energetyczna folii w polach fotonowych

Zależność energetyczną folii termoluminescencyjnych w zakresie niskich energii 45keV – 208keV wyznaczono we wzorcowym polu promieniowania rentgenowskiego według normy PN-ISO 4037-1:2002. Odpowiedź energetyczną obliczono na podstawie definicji przedstawionej w rozdziale 3.4 względem promieniowania gamma od Cs-137. Detektory powierzchniowe o wymiarze 3 cm x 3cm napromieniano w szerokim polu promieniowania o energiach: 45 keV (W-60), 57 keV (W-80), 79 keV (W-110), 104 keV (W-150), 137 keV (W-200) and 208 keV (W-300) i odczytano na czynniku klinicznym. Wynik pomiarów przedstawiono na rysunkach 53 i 54.



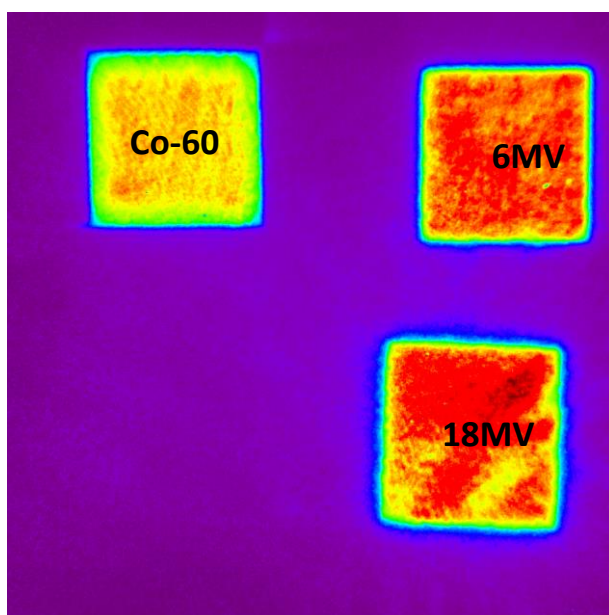
Rys. 53. Odpowiedź detektora powierzchniowego typu LiF:Mg,Cu,P w zakresie niskich energii fotonów względem promieniowania gamma Cs-137



Rys. 54. Odpowiedź detektora powierzchniowego typu CaSO₄:Dy w zakresie niskich energii fotonów względem promieniowania gamma Cs-137

Względna (w stosunku do Cs-137) odpowiedź detektorów powierzchniowych obu typów jest taka sama jak dla czystych materiałów termoluminescencyjnych pokazanych na rysunkach 11 i 12. Jedyne niewielkie odstępstwo jest dla materiału LiF:Cu,Mg,P przy energii 100keV. Przy tym zakresie odpowiedź folii TL jest o 0,08 jednostki niższa od czystego materiału [KOPEC 2013]. Właściwości folii z LiF:Cu,Mg,P w polu bardzo miękkiego promieniowania X (1,1 keV oraz 5,9 keV) można znaleźć w publikacji [KRASA 2007].

Odpowiedź na wysokie energie fotonów o wartości nominalnej 6MV i 18MV generowane w akceleratorze medycznym Varian CLINAC 2300 oraz promieniowania gamma od Co-60 są różne dla obydwu typów detektorów. Detektory powierzchniowe o wymiarach 20cm x 20cm zostały napromienione trzema różnymi polami każdy (przykład na Rys. 55).



Rys. 55. Wynik odczytu detektora powierzchniowego LiF:Mg,Cu,P napromienionego jednakową dawką fotonów o różnej energii.

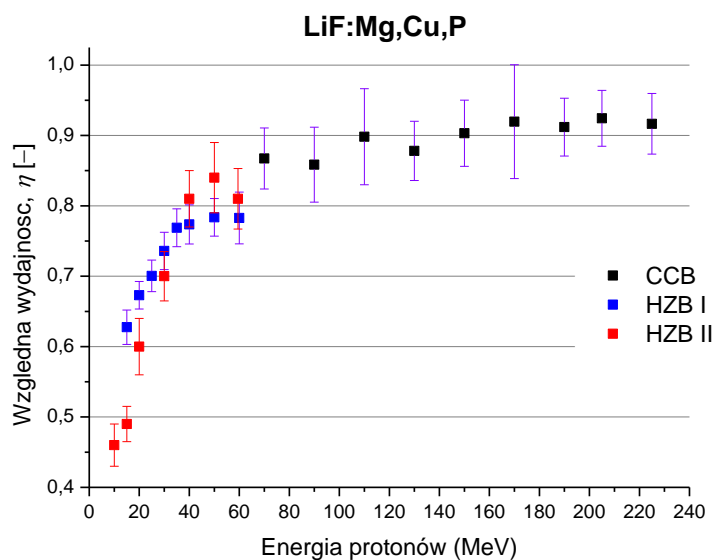
Względem promieniowania gamma pochodzącego od źródła Co-60, detektory typu LiF:Mg,Cu,P wykazują średnią odpowiedź wyższą o 15% dla obu energii nominalnych 6MV i 18MV, natomiast dla detektorów typu CaSO₄:Dy średnia odpowiedź dla fotonów 6MV jest wyższa o 26,5%, a dla fotonów 18MV o 22,9%. Więcej informacji można znaleźć w pracy magisterskiej Pani Dominiki Kędzierskiej [KĘDZIERSKA 2010].

19.4. Zależność energetyczna folii w wiązkach protonów i jonów węgla

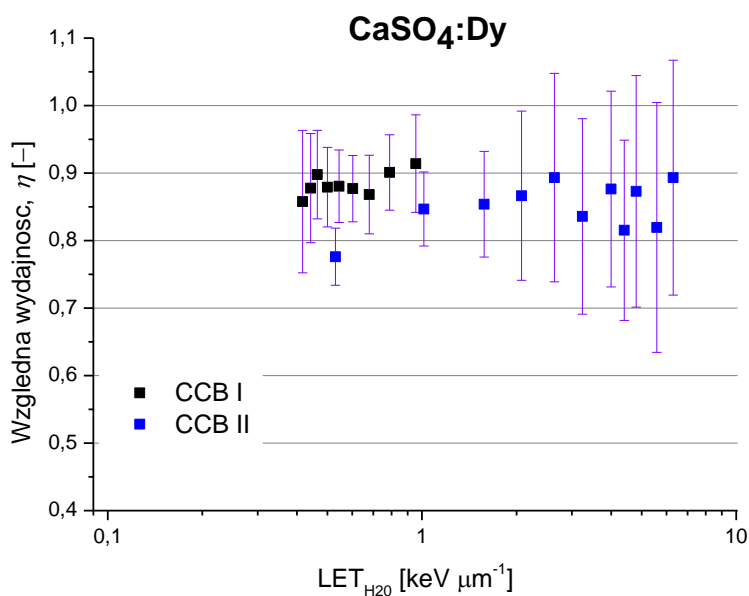
Protony

Pomiary zależności energetycznej folii termoluminescencyjnych zostały przeprowadzone w kilku osobnych eksperymentach z wykorzystaniem wiązek protonowych w Helmholtz–Zentrum w Berlinie oraz w Centrum Cyklotronowym Bronowice Instytutu Fizyki Jądrowej PAN w Krakowie. W pierwszym ośrodku badano detektory typu

LiF:Mg,Cu,P w zakresie energii do 60 MeV, w drugim detektorzy typu LiF:Mg,Cu,P i CaSO₄:Dy do energii 225 MeV.



Rys. 56. Względna wydajność energetyczna detektorów powierzchniowych typu LiF:Mg,Cu,P napromienianych wiązką protonów w trzech niezależnych eksperymentach (czarny – w Centrum Cyklotronowym Bronowice, czerwony -- Helmholtz–Zentrum w Berlinie [PTASZKIEWICZ 2010] i niebieski – drugi eksperyment Helmholtz–Zentrum w Berlinie).

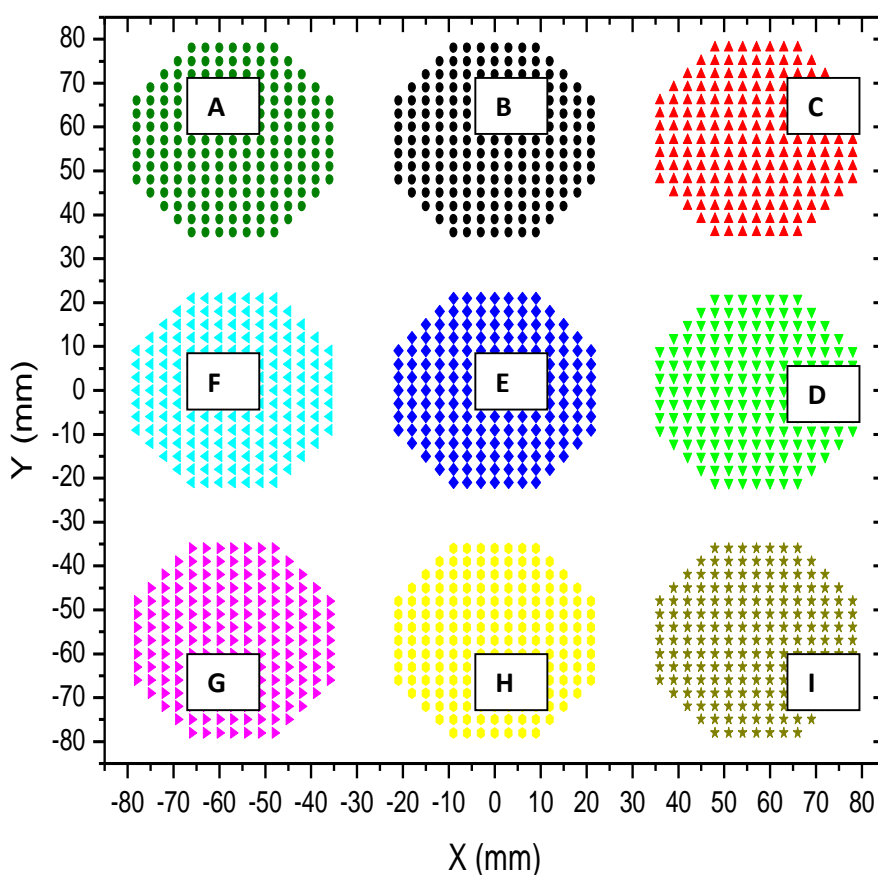


Rys. 57. Względna wydajność energetyczna detektorów powierzchniowych typu CaSO₄:Dy napromienianych wiązką protonów w dwóch niezależnych eksperymentach w Centrum Cyklotronowym Bronowice. Duże wartości niepewności dla LET>2keV/μm wynikają z niepewności pozycjonowania detektora w obszarze pików Bragga.

Odpowiedź na dawkę detektorów powierzchniowych wykonanych z LiF:Mg,Cu,P jest wysoce zależna od energii protonów. Ta zależność jest szczególnie wyraźna dla niskich energii, czyli cząstek o wysokim LET (Liniowy współczynnik przenoszenia energii) kiedy wydajność zmienia się o 50% w zakresie 10MeV do 100MeV (Rys. 56). Detektory wykonane z CaSO₄:Dy nie wykazują większej zmienności w wydajności energetycznej dla tego typu promieniowania. Ich wydajność zmienia się pomiędzy 0,8 a 0,9 względem Co-60

Jony węgla

Zależność energetyczną detektorów powierzchniowych z LiF:Mg,Cu,P badano z użyciem wiązki węglowej w Instytucie Ciężkich Jonów w Darmstadt (GSI) [KLOSOWSKI 2008], Niemcy. Folia o wymiarach 20cm x 20cm została napromieniona wiązką skanującą w sposób pokazany na rys. 58. Każde z dziewięciu pól ośmiokątnych zostało napromienione tak, aby uzyskać jednorodne pole o dawce 5Gy. Każde pole napromienione zostało inną energią jonów ¹²C (Tabela 11).

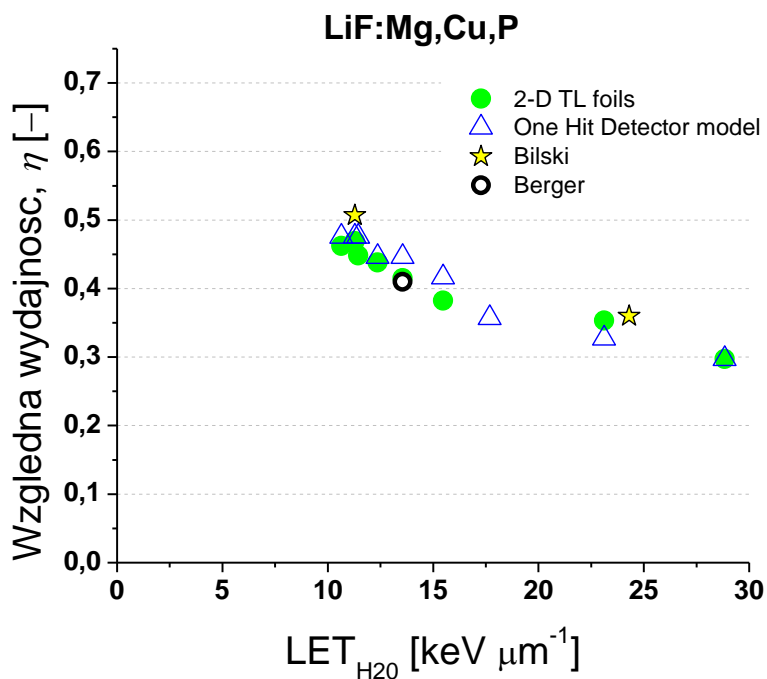


Rys. 58. Schemat napromieniania folii LiF:Mg,Cu,P skanującą wiązką węglową.

Tabela 11. Parametry wiązki użytej do napromieniania folii LiF:Mg,Cu,P.

Oznaczenie pola napr.	Energia ^{12}C MeV/u	LET [keV/ μm]	Fluencja (ions/point)	Dawka (Gy)	Średnica wiązki \varnothing (mm)
A	430,1	10,35	3,109 E7	5	9,0
B	380,97	10,96	2,928 E7	5	9,2
C	369,64	11,13	2,883 E7	5	9,2
D	319,02	12,02	2,668 E7	5	9,5
E	270,55	13,19	2,425 E7	5	9,4
F	218,52	15,04	2,134 E7	5	8,8
G	170,66	17,69	1,803 E7	5	8,2
H	120,45	22,6	1,402 E7	5	8,1
I	88,83	28,4	1,108 E7	5	8,8

Przed odczytem detektor został pocięty na dziewięć fragmentów i każdy z nich został oddzielnie odczytany na czytniku laboratoryjnym. Odczytane detektory wykorzystano do napromieniań kalibracyjnych z użyciem Co-60, względem którego obliczono wydajność.



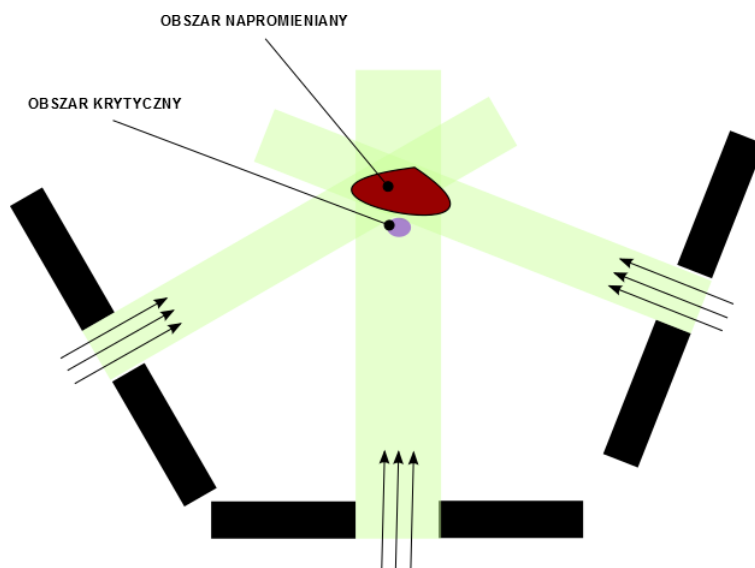
Rys. 59. Wydajność folii z LiF:Mg,Cu,P na jony węgla względem Co-60

Otrzymane wyniki wydajności folii LiF:Mg,Cu,P na jony węgla zgadzają się bardzo dobrze z wcześniejszymi badaniami prowadzonymi przez [BILSKI 2006] i [BERGER 2006] dla detektorów w postaci pastylek, oraz są zgodne z modelem dozymetrycznym One Hit Detector zaprezentowanym przez [OLKO 2004]

20. Przykłady zastosowań dozymetrii 2D w radioterapeutycznych polach fotonowych

20.1. Napromienianie techniką 3D-CRT w fantomie oka

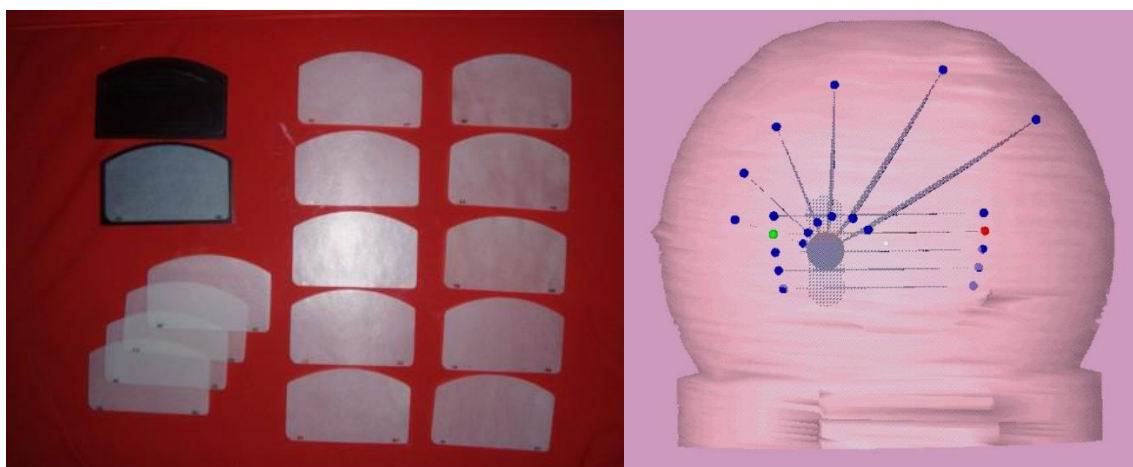
Jednym z najczęściej występujących nowotworów gałki ocznej jest czerniak (uveal melanoma). W leczeniu pacjenta z tym typem nowotworu oprócz enukleacji można zastosować brachyterapię lub terapię przy pomocy wiązki protonowej lub fotonowej. Użycie wiązki protonowej ma tę zaletę, że charakteryzuje się ściśle określonym zależnym od energii zasięgiem, co pozwala chronić wrażliwe obszary nienowotworowe (obszary krytyczne) przed dostarczeniem do nich dużej dawki (Rys. 60). Promieniowanie fotonowe, które nie posiada charakterystycznego dla wiązek jonowych piku Bragga, musi być dostarczone do obszaru leczonego z wielu kierunków. Do precyzyjnego napromieniania bardzo małych obszarów, jak np. nowotwory w oku, stosuje się klasyczną konformalną technikę napromieniania (3D-CRT) oraz specjalne kolimatory. Konformalna technika napromieniania polega na podaniu dawki promieniowania w obszar leczony z wielu kierunków poprzez odpowiednio dobrany kształt kolimatora. W przypadku tej techniki pole promieniowania przechodzące przez kolimator jest jednorodne w trakcie napromieniania (Rys. 60).



Rys. 60. Schemat klasycznej konformalnej techniki radioterapii (3D-CRT)

Pole promieniowania wytwarzane podczas napromieniania tą techniką charakteryzuje się bardzo wysokimi gradientami dawki i skomplikowanym kształtem, dlatego istotna jest eksperymentalna weryfikacja zaplanowanego rozkładu pola. Najczęściej weryfikacja taka

dokonywana jest przy pomocy folii radiochromowych, lecz są one jednorazowego użytku. Przydatność detektorów wielorazowego użytku testowano do obrazowania rozkładu dawki przestrzennej w napromienianiu nowotworów oka. Eksperyment przeprowadzono w Tübingen, gdzie przy pomocy wąsko skolimowanych wiązek fotonowych 6 MV napromieniani są pacjenci. W eksperymencie użyto kulistego fantomu z polimetakrylanu metylu (PMMA), w którym umiejscowiono wkłady z pięcioma detektorami powierzchniowymi. Każdy wkład składający się z dwu okładek posiadał miejsce na ściśle dopasowany detektor. Po złożeniu fantomu detektory były oddalone od siebie co 6 mm. Detektory i obraz fantomu pokazano na rys. 61.



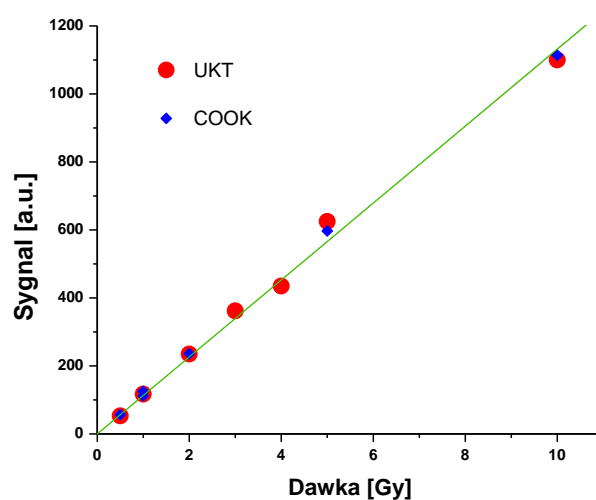
Rys. 61. Detektory powierzchniowe LiF:Mg,Cu,P wycięte w specjalny kształt dopasowujący do fantomu (po lewej). Po prawej model przestrzenny fantomu z zaznaczonymi warstwami detektorów oraz kierunkami padania wiązek fotonów z akceleratora.

Dawka w obszarze napromienianym (izocentrum) wynosiła 5Gy. Fantom z detektorami napromieniony był z sześciu kierunków. Głowica akceleratora Siemens Mevatron posiadała kolimator stożkowy (Radionics, Burlington, USA). Wykonano trzy sesje napromieniań, w których użyto wiązek o różnych średnicach, 12,5 mm, 15 mm oraz 17,5 mm. Dawka w izocentrum została zmierzona przy pomocy komory jonizacyjnej PinPoint-3D PTW typ 31016. Do celów porównawczych użyto również filmów radiochromowych oraz detektorów LiF:Mg,Ti (MTS-N, TLD 100)



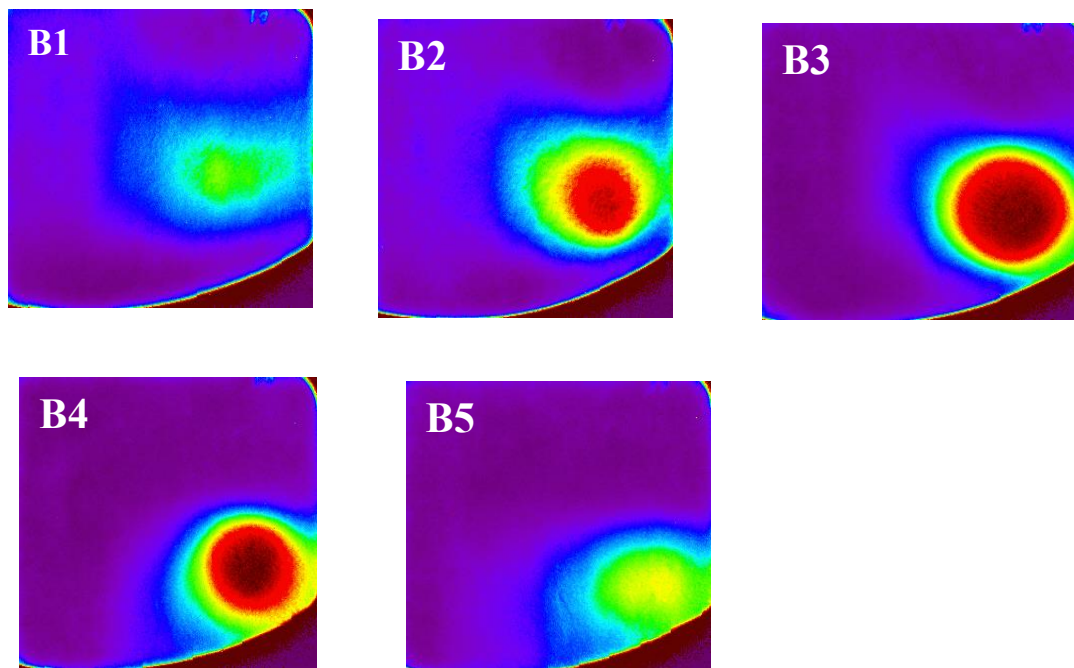
Rys. 62. Zdjęcie podczas eksperymentu z widocznym fantomem (przeźroczysta kula z PMMA i czarnym wkładem z detektorami)

Kalibrację detektorów wykonano w Centrum Onkologii w Krakowie (COOK) oraz w szpitalu uniwersyteckim w Tübingen (UKT). Detektory po napromienieniu zostały odczytane na laboratoryjnym czytniku powierzchniowym w Krakowie. Kalibracja detektorów w obu ośrodkach była zgodna (rys. 63).



Rys 63. Kalibracja detektorów powierzchniowych w ośrodku UKT w Tübingen oraz w Centrum Onkologii w Krakowie (COOK)

Wynikiem odczytów z napromieniania detektorów w fantomie z jednej sesji jest pięć obrazów rozkładu dawki. Na rys. 64 zaprezentowano odczyty z napromieniania z użyciem kolimatora 15mm.



Rys. 64. Wynik odczytu detektorów powierzchniowych LiF:Mg,Cu,P napromienionych w fantomie oka przez kolimator 15 mm. Obrazy przedstawiają jedynie fragment detektora, ponieważ przed odczytem musiały być docięte z powodu małej powierzchni grzejnej czytnika.

Najważniejszym odczytem detektora jest obraz oznaczony B3, który jest wynikiem z detektora umiejscowionego w środku pola napromieniania (izocentrum). W miejscu środkowego detektora były również wykonywane pomiary komorą jonizacyjną i detektorami TLD 100. Maksymalne dawki z eksperymentu zawiera tabela 12.

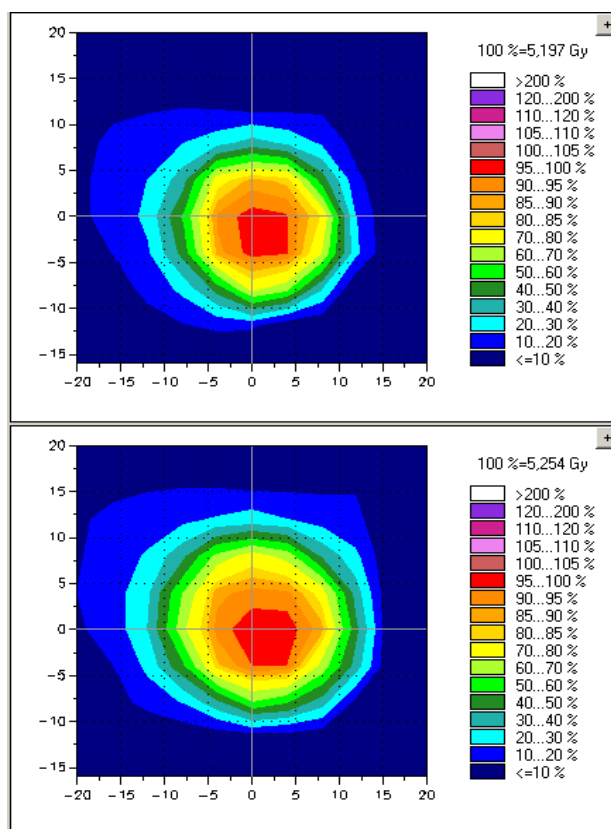
Tabela 12. Dawki maksymalne pola promieniowania wyznaczone różnymi metodami i detektorami w omawianym eksperymencie.

Oznaczenie pozycji w fantomie ^a	Dawka wyznaczona przez odpowiedni typ detektora [Gy]				
	Folia fotochromowa typ J	Folia fotochromowa typ B	Folia LiF:Mg,Cu,P	Komora jonizacyjna	MTS-N TLD 100
Kolimator 17,5mm					
U2 /a1	3,082	2,893	2,895		
U1 /a2	4,848	4,639	4,871		
M /a3	5,208	5,039	5,722	5,195	5,24
O1 /a4	5,02	4,9	5,282		
O2 /a5	4,219	4,644	3,228		
Kolimator 15mm					
u2 / b1	1,876	2,223	2,087		
U1 /b2	4,504	4,397	4,752		
M /b3	5,197	5,04	5,254	5,171	5,12
O1 /b4	4,985	4,858	5,403		
O2 /b5	3,361	3,169	3,17		
Kolimator 12,5mm					
U2 /c1	1,782	1,574	1,876		
U1 /c2	3,876	3,784	5,002		
M /c3	5,052	4,951	5,627	5,388	5,210
O1 /c4	4,669	4,726	5,21		
O2 /c5	2,038	1,893	2,126		

^a oznaczenie M – środkowy detektor, U – detektory ponad płaszczyzną napromieniania (w kierunku do źródła), O – detektory pod płaszczyzną napromieniania

W odniesieniu do pomiarów wykonanych komorą jonizacyjną najbliższym tego wyniku są dawki wyznaczone folią radiochromową typu J dla kolimatorów 17,5 mm oraz 15 mm. Dla kolimatora 12,5mm wyższą zgodność wykazały pastylki TLD 100 oraz folie termoluminescencyjne. Niezgodność foli TL jest najwyższa dla kolimatora 17,5 mm i wynosi 10%, pozostałe są niezgodne o niecałe 5% co mieści się w granicach błędów pomiarowych przy pomocy detektorów termoluminescencyjnych w postaci folii.

Porównanie wyników pomiaru rozkładu dawki przy pomocy folii radiochromowej i folii TL zostało pokazane na poniższym rys. 65. Wysoka jest zgodność obydwu pomiarów w izocentrum, natomiast im dalej od izocentrum tym dawka pokazywana przez folię TL jest wyższa.



Rys. 65. Porównanie wyników odczytu folii TL i filmu radiochromowego (na górze) z napromieniania w fantomie oka przy pomocy skolimowanej wiązki fotonów o średnicy 15mm (dolny). Wynik obrazuje środkowa warstwę w izocentrum.

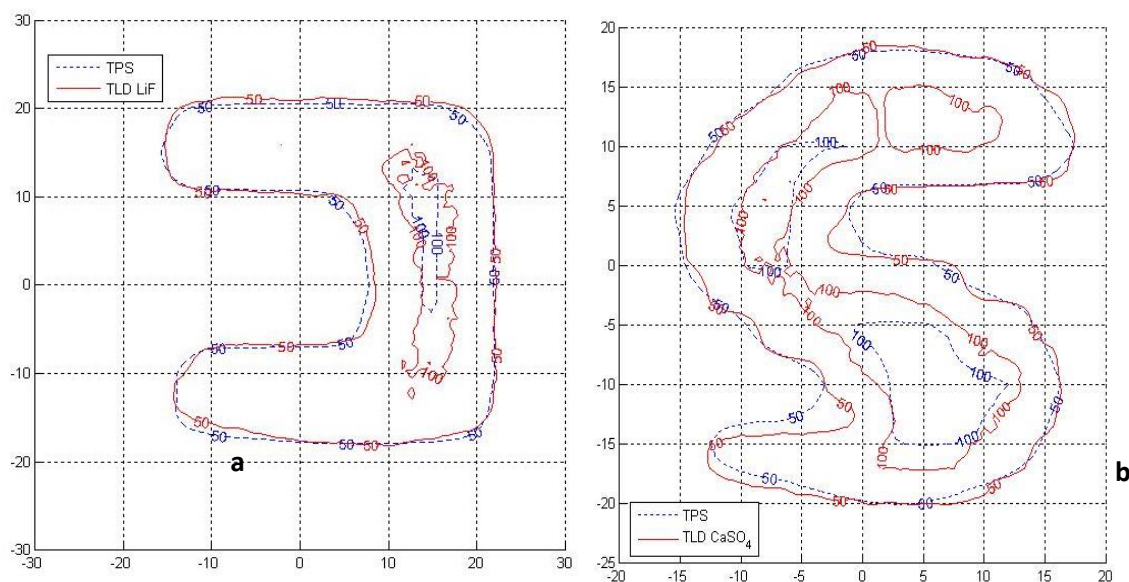
20.2. Kontrola planu terapii techniką IMRT w fantomie wodnym

W klasycznej, konformalnej metodzie radioterapii wykorzystuje się jednorodną wiązkę fotonów. Rozwinięciem tej metody jest metoda intensywnie modulowanej wiązki (IMRT), która wprowadza technikę dynamicznie zmieniającej się intensywności wiązki podawanej podczas napromieniania. Zmiana intensywności wiązki jest uzyskiwana przy pomocy kolimatora wielolistkowego, który sterowany oprogramowaniem przysłania część

poła dając w efekcie mniejszą dawkę w miejscach, które przysłaniał. Rozkłady pól promieniowania przy wykorzystaniu tej techniki są bardzo skomplikowane. Metodę tą wykorzystano w kolejnym eksperymencie [MARRAZZO 2013]. Detektory termoluminescencyjne w postaci folii zostały wykorzystane do pomiarów rozkładu dawki pola fotonowego w fantomie wodnym metoda IMRT. Fantom wodny reprezentował korpus dorosłego człowieka. Przetestowano dwa typy folii wykonanych z LiF:Mg, Cu, P oraz CaSO₄:Dy o wymiarach 50mm x 50mm. Eksperyment składał się z dwu części różniących się sposobem napromieniania. W pierwszej detektory napromieniano techniką IMRT z jednego kierunku przez kolimator wielolistkowy akceleratora, który symulował dwa kształty typu S i C. W drugiej części detektory napromieniano stereotaktycznie z wielu kątów według planu, który został sporządzony na potrzeby przetestowania detektorów.

Do pomiaru dawki referencyjnej w fantomie wodnym użyto komór jonizacyjnych Farmer NE2571 (NE Technology Ltd., Reading, UK) o objętości czynnej 0.6 cm³ oraz PinPoint® Chamber PTW 31014 (PTW, Freiburg, Germany) o objętości czynnej połączonych z elektrometrem Keithley 35040.

Napromieniania zostały przeprowadzone z użyciem akceleratora liniowego Elekta Precise LINAC wiązką fotonów 6MV. Głowica akceleratora była wyposażona w kolimator wielolistkowy (μ MLC) (DIREX MEDICAL SYSTEMS LTD., Izrael). Oprócz napromieniania detektorów polami planów terapeutycznych, napromieniono również detektory kalibracyjne. Detektory kalibracyjne umieszczano w fantomie wodnym na głębokości 12,5 cm i odległości od źródła SSD=87,5cm. Napromieniano dawkami w zakresie 0.5 - 5 Gy dla LiF:Mg,Cu,P oraz 0.1 - 2 Gy dla CaSO₄:Dy

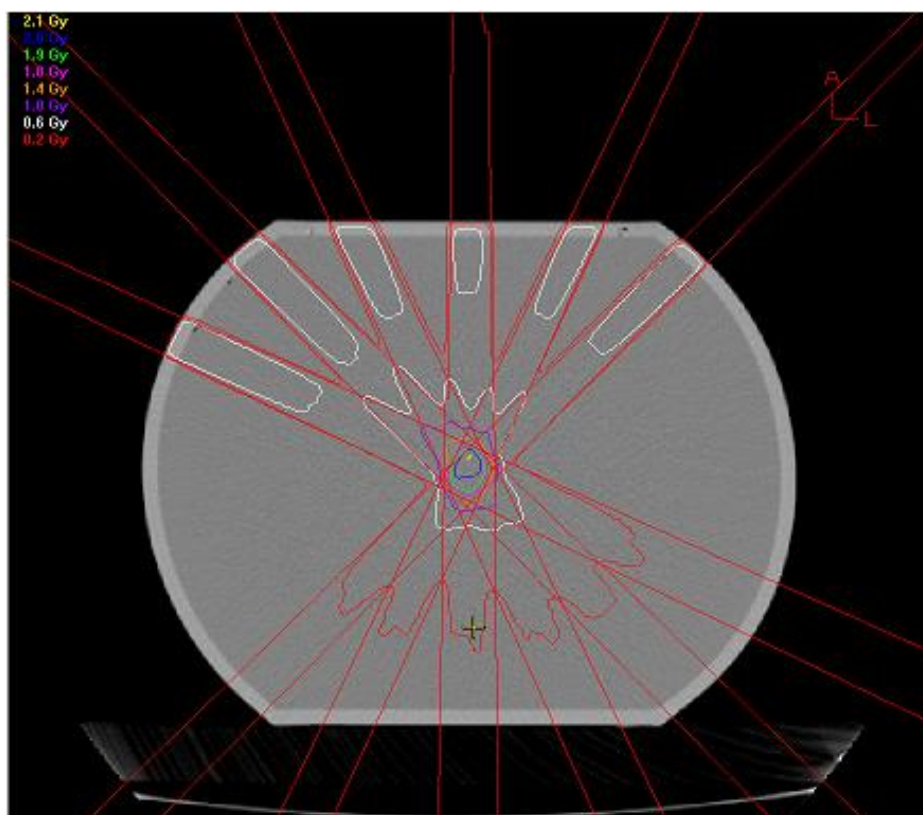


Rys. 66. Porównanie rozkładu dawki zmierzonej przy pomocy detektorów powierzchniowych z zaplanowaną planem terapeutycznym (TPS). Porównanie wykonane z użyciem izodoz reprezentujących 100% oraz 50% dawki dla detektora z LiF:Mg, Cu, P (a) oraz CaSO₄:Dy (b).

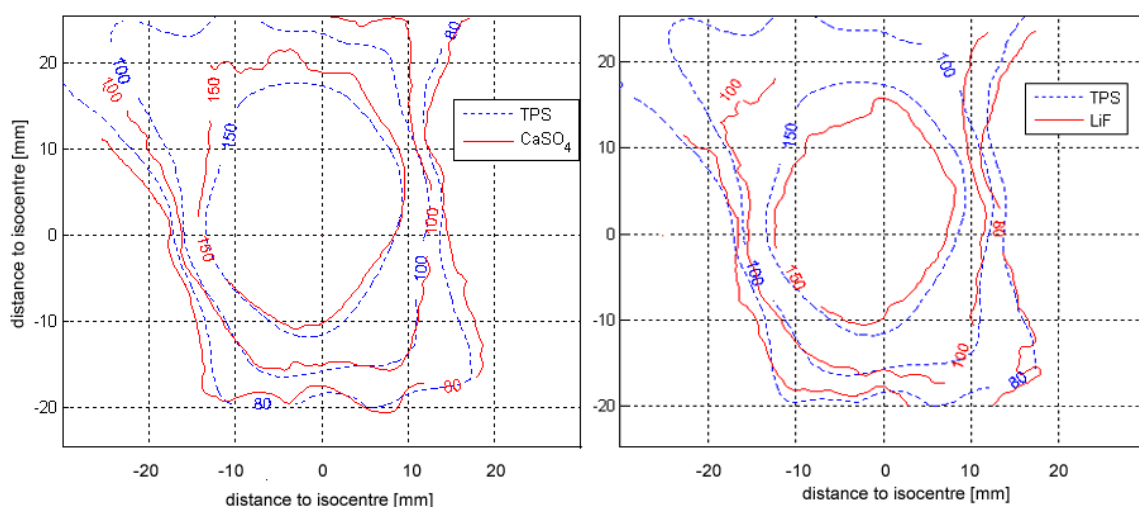
Weryfikacja zmierzonych przy pomocy detektorów pól promieniowania wykazuje dużą zgodność z planem terapeutycznym. Najniższe odchylenia pomiędzy planem a pomiarem występują przy pomiarach detektorami z LiF:Mg,Cu,P i nie przekraczają 7%. Dużo gorzej przedstawia się pomiar przy pomocy detektorów z CaSO₄:Dy gdzie różnice maksymalne wynoszą 18% (Tabela 13).

Tabela 13. Różnice pomiędzy dawką zmierzoną przy pomocy detektorów powierzchniowych a wynikająca z zasymulowanego planu terapeutycznego.

Typ detektora	Kształt pole	Maksymalna różnica	Średnia różnica
LiF:Mg,Cu,P	C-kształtne	14 cGy (11%)	12 cGy (10%)
	S-kształtne	8 cGy (7%)	5 cGy (4%)
CaSO ₄ :Dy	C-kształtne	24 cGy (18%)	21 cGy (17%)
	S-kształtne	17 cGy (14%)	16 cGy (13%)



Rys 67. Schemat napromieniania pola przy pomocy sześciu wiązek z różnych kierunków.



Rys. 68. Porównanie izodoz 80 cGy, 100 cGy, 150 cGy stereotaktycznego planu (TPS) ze zmierzonymi przy pomocy detektorów powierzchniowych.

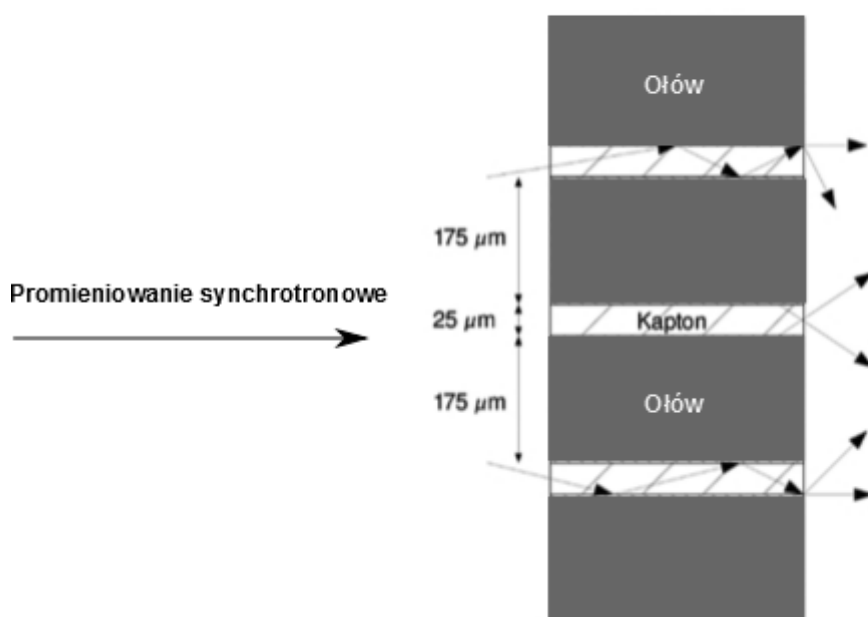
Do porównania zgodności wartości zmierzonych przy pomocy detektorów powierzchniowych z planem terapeutycznym zastosowano kryteria gamma index

z parametrami odchyłki dawki $\frac{\Delta D}{D} \leq 3\%$ oraz $\Delta d \leq 3mm$ Liczba punktów gdzie gamma index jest mniejsza od 1 wynosi odpowiednio 96,9% dla CaSO₄:Dy i 54,9% dla LiF:Mg,Cu,P TL. W tym przypadku wyższą zgodność z planem wykazał detektor z CaSO₄:Dy. Związane to było z wyselekcjonowanie do pomiarów bardzo jednorodnego detektora.

Pomiary te pokazały, że detektory powierzchniowe mogą być użyte do weryfikacji planów terapeutycznych ale tylko w przybliżeniu. Aby w pełni zastosować tę metodę pomiarów, detektory muszą być bardzo dobrze selekcjonowane po produkcji pod względem jednorodności.

20.3. Dozymetria mikrowiązki z synchrotronu

Europejski Ośrodek Synchrotronu Atomowego (ESRF) w Grenoble (Francja) jest największym w Europie i jednym z trzech największych na świecie ośrodków wykorzystującym do badania promieniowanie synchrotronowe. Jedną z wiązek synchrotronu jest wyprowadzona do stanowiska terapii mikrowiązką (MRT - Microbeam Radiation Therapy). Mikrowiązka powstaje po przejściu promieniowania synchrotronowego przez specjalny kolimator składający się z warstw ołowiu poprzedzielanych warstwą kaptonu (typ poliamidu). Długość kolimatora wynosi kilka centymetrów. Warstwy ołowiu są bardzo cienkie i mają grubość liczoną w setkach mikrometrów, natomiast kaptonu kilkudziesięciu mikrometrów (Rys. 69).



Rys. 69. Schemat budowy kolimatora do tworzenia mikrowiązki.

Po przejściu promieniowania przez ten typ kolimatora wiązka na wyjściu składa się z wielu prążków o wysokiej intensywności promieniowania oddzielonych od siebie „dolinami” o znikomej lub niskiej intensywności [CROSBY 2008]. Ocenia się [BLATTMANN 2005], że tak formowana wiązka promieniowania synchrotronowego może być alternatywą do terapii wiązką monochromatyczną. Podstawowym problemem i wyzwaniem pomiarowym tego typu wiązki, jest precyzyjne wyznaczenie rozkładu dawki w maksimach i minimach intensywności. Trudność polega na konieczności pomiaru z dokładnością do 1 mikrometra. Dotychczas przetestowano dziesięć metod pomiarowych [BRAUER-KRISCH 2010], wśród których znalazła się także metoda pomiaru termoluminescencyjnymi detektorami powierzchniowymi.

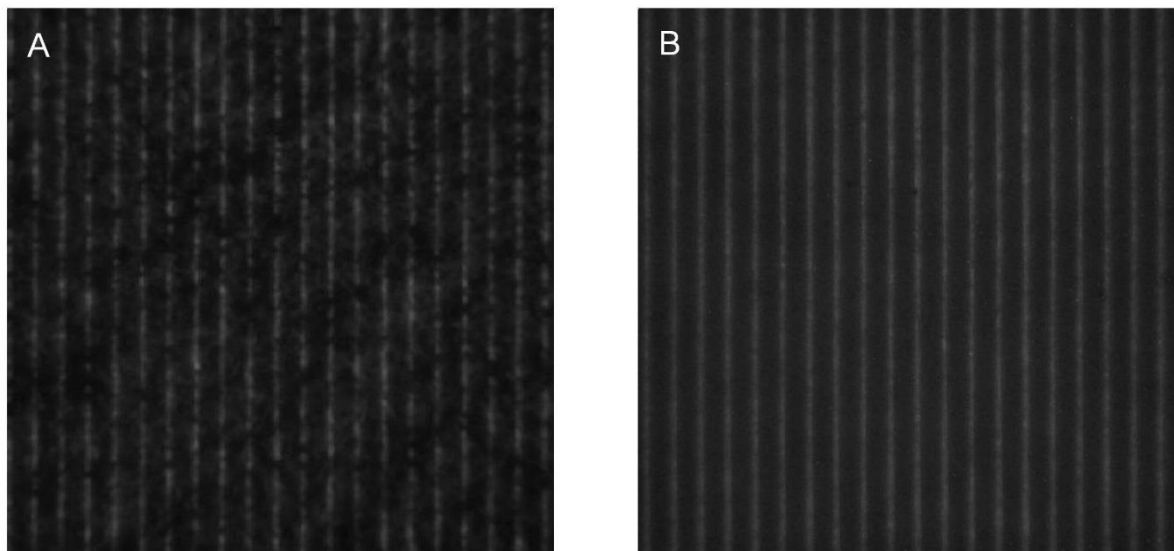
Do badań przeznaczono detektory powierzchniowe typu LiF:Mg,Cu,P wykonane z różnych wielkości ziaren, zgodnie z oznaczeniami przedstawionymi w rozdziale 9. Rozmiar detektorów wynosił 1 cm x 1 cm. Detektory podzielono na dwie grupy, z których pierwszą przeznaczono do badania zależności dawkowej od promieniowania gamma Co-60, a drugą grupę składającą się z sześciu zestawów po dziewięć detektorów do napromieniania na mikrowiązce synchrotronowej. Napromieniania na mikrowiązce przeprowadzono w fantomie PMMA (polimetakrylan metylu) o grubości 5 cm pozycjonowanym na trzosiowym goniometrze w geometrii kappi. Każdy zestaw detektorów wykonanych z odpowiedniej frakcji napromieniano w dziewięciu różnych konfiguracjach zależnych od ustawienia mikrokolimatora. Konfigurację tworzyły dwa zmienne parametry, szerokość szczeliny przepuszczającej promieniowanie (L) oraz odległość pomiędzy środkami szczelin (c-t-c) (Tabela 14). Widmo promieniowania synchrotronowego posiadało rozkład

energetyczny od 50 keV do 350 keV z maksimum przy 107 keV. Detektory zostały napromienione dawką wynikającą z przejścia przez mikrokolimator względem 20Gy na wejściu do mikrokolimatora.

Tabela 14. Konfiguracja geometryczna mikrokolimatora podczas napromieniania detektorów z frakcji uziarnienia od A do F i odpowiadające jej wyniki pomiaru dawki z całej powierzchni detektora.

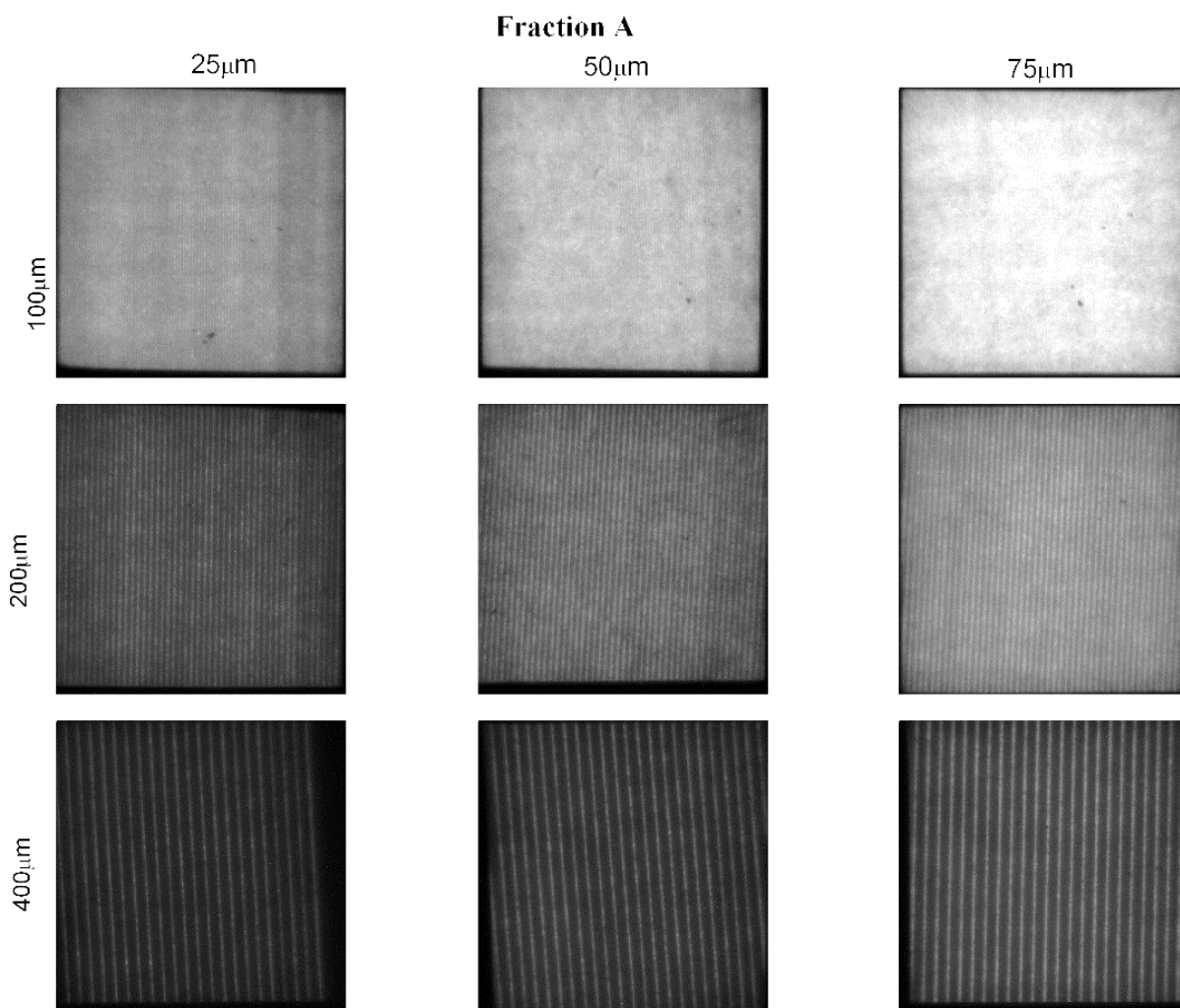
Ustawienie mikrokolimatora		FRAKCJA I DAWKI Z POWIERZCHNI DETEKTORÓW WZGLEDEM Co-60					
L. μm	c-t-c μm	A	B	C	D	E	F
25	100	5.92	6.30	6.07	6.04	5.51	4.85
50	100	9.72	9.55	8.77	9.17	8.21	6.97
75	100	12.52	11.02	11.92	12.34	11.37	8.58
25	200	3.03	3.11	2.88	3.01	5.50	2.40
50	200	4.61	4.65	4.59	4.58	4.41	3.31
75	200	5.76	6.31	5.65	5.99	5.71	5.05
25	400	1.76	1.48	1.45	1.50	1.42	1.19
50	400	2.44	2.28	2.30	2.15	2.18	1.74
75	400	3.13	3.68	3.06	3.00	2.63	2.56

Odczyty detektorów zostały przeprowadzone z użyciem czytnika „laboratoryjnego” z obiektywem mikroskopowym Nikon UV 10x i pierścieniem pośrednim 2 mm. Przykładowe odczyty zaprezentowano na rys 70.



Rys. 70. Obrazy z odczytu detektorów powierzchniowych wykonanych z frakcji F (obraz A) oraz frakcji A (obraz B), w konfiguracji monochromatora L = 75 μm i c-t-c = 400μm

Wyniki odczytów pokazały, że najlepsze rezultaty uzyskuje się stosując detektory sporządzone z najdrobniejszej frakcji uziarnienia A [PTASZKIEWICZ 2008]. Dla tego typu detektorów możliwe jest zobrazowanie rozkładu dawki i rozróżnienie prążków w konfiguracji od monochromatora $L = 25 \mu\text{m}$ i c-t-c = $200 \mu\text{m}$ (rys. 71). W przypadku mniejszych odstępów i szerokości szczelin rozróżnienie jest utrudnione z powodu rozproszeń w detektorze oraz zbyt małej rozdzielczości systemu.



Rys. 71. Obrazy z odczytu detektorów frakcji A dla różnych konfiguracji mikrokolimatora.

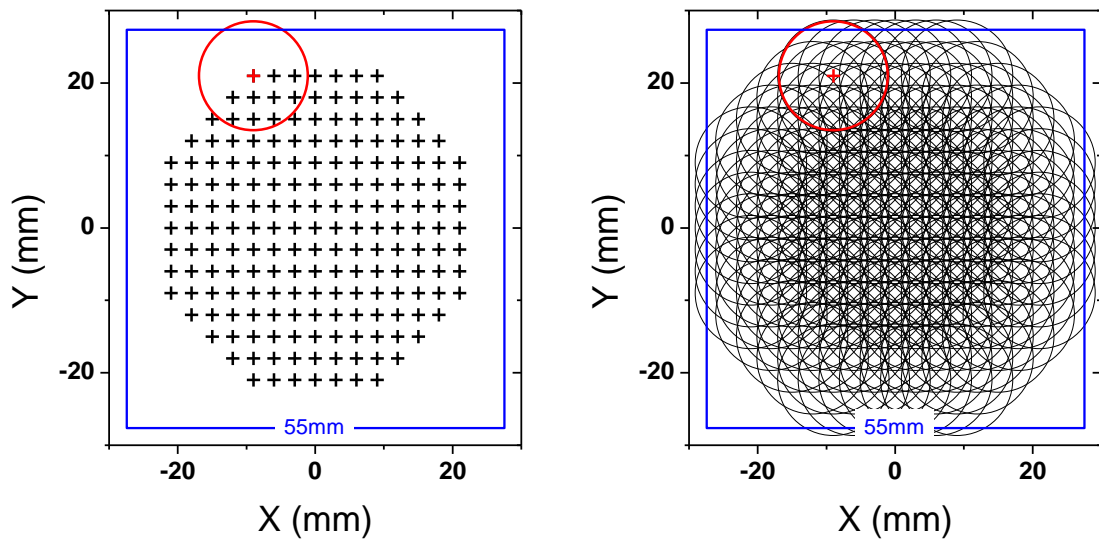
Badania mikrowiązki synchrotronowej przy pomocy termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych pokazały, że nadają się do pomiarów rozkładu dawki. Wśród innych detektorów i metod wyróżnia je bardzo wysoka rozdzielczość ($8 \mu\text{m}$), szeroki zakres detekcji dawek (0,01 Gy – 500Gy) oraz zależność energetyczna którą można korygować [BRAUER-KRISCH 2010].

21. Przykłady zastosowań dozymetrii 2D dla akceleratorowych wiązek jonów

21.1. Monitorowanie wiązki skanującej

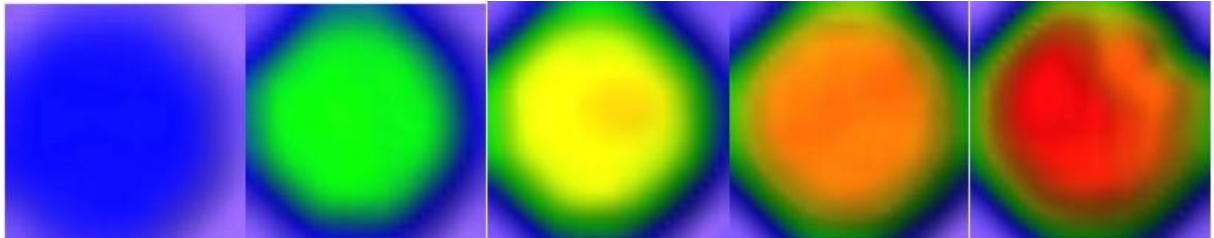
Technika radioterapii nowotworów z wykorzystaniem wiązek protonowych i jonowych wykorzystuje kilka podstawowych elementów jak: źródło jonów, akcelerator cząstek wraz z systemem ekstrakcji, linia wiązki oraz system formowania i dostarczania wiązki w obszar nowotworu. System dostarczania wiązki może być zbudowany w oparciu o dwa rozwiązania. Wykorzystujący wiązkę horyzontalną lub zakrzywioną magnesami w obrotowym ramieniu tzw. gantry. Niezależnie od rodzaju stanowiska wiązka która dociera do pomieszczenia terapii jest monoenergetyczna i ma średnicę od kilku do kilkudziesięciu milimetrów. Napromienianie dużych objętości nowotworów jednorodną wymaga odpowiednio zmodyfikowanej wiązki w płaszczyźnie napromieniania X,Y oraz na głębokości. Głębokość, czyli zasięg wiązki, realizuje się poprzez superpozycję pojedynczych pików Bragga o różnych zasięgach. Jest kilka głównych technik modulacji zasięgu: zmiana energii wiązki, modulatory zasięgu lub dyskryminator zasięgu w formie koła o zmiennej grubości. W płaszczyźnie poprzecznej można zastosować rozpraszanie pasywne, np. materiał umieszczony w linii wiązki rozprasza ją do zadanego rozmiaru lub skanowanie wiązką, w którym pole magnetyczne wytworzone przez magnesy odchyła wiązkę skanując nią zadany obszar. Skanowanie wiązką jest szeroko stosowaną metodą dostarczania jej w obszar leczony, jednak z powodu znacznego skomplikowania układu istnieje możliwość niewłaściwego jej formowania i dostarczania. Folie radiochromowe lub termoluminescencyjne detektory powierzchniowe są materiałami, przy pomocy których można z powodzeniem sprawdzać poprawność skanowania wiązką protonową lub jonową [GAJEWSKI 2016a]. Zaprezentowane poniżej dwa przykłady odnoszą się do kontroli wiązki węglowej w GSI przy pomocy detektorów powierzchniowych z LiF:Mg,Cu,P oraz CaSO₄:Dy.

W pierwszym eksperymencie po pięć, detektorów LiF:Mg,Cu,P zostało napromienionych skanującą wiązką jonów węgla o energiach, 120MeV 170 MeV i 380 MeV dawkami w przybliżeniu od 5 Gy do 25 Gy, co 5Gy. Sposób napromieniania wiązką o średnicy 9mm pokazano na rys. 72



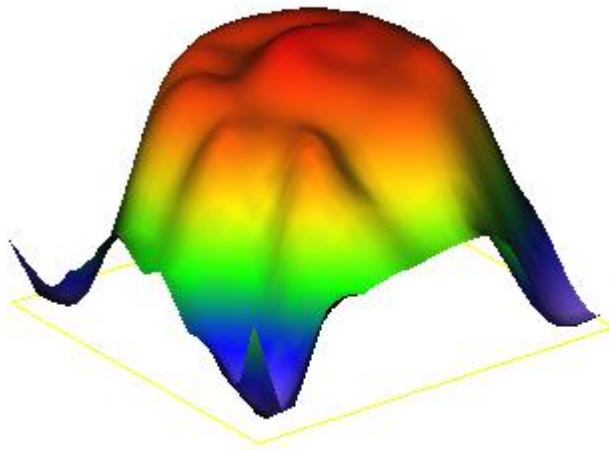
Rys. 72. Wzór napromieniania detektorów. (Rys po lewej: krzyżykami oznaczono punkty środkowe wiązki, czerwonym kolorem przykład obejmujący rozmiar wiązki, na niebiesko rozmiar detektora) Na rysunku po prawej zostały naniesione wszystkie „wiązki”. Jest widoczne, że plateau gdzie wiązki nakładają się w ten sam sposób jest w środkowej części detektora.

Odczyty przeprowadzono na czytniku „laboratoryjnym”, a wyniki jakie uzyskano zaprezentowano na rys. 73



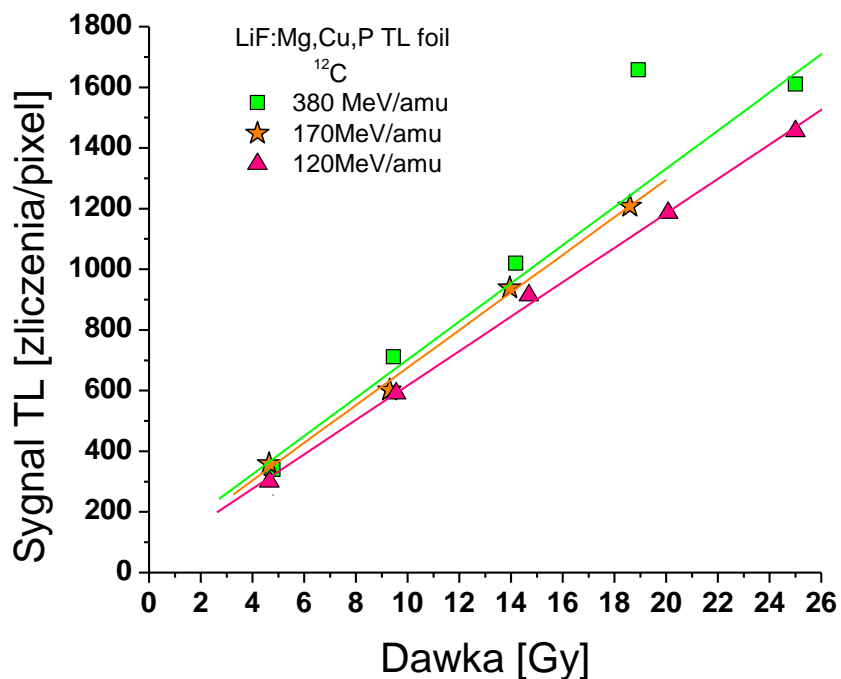
Rys. 73 Obrazy odczytów detektorów z wiązki węglowej o energii 170MeV (dawka, zaczynając od lewej 5, 10, 15, 20, 25Gy).

Na obrazie detektora napromienionego dawką 25 Gy jest widoczna w prawym górnym rogu niejednorodność, która jest wynikiem pominięcia kilku wiązek dostarczanych do detektora w trakcie napromieniania. Jest to szczególnie widoczne jeśli obraz przedstawi się w projekcji trójwymiarowej (Rys. 74).



Rys. 74. Odczyt detektora napromienionego dawką 25Gy wiązką o energii 170MeV. Widoczne są niedoskonałości w postaci zbyt intensywnego sygnału w środkowej części detektora, jak również niższa intensywność w rogu.

Z kolei na rys. 75 pokazano zależność dawkową detektorów powierzchniowych typu LiF:Mg,Cu,P w zależności od energii jonów węglowych. Proste dopasowania nie są tożsame z powodu różnej wydajności detektorów na energię jonów węglowych [KLOSOWSKI 2008].



Rys. 75 Proste kalibracyjne detektorów LiF:Mg,Cu,P napromienionych wiązką węglową o wybranych energiach 120, 170 i 380 MeV

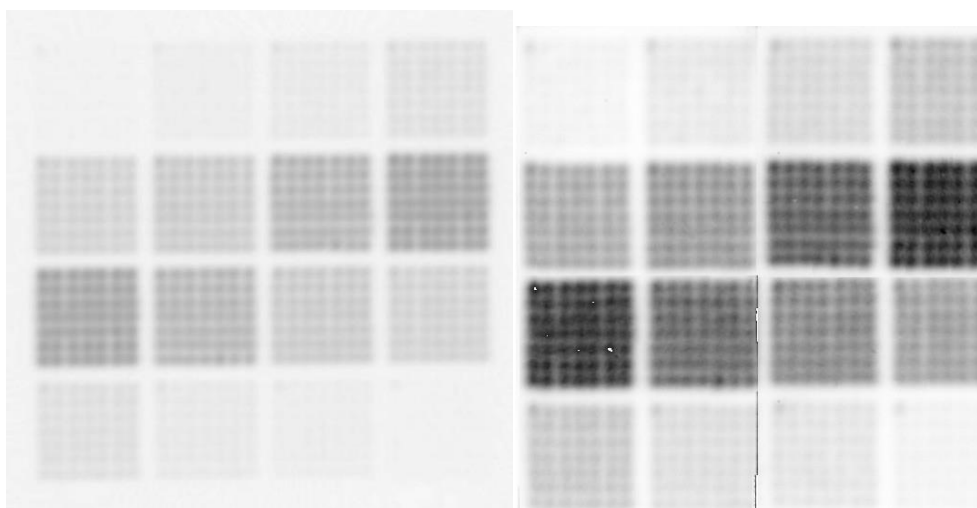
W drugim eksperymencie wybrano detektor z $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$. Detektor miał wymiary 10 x 10 cm. Detektor został napromieniony wiązką skanującą o rozkładzie punktów jak na rys. 76. Każde

z 16 napromienionych pól posiadało 49 punktów o średnicy 1 mm, których środki oddalone były od siebie o 2mm. Wiązka jonów węglowych posiadała energię 430,1 MeV/u. ($LET_{CaSO_4} = 19,1789 \text{ keV}/\mu\text{m}$). Po napromienieniu detektor pocięto na cztery kawałki 5x5 cm i odczytano na czytniku laboratoryjnym. Dawka została wyznaczona ze względu na LET w $CaSO_4$ a nie detektorze, który zawiera polimer wobec czego nie jest ona wiążąca co do rzeczywistej wartości.

Tabela 15. Fluencje jonów węgla w punktach napromieniania oraz dawka.

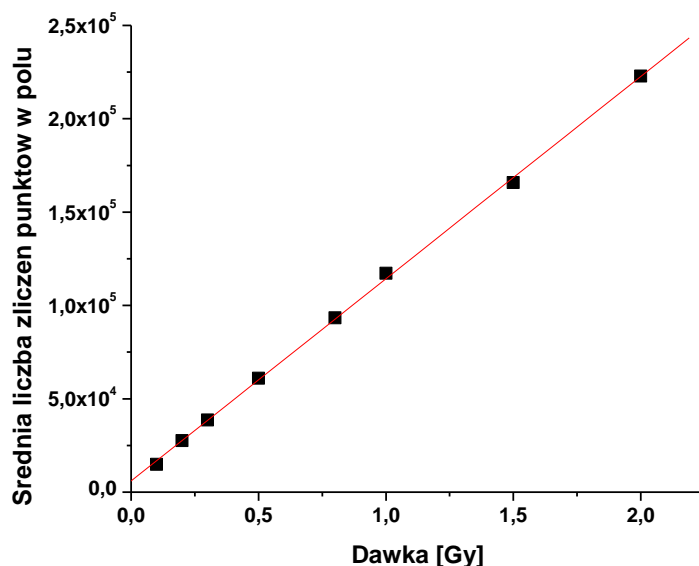
Fluencja [cząstek/punkt]	Energia MeV/u	Dawka [Gy]
2.2936E+05	430,1	0.1000
4.5872E+05	430,1	0.2000
6.8808E+05	430,1	0.3000
1.1468E+06	430,1	0.5000
1.8349E+06	430,1	0.8000
2.2936E+06	430,1	1.0000
3.4404E+06	430,1	1.5000
4.5872E+06	430,1	2.0000

Wspólnie z detektorem powierzchniowym była napromieniona folia fotochromowa, która zobrazowała rozkład dawki jak na rysunku 76 (po lewej).



Rys. 76. Wynik napromieniania i odczytu folii powierzchniowych. Po lewej oryginał folii fotochromowej typu Gafchromic, po prawej odczyt detektora powierzchniowego $CaSO_4:Dy$ (dla lepszego zobrazowania zaprezentowano negatyw odczytu detektora powierzchniowego)

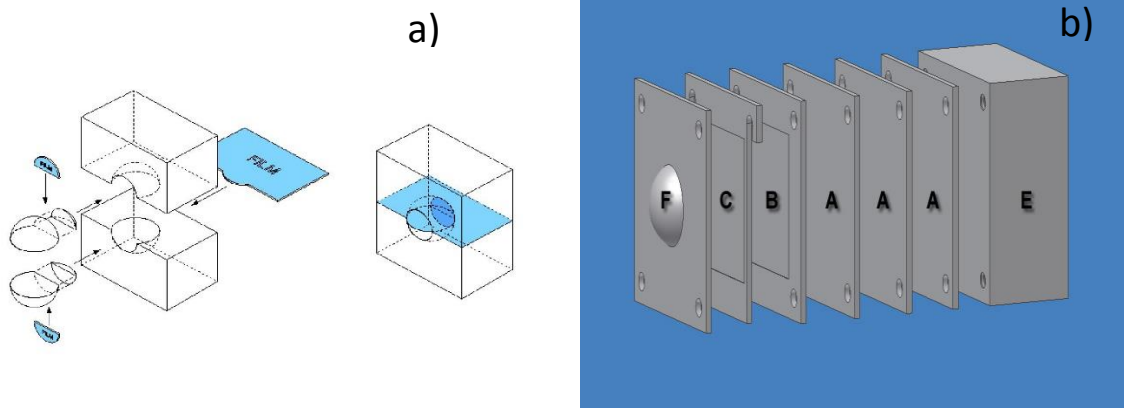
Wyniki z obu folii są takie same. Uwidaczniają one, że wiązka jonów węgla nie pokrywa równomiernie napromienionego obszaru w związku z czym są różne odległości pomiędzy punktami zarówno w pionie jak i w poziomie. Ponadto każde pole posiada więcej sygnału w lewy górnym punkcie. Wyznaczona z pól krzywa kalibracyjna jest przedstawiona na rys. 77.



Rys. 77. Prosta kalibracyjna eksperymentu

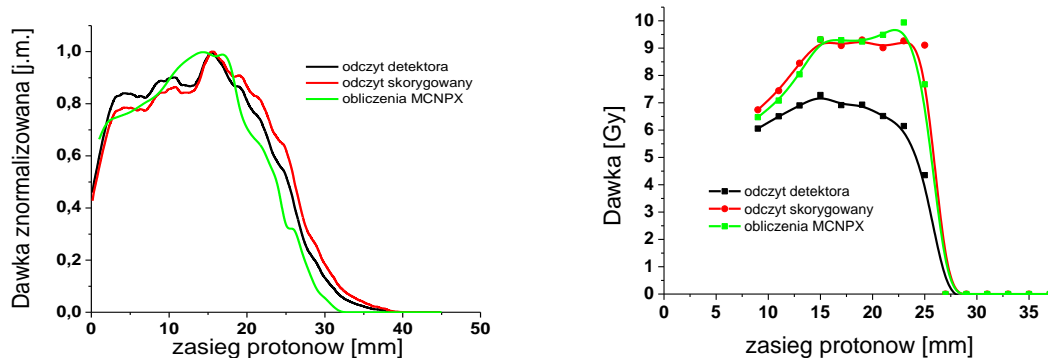
21.2. Pomiary wiązki protonowej w fantomie oka

Pomiary rozkładu dawki małych pól terapeutycznych jak np. podczas terapii oka są szczególnie istotne w przypadku protonoterapii. W odróżnieniu od terapii oka metodą fotonową przedstawioną w rozdziale 20.1, w terapii protonami gradienty dawek są bardzo duże z powodu ograniczonego zasięgu cząstek (krzywa Bragga) oraz modulowania energetycznego wiązki (tzw. poszerzony pik Bragga - Spread-Out Breagg Peak - SOBP). Ponadto obecność wrażliwych struktur w oku, jak nerw wzrokowy czy plamka żółta, wymagają tworzenia bardzo precyzyjnych planów terapeutycznych. Zastosowanie detektorów powierzchniowych do pomiaru rozkładu dawki w planie terapii oka zostało przebadane w dwu eksperymentach z różnymi fantomami. Oba eksperymenty zostały przeprowadzone na stanowisku terapii nowotworów oka w Narodowym Instytucie Fizyki Jądrowej w Katanii we Włoszech. W tym celu zostały zaprojektowane dwa fantomy. Pierwszy (Rys. 78a), który miał konstrukcję odpowiadającą prawdziwemu oku, miał na celu zweryfikować możliwość precyzyjnego pomiaru dawki w projekcji horyzontalnej i wertykalnej oka. Drugi (Rys. 78b), był uproszczonym fantomem oka, w którym detektory ułożone były poprzecznie do osi wiązki i miał na celu pomiar rozproszeń wiązki protonów.

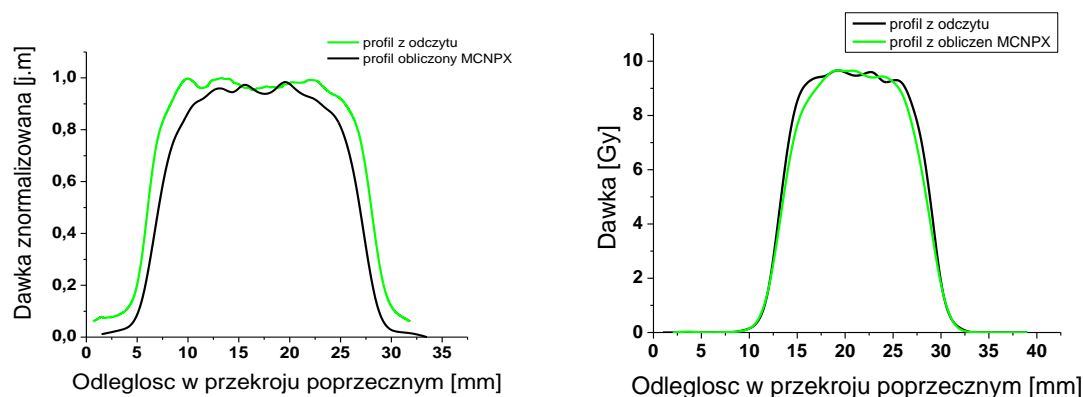


Rys. 78. Konstrukcje fantomów oka: a) wersja do pomiarów dwupłaszczyznowych (Katania I), b) wersja do pomiaru przekroju poprzecznego wiązki (Katania II).

W obu eksperymentach [CZOPYK 2007; CZOPYK 2008] używano detektorów powierzchniowych z LiF:Mg,Cu,P odpowiednio dociętych do fantomu. W pierwszym eksperymencie fantom z detektorami był napromieniony modulowaną wiązką protonową o energii maksymalnej 62 MeV poprzez kolimator w kształcie koła o średnicy 20 mm. Drugi był napromieniony wiązką o takich samych parametrach energii i modulacji lecz przez kolimator 15 mm. Detektory odczytano na czytniku „laboratoryjnym”



Rys. 79. Porównanie rozkład dawki wzdłuż osi wiązki protonowej odczytanej z detektorów i obliczeniami Monte Carlo (MCNPX) w fantomach Katania I (po lewej) i Katania II (po prawej).



Rys. 80. Porównanie profili przekroju wiązki protonowej z odczytów detektora i obliczonych w MCNPX w fantomie Katania I (rys. po lewej) na głębokości 13 mm oraz fantomie Katania II (po prawej) na głębokości 15 mm od wlotu wiązki do fantomu.

Wyniki otrzymane z detektorów napromienionych w fantomie Katania I różnią się od wyników obliczeń z symulacji eksperymentu. Największą różnicą jest zasięg protonów, który w odczytach jest o 4 mm dalszy niż wynikający z obliczeń oraz większa szerokość wiązki w profilu poprzecznym w porównaniu z obliczeniami. Dalszy zasięg można tłumaczyć się większym zasięgiem protonów w fantomie PMMA niż w detektorze i wnikańc z tego rozproszenia z PMMA rejestrowane przez detektor [CZOPYK 2007]. Szerokość wiązki z odczytu jest związana z dużymi rozproszeniami w detektorze ponieważ wiązka protonów przechodziła wzdłuż detektora. Z kolei w fantomie Katania II detektory powierzchniowe pokazały dobrą zgodność z obliczeniami w profilu poprzecznym ponieważ były one ustawione w poprzek wiązki, natomiast porównując wskazania dawki przez detektory widoczne są duże różnice wynikające z różnej odpowiedzi energetycznej na protony. Te różnice są mało widoczne na wykresie odnoszącym się do eksperymentu w fantomie Katania I (Rys. 79 po lewej) ponieważ dane zostały znormalizowane względem najwyższego sygnału.

21.3. Pomiary różnych wiązek ciężkich jonów

W latach 2004 – 2011 zespół IFJ PAN uczestniczył w eksperymencie pod nazwą MATROSHKA, którego ogólnym celem było badanie narażenia astronautów na promieniowanie kosmiczne na orbicie Ziemi [BERGER 2013]. Promieniowanie kosmiczne, mogące nieść szkodliwe skutki dla życia i zdrowia astronautów, jest uznawane za istotny problem w orbitalnych lotach załogowych i za pierwszorzędny czynnik ograniczający możliwość załogowych lotów międzyplanetarnych. Coraz dłuższe okresy przebywania astronautów na międzynarodowej stacji kosmicznej (ISS) oraz plany misji na Marsa skłaniają naukowców do zbadania wielkości tego ryzyka, a tym samym odpowiedzi na pytanie jak długo może przebywać człowiek w kosmosie i czy misja marsjańska jest możliwa. Pole promieniowania kosmicznego ma bardzo skomplikowany charakter i brak jest jeszcze pełnej i pewnej wiedzy na temat narażenia radiacyjnego astronautów. Astronaucci na orbicie Ziemi znajdują się w złożonym i dynamicznym polu promieniowania.

Tworzą je: tzw. galaktyczna składowa promieniowania (protony i ciężkie jony), elektrony i protony pułapkowane w pasach radiacji, wtórne cząstki naładowane oraz neutrony powstałe w reakcjach jądrowych promieniowania pierwotnego z materią pojazdu kosmicznego i ciała astronauty. Dodatkowo w czasie wybuchów na Słońcu pojawiają się, niekiedy bardzo silne, strumienie protonów. Intensywność, skład i widmo energetyczne promieniowania kosmicznego nie są stałe, lecz zależą znacząco od parametrów orbity, grubości osłony i aktywności słonecznej. Poznanie wpływu promieniowania kosmicznego na człowieka przybliżają pomiary rozkładu dawki w fantomie człowieka. Od 1997 roku, gdy na stacji orbitalnej Mir został umieszczony sferyczny fantom wodny [BERGER 2002], przeprowadzane są coraz bardziej dokładne pomiary rozkładu dawki w fantomach człowieka. W eksperymencie MATROSHKA użyty został fantom antropomorficzny zawierający liczne urządzenia pomiarowe i detektory do pomiaru promieniowania (Rys 81).

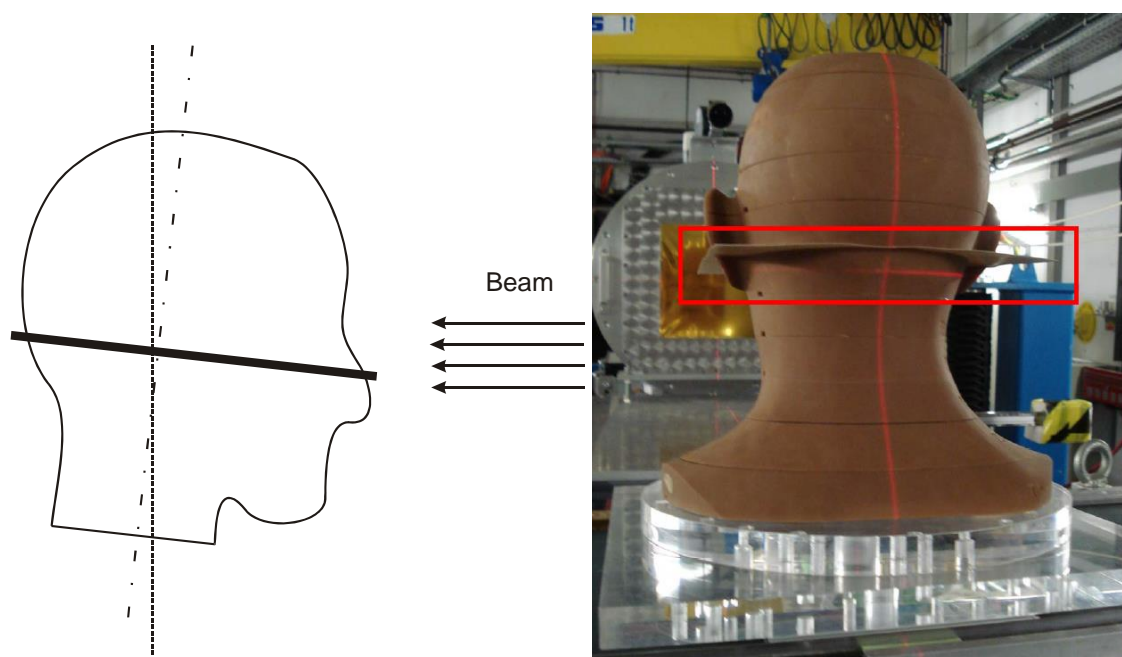


Rys. 81. Fantom antropomorficzny umieszczony na stacji orbitalnej w ramach eksperymentu MATROSHKA jest zbudowany z kilku warstw. (fotografie DLR Kolonia)

Istotną częścią eksperymentu były detektory termoluminescencyjne pochodzące z trzech ośrodków naukowych, w tym z Instytutu Fizyki Jądrowej PAN. Na podstawie wyników pomiarów detektorami termoluminescencyjnymi zostały wyznaczone punktowe rozkłady dawki w fantomie, a w późniejszym etapie, po interpolacji został wyznaczony ciągły rozkład dawki. W trakcie trwania eksperymentu kosmicznego MATROSHKA, na Ziemi były prowadzone badania kalibracji i wydajności detektorów TL w różnych polach promieniowania ze szczególnym uwzględnieniem wiązek wysokoenergetycznych jąder atomowych [BILSKI 2011]. Obejmowały one także ekspozycje fantomu, identycznego z umieszczonym na stacji kosmicznej. Podczas tych badań przeprowadzono również pomiary przy pomocy dwuwymiarowych detektorów termoluminescencyjnych. Pomiary miały pokazać przydatność tych detektorów do szybkiego obrazowania rozkładu dawki w fantomie człowieka. Ich zaletę upatrywano w jednorazowym odczycie, dającym od razu

wynik rozkładu dawki w porównaniu z detektorami TL w postaci pastylek, które dają punktowy pomiar i konieczność wielu odczytów.

Pierwszy eksperyment z użyciem termoluminescencyjnych folii dwuwymiarowych został przeprowadzony w Instytucie Badań Ciężkich Jonów (GSI) w Darmstadt (Niemcy). Głównym celem eksperymentu było zbadanie, czy kąt pod jakim wpada wiązka na detektor umieszczony w fantomie ma wpływ na rozkład dawki w detektorze. Cel ten wynikał z doświadczeń, jakie uzyskano podczas badań rozkładu dawki w fantomie oka z użyciem wiązki protonowej (Rozdział 21.2). Dotyczyły one sytuacji, kiedy detektor jest umieszczony w fantomie równoległe do osi wiązki i wiązka jonów przechodzi przez detektor, a nie przez materiał fantomu. Ma to swoje odbicie we wskazaniach rozkładu dawki, ponieważ po pierwsze materiał z którego wykonano detektor jest inny od materiału fantomu, a po drugie detektor może mieć różną grubość co powoduje, że wiązka może fragmentami nie przechodzić przez detektor i fantom tylko przez powietrze. Celem pobocznym było sprawdzenie wydajności detektorów z $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ na jony niklu. Eksperyment polegał na napromienieniu jonami niklu detektorów z $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ w fantomie głowy pod różnymi kątami w stosunku do osi wiązki.



Rys. 82. Schemat eksperymentu GSI i zdjęcie folii w fantomie podczas napromieniania.

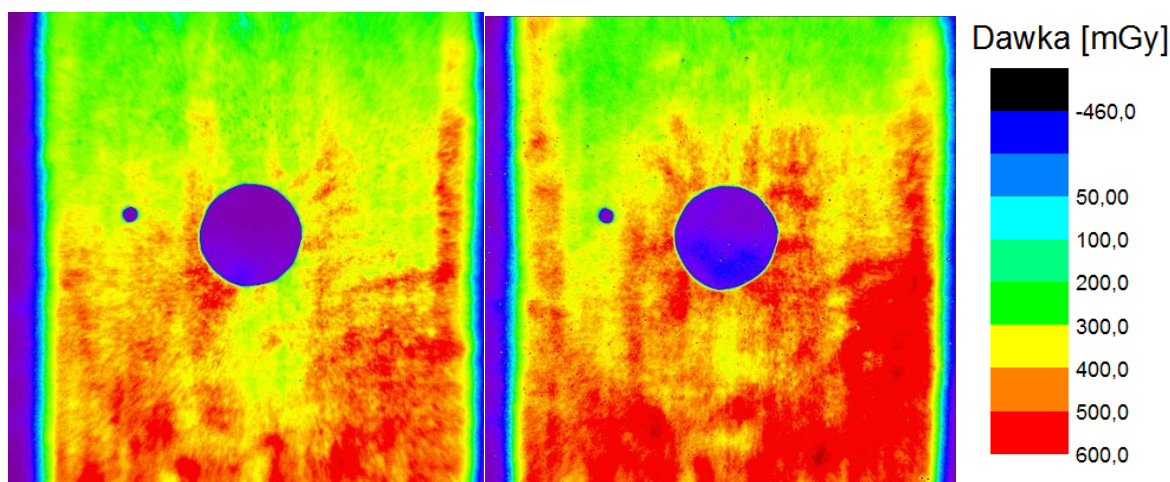
Wykonano dwa napromieniania, różniących się kątem pod jakim umieszczony był detektor w stosunku do osi wiązki. Wartości kątów zapewniały takie ustawienie fantomu, że wiązka przechodziła przez materiał fantomu zanim dotarła do detektora. Przyjęto ustawienie jednego detektora pod małym kątem (ok. 15°), a drugiego pod większym kątem (ok. 30°). Dla obydwu napromieniania użyto wiązki jonów niklu o energii 1 GeV/n i polu przekroju wiązki 16x16cm. Napromieniania dawką 1Gy (dawka wlotowa), a detektor umieszczony był pomiędzy czwartą a piątą warstwą w fantomie. Ponieważ kolejne warstwy fantomu głowy

mocowano na wewnętrznym rdzeniu, konieczne było wykonanie otworów w detektorach, co widać na wynikach odczytu.

Tabela 16. Główne parametry napromieniania detektorów w GSI

Numer napromieniania	Oznaczenie Detektora	Ustawienia fantomu do osi wiązki	Dawka [mGy]	Komentarz
1	102	Przesunięcie o 15°	1000	Pole przekroju wiązki 16x16 cm
2	104	Przesunięcie o 30°	1000	Pole przekroju wiązki 16x16 cm Fantom głowy przesunięty w lewo.

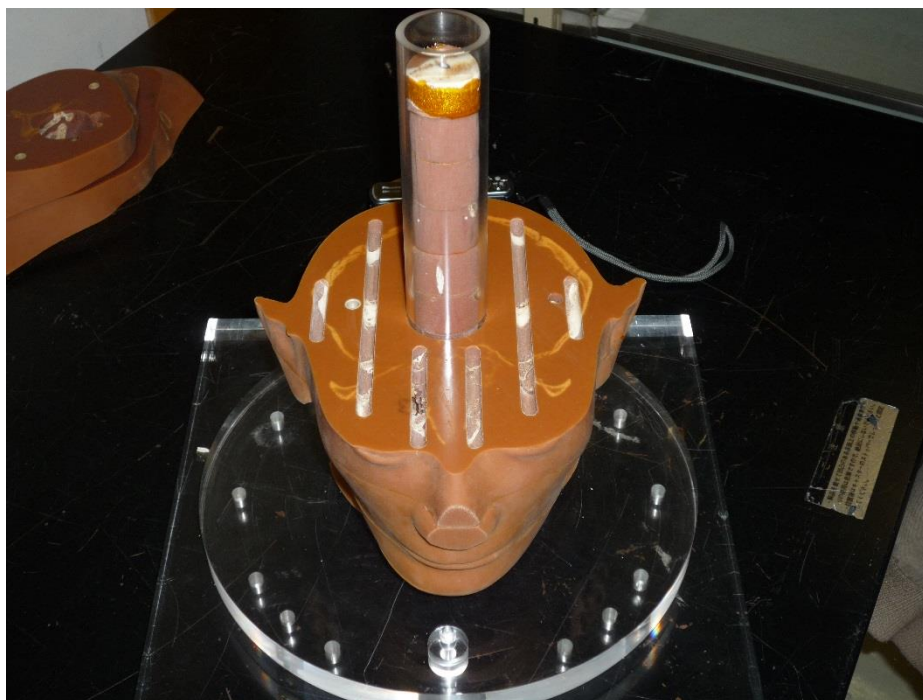
Wynik eksperymentu w postaci rozkładu dawki przedstawiono na rys 83. Wynik odczytu wskazuje na inną szerokość wiązki (18 cm) od deklarowanej przez protokół z napromieniania. Nie jest widoczny na odczycie pik Bragga ponieważ zasięg jonów niklu o energii 1 GeV wynosi ponad 24 cm.



Rys. 83. Rozkład dawki [mGy] względem Co-60 detektorów $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ napromienionych wiązka jonów niklu pod kątem 15° (z lewej) i pod kątem 30°. Na każdym odczycie widoczne są miejsca wycięcia detektora pod pręt osadczy (otwór większy) i kołek ustalający warstwy fantomu.

Średnia dawka wlotowa w stosunku do kobaltu-60 wyniosła 500 mGy dla detektora napromienionego pod małym kątem i 560 mGy dla drugiego detektora. Struktura rozkładu dawki z obu napromienień zawiera pionowe, linowe fragmenty wyższego sygnału, które są wynikiem przechodzenia promieniowania przez puste przestrzenie w warstwach fantomu

zanim dotrze do detektora. Te puste przestrzenie są przeznaczone na wkłady (rurki z tworzywa sztucznego) z detektorami TL (Rys. 84).



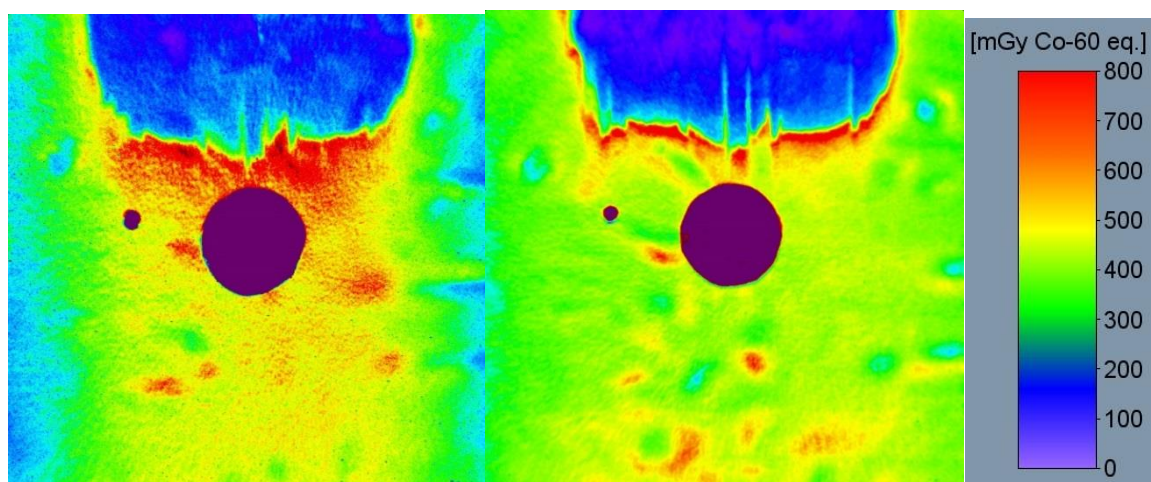
Rys. 84. Szczegóły budowy warstwy fantomu głowy na której umieszczane były detektory powierzchniowe. Warstwa przykrywająca detektor również zawierała podłużne wcięcia na detektory w postaci pastylek.

Drugi eksperyment, w którym testowano termoluminescencyjne detektory powierzchniowe został przeprowadzony w Narodowym Instytucie Badań Radiacyjnych (NIRS) w Chiba (Japonia), gdzie znajduje się medyczny akcelerator ciężkich jonów (HIMAC). Jeden z detektorów napromieniono wiązką jonów węglowych, a drugi jonów krzemu. Detektory były napromieniane pod małym kątem w stosunku do osi wiązki w fantomie pomiędzy warstwami 4 i 5. Podstawowe dane napromieniania przedstawiono w Tabeli 17

Tabela 17. Główne parametry napromieniania detektorów w NIRS

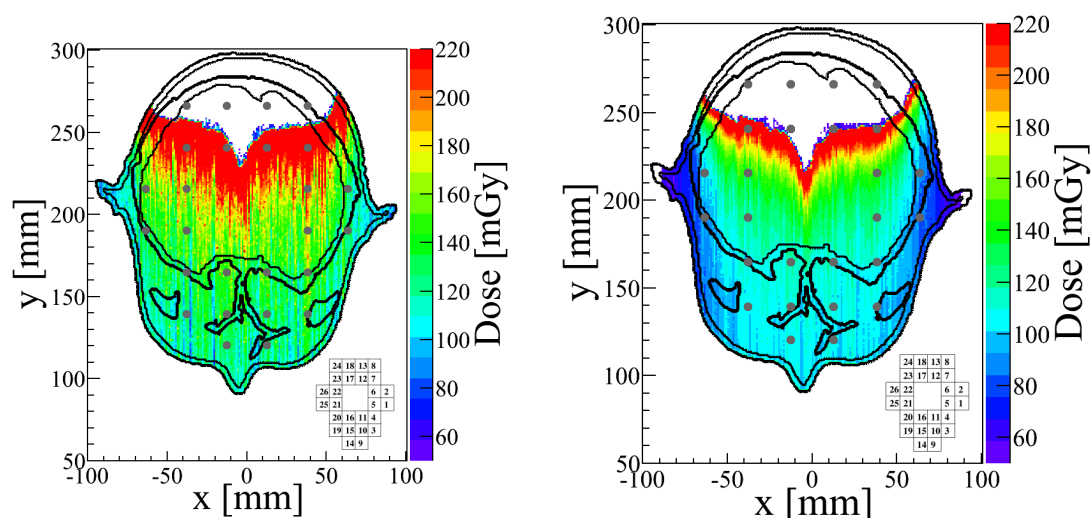
Numer napromieniania	Oznaczenie Detektora	Ustawienia fantomu do osi wiązki	Rodzaj wiązki jonów	Energia wiązki	Dawka [mGy]	Komentarz
1	102	Przesunięcie o kąt 15°	Si	442 MeV/n	500	LET 55.04 keV/um Zasięg w H ₂ O 137,39 mm
2	104	Przesunięcie o kąt 15°	C	260 MeV/n	500	

Wyniki odczytu detektorów powierzchniowych w postaci rozkładu dawki przedstawiono na Rys. 85.



Rys. 85 Wynik odczytu detektorów napromienionych wiązką jonów węgla (po lewej) i jonów krzemu (po prawej) w postaci rozkładu dawki (mGy względem Co-60)

Na odczytach jest widoczny pik Bragga związany z zasięgiem jonów węgla i krzemu przy czym ostrzejszy pik posiadają jony krzemu. W przekroju poprzecznym wiązka jonów krzemu jest bardziej jednorodna od węglowej, która wyższe fluencję ma w środku. Wyniki odczytu można porównać z symulacjami przeprowadzonymi dla eksperymentu (Rys. 86).



Rys. 86. Symulacje rozkładu dawki od wiązki 260 MeV jonów węglowych (po lewej) i 441 MeV jonów krzemu (po prawej) w czwartej warstwie fantomu głowy wykonane w oprogramowaniu GEANT 4.

Zasięg jonów jest zgodny z symulacjami, ale na odczytach widoczne są wąskie niejednorodności związane z większym zasięgiem jonów. Podobnie jak miało to miejsce w eksperymencie GSI, jest to wynik przechodzenia wiązki przez wycięcia pod rurki na detektory, czego nie uwzględnia symulacja.

22. Przykład zastosowania w ochronie radiologicznej do rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej.

W dozymetrii indywidualnej, służącej do oceny narażenia pracownika w polu promieniowania jonizującego, najczęściej używa się dwóch typów dawkomierzy: fotometrycznych, w których miarą ekspozycji jest stopień zaciemnienia błony filmowej (dozymetria filmowa) oraz termoluminescencyjnych (TLD), w których ekspozycja wyznaczana jest na podstawie świecenia detektora termoluminescencyjnego (dozymetria termoluminescencyjna). Dawkomierz noszony przez pracownika podczas pracy z promieniowaniem, zmienia swoje położenie względem źródła (ekspozycja dynamiczna). Natomiast w przypadku, w którym dawkomierz zostaje napromieniowany w sposób nieruchomy w stosunku do źródła mówimy o ekspozycji statycznej. W przypadku dozymetrii indywidualnej ekspozycja statyczna może mieć miejsce, gdy dawkomierz został przypadkowo lub celowo pozostawiony w pobliżu źródła promieniowania. Pracownik, który został eksponowany dawką promieniowania jonizującego przekraczającą dawkę graniczną, powinien zostać odsunięty od pracy z promieniowaniem. Rozróżnienie charakteru ekspozycji w dozymetrii indywidualnej jest ważnym zagadnieniem z punktu widzenia zdrowia publicznego. Sytuacje, w których pracownik pozornie otrzymał znaczącą dawkę, a w rzeczywistości jedynie pozostawił dawkomierz w polu promieniowania, nie są sporadyczne. W ciągu roku jest to kilka/kilkanaście osób na 1000 objętych kontrolą dozymetryczną. Rozpoznanie charakteru ekspozycji oraz informacja o tym, czy wynik odczytu odpowiada rzeczywistej dawce, ma szczególne znaczenie dla pracodawców. Ze względu na obowiązujące przepisy ochrony przed promieniowaniem pracownicy, u których stwierdzono przekroczenie dawki granicznej 20 mSv/rok (100 mSv w ciągu 5 kolejnych lat) , muszą zostać odsunięci od pracy z promieniowaniem oraz muszą zostać rozpoczęte wobec nich odpowiednie procedury medyczne [PRAWO ATOMOWE 2000].

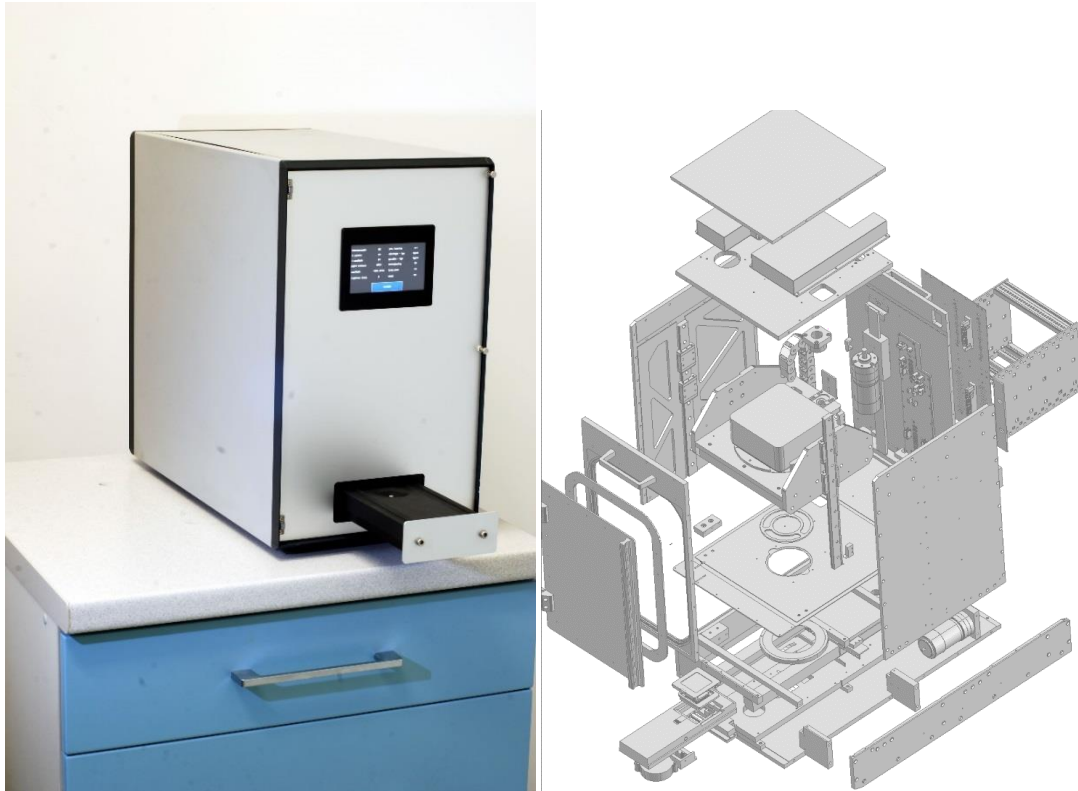
W dozymetrii TL rozróżnienie ekspozycji statycznej od dynamicznej było niemożliwe w przypadku, kiedy sygnał TL był odczytywany przez fotonowielacz. Pierwsze badania prowadzone w IFJ PAN w latach 2004-2009 umożliwiły opracowanie metody takiej identyfikacji dla dawkomierzy TL [KOPEĆ 2007, BUDZANOWSKI 2007, KOPEĆ 2010]. Przetestowano własności dozymetryczne czytnika laboratoryjnego z kamerą CCD PCO Sensicam do celów dozymetrii indywidualnej. Opracowano także metodę identyfikacji wybranych przypadków ekspozycji statycznej dawkomierza. Pokazano możliwość mierzenia dawek na poziomie kilku mSv - co umożliwiałoby zastosowanie systemu z kamerą CCD w dozymetrii indywidualnej. Potwierdzono możliwość identyfikacji obrazów statycznych dla ekspozycji o energii promieniowania RTG poniżej 150 keV za pomocą zaproponowanej metody ilościowej analizy ekspozycji dawkomierza oraz konstrukcji dawkomierza z filtrem ołowianym z jednym otworem oraz wersji ołowianej i miedziowej z czterema otworami i ołowianego walca o średnicy 1 mm (Rys. 87).



Rys. 87. Przykład dawkomierzy ze zmodyfikowanymi filtrami przesłaniających detektory TL używanego do odczytów dozymetrycznych mających na celu rozróżnienie ekspozycji statycznej i dynamicznej. Po lewej zmieniony tylko jeden filtr z otworem, po prawej zmodyfikowana kasetka z różnymi typami filtrów.

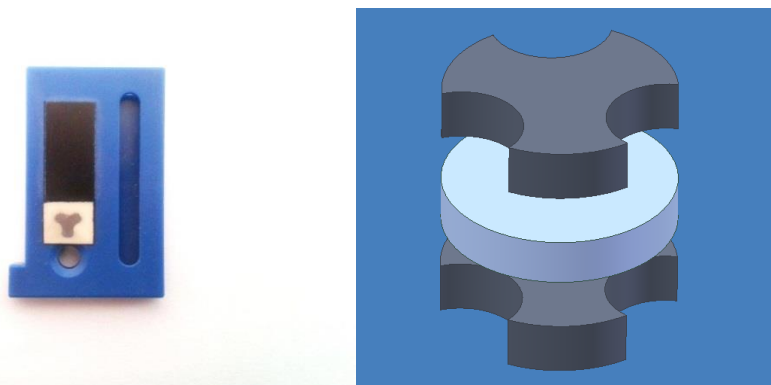
Podczas napromienia, kiedy kąt ekspozycji statycznej wynosił 30° i 60° , stwierdzono także możliwość rozróżnienia kierunku padania promieniowania. Eksperymenty jednoznacznie potwierdziły możliwość rozróżnienia ekspozycji statycznej od dynamicznej dla dawkomierzy termoluminescencyjnych. Stosowana kasetka miała jednak szereg istotnych wad, np. ze względu na zbyt dużą odległość filtru od detektora, filtr nie przykrywał w całości detektora podczas napromieniania pod kątem 60° i większym. Nie został również zbadany wpływ obecności filtra ołowianego nad jednym z detektorów na odpowiedź energetyczną i kątową pozostałych detektorów TL. Najlepsze efekty w rozróżnianiu typu ekspozycji uzyskano tylko dla niskich energii promieniowania 33 keV i dla dawek 20mSv, co było niewystarczające dla wdrożenia w serwisie dozymetrycznym. Dlatego też, postanowiono rozwiązać zagadnienie związane z optymalizacją warunków geometrycznych i materiałowych oraz ze stworzeniem uniwersalnych procedur mogących mieć zastosowanie w rutynowej kontroli dozymetrycznej. W ramach projektu NCBiR nr N R01 0020 10 pt. „Opracowanie systemu rozróżniania ekspozycji statycznej i dynamicznej w dozymetrii indywidualnej w oparciu o dwuwymiarowy pomiar termoluminescencji”, którego kierownikiem był autor, został opracowany w latach 2010-2013 kompletny system dwuwymiarowego rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej w skład którego wchodzi:

- 1) Czytnik termoluminescencyjny (Rys. 88.) z kamerą CCD dedykowany do odczytu dwuwymiarowego rozkładu dawki z detektorów stosowanych w dozymetrii indywidualnej promieniowania jonizującego, którego czułość pozwala na odczyt detektorów napromienionych dawką już od 1 mSv.



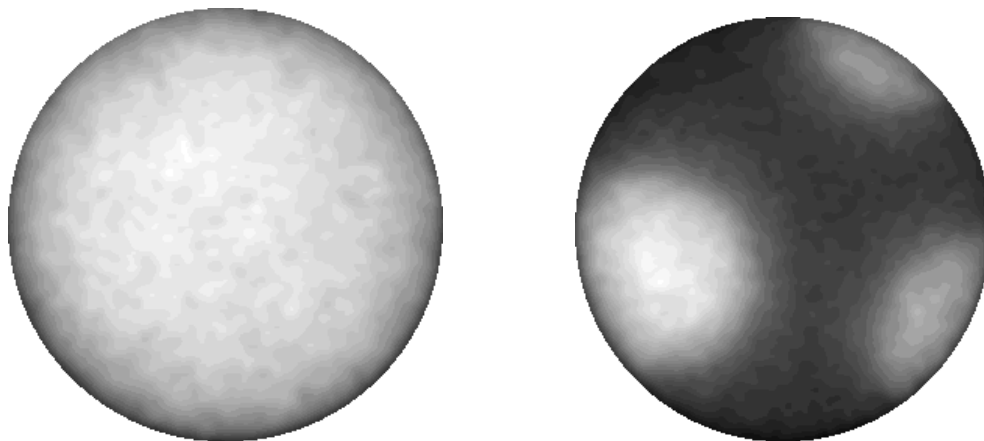
Rys. 88. Czytnik termoluminescencyjny zaprojektowany do pomiarów mających na celu rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej („naukowy Regulus”).

2) Zmodyfikowane kasety dozymetryczne do pomiarów ekspozycji statycznych i dynamicznych zawierające filtr ołowiany zoptymalizowane geometrycznie w celu efektywnego zmierzenia rodzaju ekspozycji dla promieniowania w zakresie energetycznym 33 – 250 keV (Rys. 89)



Rys. 89. Oprawa kasety dawkomierza typu Rados zmodyfikowana do badań w rozróżnianiu typu ekspozycji z zamontowanym dwustronnie specjalnym filtrem (po prawej pokazano geometrię położenia dwu filtrów w stosunku do pastylki LiF:Mg,Cu,P).

3) Oprogramowanie do obsługi czytnika i analizy obrazu świecenia detektora, umożliwiające nieskomplikowaną i automatyczną analizę typu ekspozycji.



Rys. 90. Przykład obrazów świecenia detektorów napromienionych dawką 10 mSv promieniowaniem o energii 100keV, po lewej detektor napromieniony dynamicznie, po prawej statycznie.

Opracowany system został z sukcesem przetestowany w serwisie dozymetrycznym Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej (LADIS) IFJ PAN pod względem przydatności w pomiarach dozymetrycznych oraz na potrzeby potencjalnych odbiorców. Plan pomiarów został przygotowany na przełomie 2012 i 2013 roku a wykonanie go przebiegało w następujących fazach:

- a. Przygotowanie urządzenia, dawkomierzy i instrukcji do pracy w serwisie dozymetrycznym,
- b. Wyznaczenie grupy instytucji (klientów laboratorium LADIS), które zgodzą się testować nowe dawkomierze
- c. Przygotowanie tzw. ślepej próby pomiarowej, tj. dawkomierzy wzorcowo napromienionych statycznie i dynamicznie.
- d. Przygotowanie pracy serwisu dozymetrycznego do wprowadzenia nowej metody (szkolenia z pracy z nowym urządzeniem, zmiany procedur w dotychczasowym podejściu do badania dawkomierzy i wprowadzenie nowych procedur)
- e. Wysłanie dawkomierzy do klientów, wykonanie kalibracji i pomiarów tła,
- f. Badania dawkomierzy od klientów i dawkomierzy wzorcowych
- g. Interpretacja wyników

Do testów przygotowano 292 detektory termoluminescencyjne i dawkomierze dla nich. Podział detektorów do pomiarów przedstawia Tabela 18.

Tabela 18. Liczba detektorów używanych w testach systemu do rozróżniania typu ekspozycji

Odbiorcy/Klienci	200 szt.
Symulowane napromienianie statyczne	40 szt.
Symulowane napromienianie dynamiczne	40 szt.
Kalibracja	9 szt.
Tło	3 szt.

Dawkomierze zostały wysłane do następujących instytucji

1. Narodowe Centrum Badań Jądrowych w Świerku,
2. Szpital Kliniczny Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu
3. Specjalistyczny Szpital im. Szczeklika w Tarnowie

Wzorce symulujące napromienianie statyczne i dynamiczne były napromieniane w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej w Warszawie. Ich wykonanie było konieczne, ponieważ trudno było zakładać, że dawkomierze noszone przez pracowników będą miały zarejestrowane przekroczenie dawki. W ten sposób można było wprowadzić ślepe próby do serii pomiarów w serwisie i przetestować poprawność działania systemu.

Do przeprowadzenia symulacji napromieniania dynamicznego zdecydowano się użyć orbity kinematycznej przedstawionej na rys 91.



Rys. 91 Orbita kinematyczna używana do symulowania napromieniania dynamicznego. W środku, zamiast dużej kuli mocowany był dawkomierz)

Wzorcowe wartości energii oraz dawki promieniowania były dla każdego dawkomierza losowo wybierane. Próby losowe pobierano z zakresu energetycznego 36 keV – 250 keV (norma N-40 do N-300) oraz dawek w przedziale od 5 mSv do 10 mSv. Tabela 19 przedstawia wylosowane energie i dawki dla odpowiednich dawkomierzy.

Tabela 19. Wylosowane wartości energii i dawki dla symulacji statycznej i dynamiczne napromieniania dawkomierzy.

	Ekspozycja statyczna		Ekspozycja dynamiczna	
	Energia	Dawka Hp(10)	Energia	Dawka Hp(10)
Nr. dawkomierza	[keV]	[mSv]	[keV]	[mSv]
1	48	8	48	8
2	65	7	48	8
3	65	9	83	6
4	83	5	83	8
5	100	9	83	9
6	160	6	118	8
7	160	6	160	5
8	208	5	160	6
9	208	6	208	6
10	250	9	250	6

Dawkomierze u klientów przebywały standardowy czas pomiarowy, tj. 3 miesiące. Według przepisów prawa nie mogły być noszone jako jedyne dawkomierze, ale jako dodatkowe. Zaginięć i zwrotów w przeprowadzonej próbie było 32%. Kalibrację przeprowadzono w połowie cyklu pomiarowego w Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych Instytutu Fizyki Jądrowej w Krakowie. Tło pomiarowe rejestrowane było na miejscu w serwisie LADIS. Po powrocie z cyklu pomiarowego od klientów, do zgromadzonych dawkomierzy dołączono te z symulacji statycznej i dynamicznej i przeprowadzono standardowe odczyty dawkomierzy, które pomijały w odczycie detektor umiejscowiony pod specjalnym filtrem. Standardowy pomiar serwisu ujawniał, które dawkomierze miały przekroczenie dawki i z tych dawkomierzy zostały wyjęte detektory spod specjalnego filtra. Detektory te zostały odczytane z użyciem dwuwymiarowego czytnika termoluminescencyjnego „Regulus”, którego oprogramowanie kwalifikowało obrazy do trzech kategorii: statyczne, dynamiczne lub niepewne.

Uzyskane wyniki badań pokazały, że wszystkie przekroczenia dawek zostały wykryte poprawnie. Nie było przypadku utraty wyniku przez nieprawidłowe działanie urządzenia. Automatyczna analiza przy pomocy specjalnego algorytmu pokazała, że nie było sytuacji, w której błędnie interpretowano wynik. Jako niepewne interpretowano 10% przypadków dla dawkomierzy napromienionych statycznie i aż trzydzieści procent dawkomierzy napromienionych dynamicznie. Przypadki, kiedy automatyczna interpretacja pokazywała wynik niepewny, obraz ten był oceniany przez technika i kwalifikowany do typu ekspozycji. W większości przypadków za błędną interpretację odpowiadały zanieczyszczenia detektora, które program interpretował jako statyczność.

Zbudowany system dwuwymiarowy system dozymetryczny do rozróżnianie ekspozycji statycznej od dynamicznej stanowi wyjątkowe osiągnięcie w dozymetrii promieniowania jonizującego. Jego główne zalety, w postaci odczytu małych dawek już od 1 mSv oraz szeroki zakres energetyczny rozróżniania typu ekspozycji od 33 keV do 250 keV sprawia, że istnieje możliwość wdrożenia go do prac serwisów dozymetrycznych. Zwiększenie funkcjonalności systemu o możliwość rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej dla wyższych energii została opracowana w kolejnych latach. Aby na obrazie odczytu detektora, po napromienieniu go promieniowaniem gamma od Cs-137 lub Co-60 były widoczne cienie od filtra, konieczne było opracowanie nowego typu filtrów. Obliczono, że filtr powinien mieć grubość od 4 do 8mm. Z powodu dużej grubości takiego filtra, analiza geometrii napromieniania wskazała na konieczność zastosowania również większego detektora. Opracowano zestaw czterech filtrów o różnych grubościach i kształcie oraz nowych większych detektorów (Rys. 92)



Rys. 92. Porównanie filtrów i detektorów do rozróżniania ekspozycji statycznej od dynamicznej. Dla energii do 250 keV (po lewej) oraz dla energii 661 keV(Cs-137) po prawej

Testowane były dwa kształty, półksiężyc oraz pierścień. Najlepszym filtrem okazał się typ pierścienia o grubości 8 mm. Przy pomocy tego filtra można rozróżnić ekspozycję statyczną od dynamicznej już od 1 mSv (Rys 93).



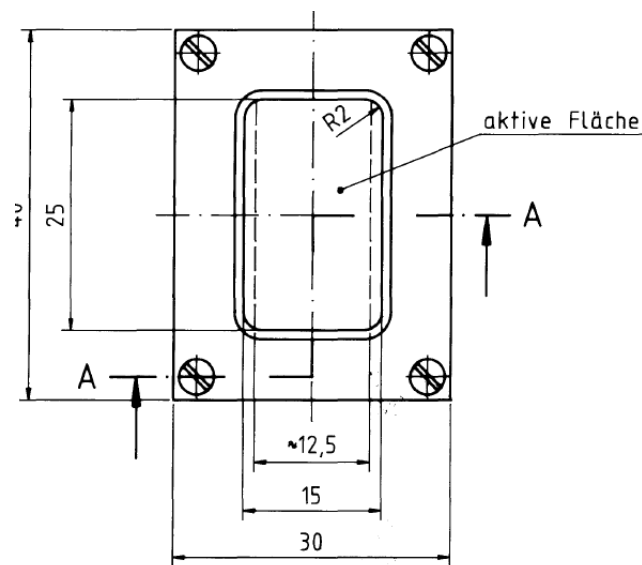
Rys. 93. Obraz rozkładu dawki detektorów napromienionych przy pomocy Cs-137 i dawką 1 mSv w sposób statyczny (po lewej) i dynamiczny (po prawej).

Do analizy obrazów i rozróżniania typu ekspozycji napromienionych promieniowaniem wysokoenergetycznym został opracowany specjalny algorytm [NALICHOWSKA 2017].

23. Inne zastosowania

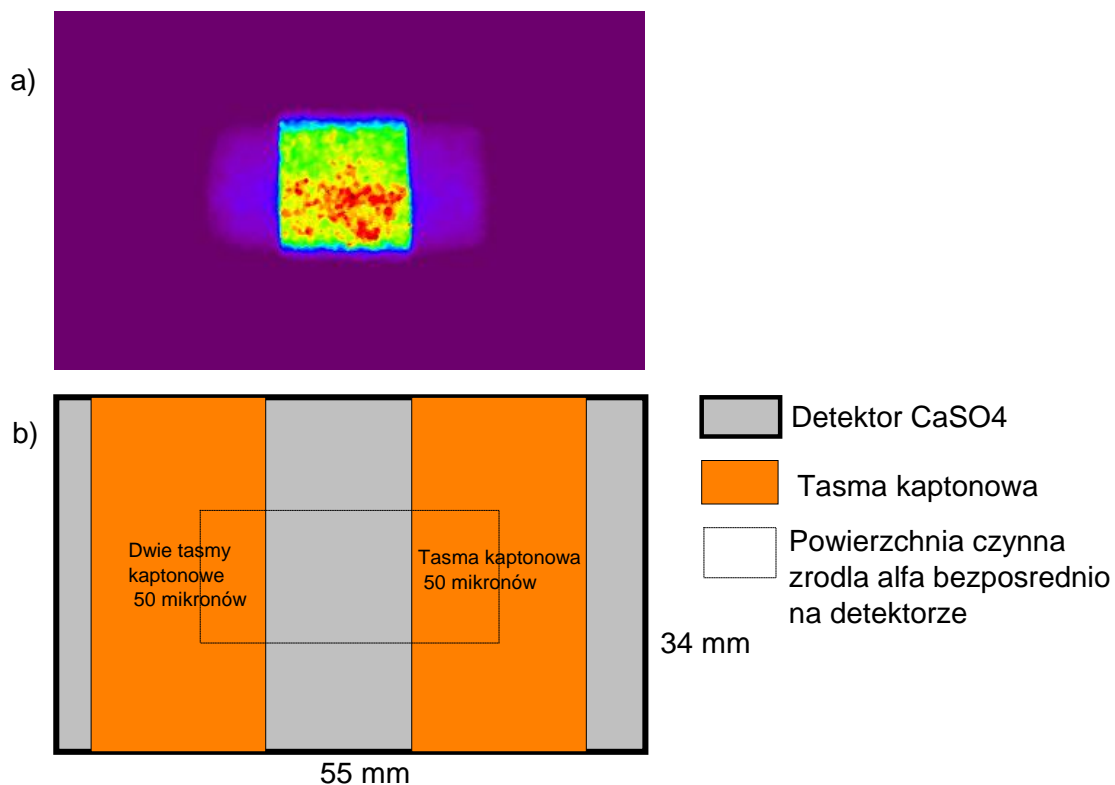
23.1. Pomiar równomierności źródła alfa

Celem eksperymentu było zastosowanie detektorów powierzchniowych do pomiaru równomierności źródła promieniowania alfa. Badane źródło alfa miało postać kostki o wymiarach 30x40 mm i grubości 4 mm. Z jednej strony znajduje się aktywna powierzchnia tlenku ameryku-241 przykryta złotą folią o grubości 2 μm . Powierzchnia aktywna jest prostokątem o wymiarach 15x20 mm z zaokrąglonymi narożami o promieniu 2 mm.



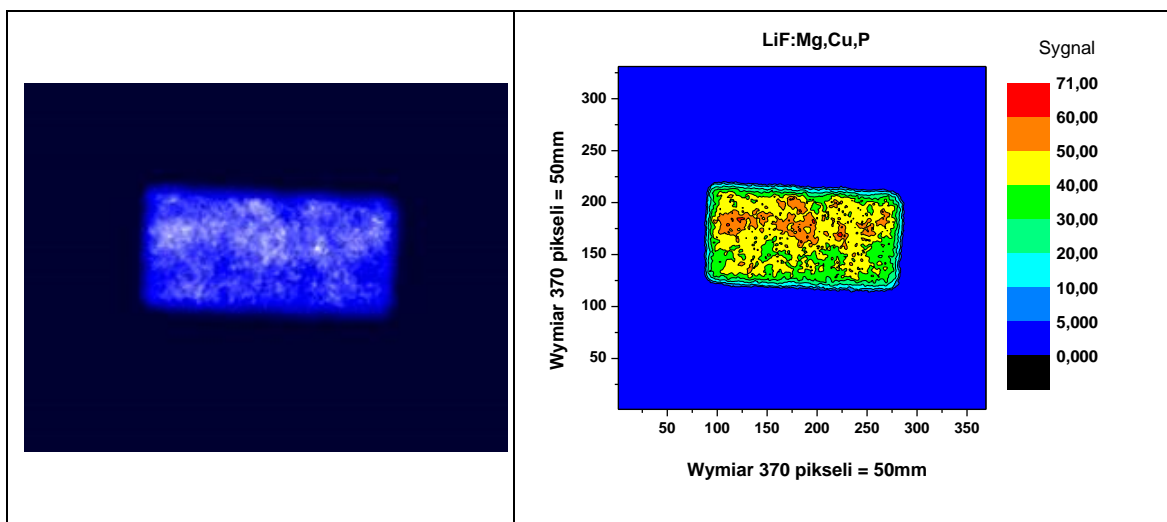
Rys. 94. Źródło alfa izotopu Am-241 (typ AMRB5718, producent Eckert & Ziegler).

Do pomiaru równomierności źródła alfa początkowo wykorzystano detektory powierzchniowe typu $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, charakteryzujące się wyższą czułością, jednakże problemem okazał się być wysoki sygnał od promieniowania gamma o energii 60 keV emitowany przez izotop Am-241. Ponieważ CaSO_4 posiada wysoką efektywną liczbę atomową ($Z_{\text{eff}}=15.6$), materiał ten pochłania promieniowanie fotonowe w tym zakresie energii z dużą wydajnością. LiF posiada znacznie niższą efektywną liczbę atomową ($Z_{\text{eff}}=8.3$), w związku z czym, ostatecznie do pomiarów wykorzystano detektor MCP-N frakcji A. Napromieniania przeprowadzono kładąc badane źródło bezpośrednio na detektorze. Rys. 95 ilustruje opisany powyżej wpływ promieniowania gamma. Część detektora $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ była przesłonięta folią kaptonową o grubości wystarczającej do zatrzymania cząstek alfa, nie zatrzymującej natomiast kwantów gamma o energii 60 keV. Jak można zaobserwować na rys. 95a, na przysłoniętych fragmentach detektora widoczny jest sygnał związany z emisją gamma.



Rys. 95. Ekspozycja detektora źródłem Am-241. a) – zarejestrowany obraz, b) – schemat geometrii napromieniania. Czas ekspozycji 2h.

Prawidłowe wyniki rozkładu dawki uzyskano z użyciem detektorów powierzchniowych typu LiF:Mg,Cu,P. Wynik pomiaru po 19 godzinach przedstawiono na rys. 96. Daje się zauważyć znaczne, sięgające kilkudziesięciu procent, niejednorodności. Większy sygnał jest widoczny wzdłuż jednej, dłuższej krawędzi źródła alfa.

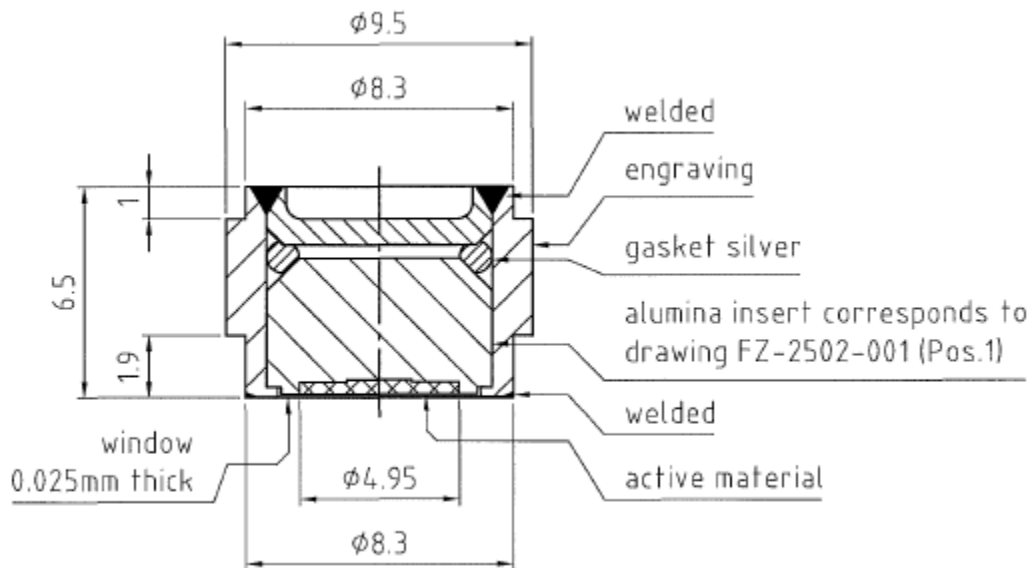


Rys. 96. Wynik pomiaru źródła alfa Am-241 po 79 godzinach detektorem LiF:Mg,Cu,P: z lewej - zarejestrowany obraz, z prawej – mapa konturowa intensywności sygnału TL.

23.2. Pomiar rozkładu przestrzennego dawki źródła beta

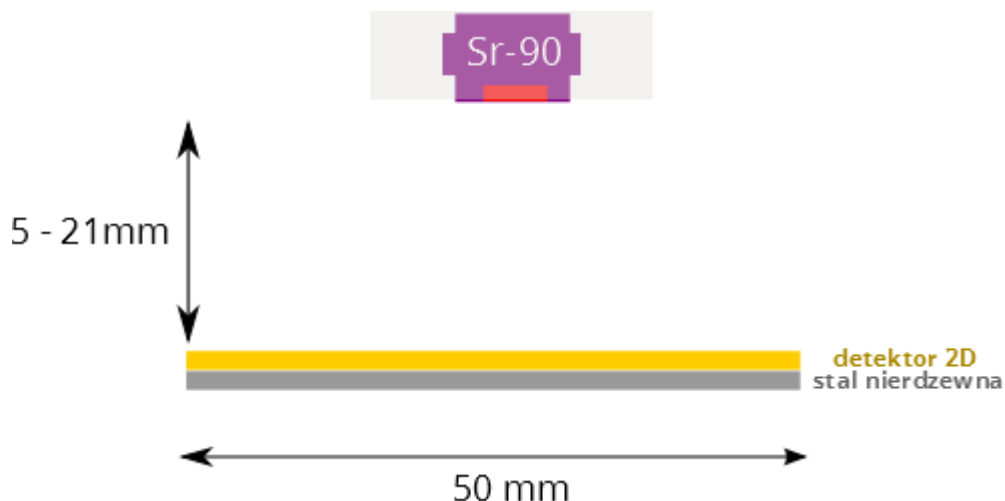
Celem eksperymentu było zastosowanie detektorów powierzchniowych do pomiaru rozkładu dawki w niewielkiej odległości od źródła promieniowania beta, przeznaczonego do instalacji w urządzeniach do napromieniania detektorów TL i innych materiałów.

Źródło beta miało postać walca o średnicy 9,5 mm i wysokości 6,5 mm (Rys. 97). U jednej podstawy znajduje się warstwa aktywna Sr-90/Y-90 o średnicy 4,5 mm emitująca promieniowanie beta. Aktywność źródła w dniu pomiaru wynosiła 20 MBq.



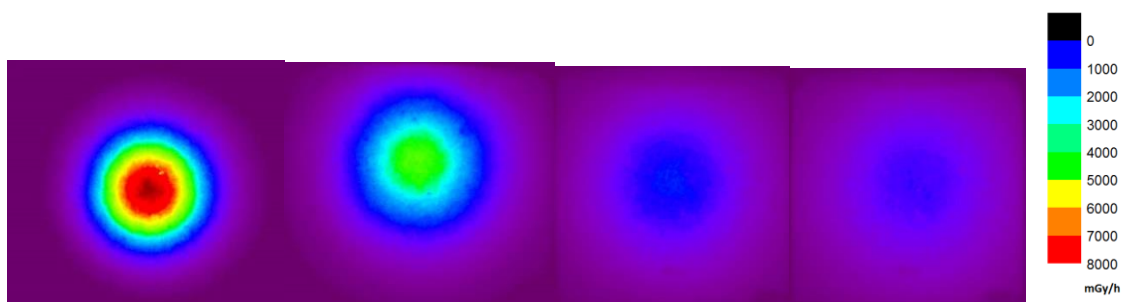
Rys. 97 Szczegóły techniczne budowy źródła beta Sr-90/Y-90 (materiały Eckert & Ziegler)

W pomiarach wykorzystano detektory typu MCP-N z drobnej frakcji A+B (do 63 mikronów) przygotowane według standardowych procedur produkcji i anilacji. Źródło umieszczono w uchwycie i na specjalnie skonstruowanej podstawie z PMMA, która umożliwiała regulację odległości od detektora. Pomiar wykonano w odległościach 5 mm, 11 mm, 16 mm i 21 mm. Pod detektorem znajdowała się cienka blacha (0,5 mm) ze stali nierdzewnej (Rys. 98) aby zasymulować warunki rozproszenia promieniowania jakie będą w docelowym zastosowaniu.



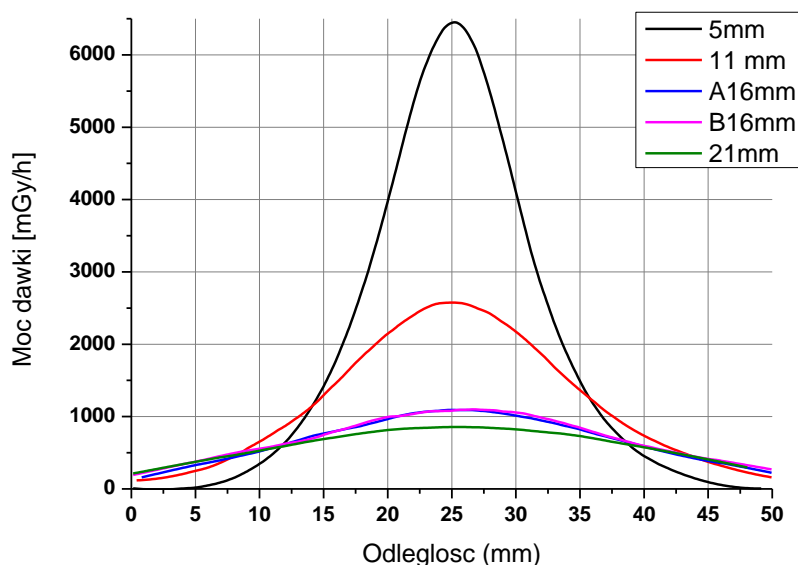
Rys. 98. Schemat układ pomiarowego ze źródłem Sr-90

Czas napromieniania wynosił od 2 godzin dla odległości 5mm do 19 godzin dla 15 i 21 mm. Kalibrację wykonano względem detektora tego samego typu napromieniowanego na źródle Co-60. Wyniki odczytu detektorów w zależności od odległości od źródła przedstawiono na rysunku 99



Rys. 99. Obrazy odczytu detektorów umiejscowionych w odległości 5, 11, 16 i 21 mm od źródła

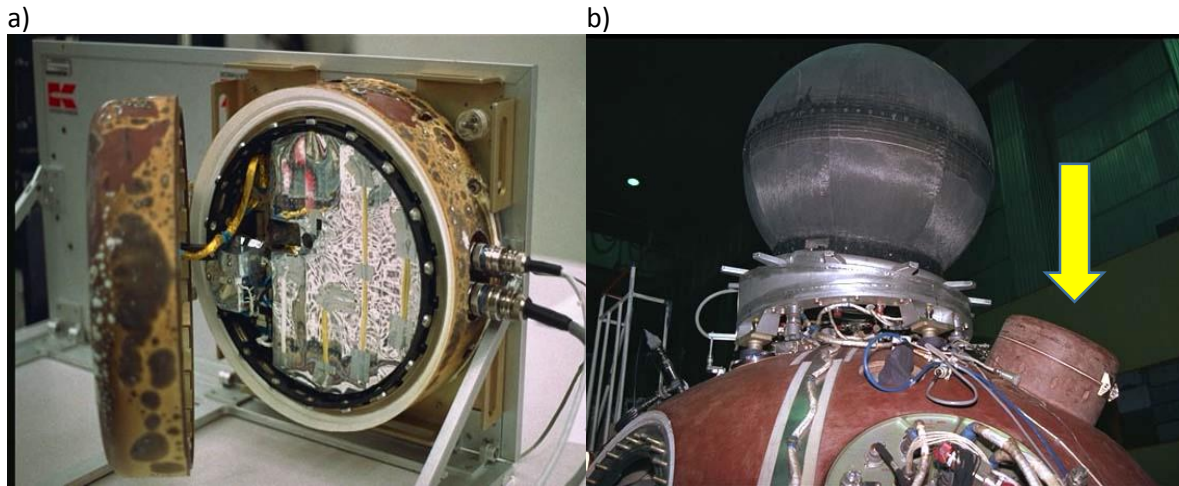
Profile mocy dawki (w przypadku odległości 16 mm pomiary wykonano dwukrotnie) z wykorzystaniem różnych detektorów, pokazano na rys. 100. Najwyższa zmierzona moc dawki jest oczywiście w odległości 5 mm od źródła, ale rozkład mocy dawki zmienia się zbyt gwałtownie, żeby możliwe było powtarzalne napromienianie np. pastylek których średnica wynosi 5 mm.



Rys. 100. Rozkład mocy dawki w różnych odległościach od źródła beta.

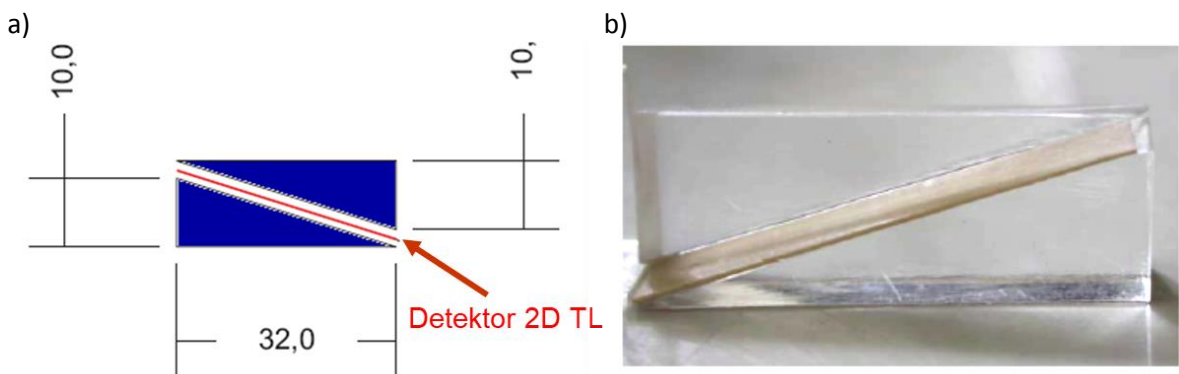
23.3. Pomiar rozkładu głębokościowego – pomiar dawki w przestrzeni kosmicznej

W ramach współpracy z Niemieckim Centrum Badań Kosmicznych (DLR Kolonia) zespół IFJ PAN uczestniczył w wielu eksperymentach związanych z pomiarami promieniowania kosmicznego na orbicie Ziemi. Jednym z nich były pomiary w kapsule eksperymentalnej BIOPAN [REITZ 2002]. Kapsuła ta, mocowana na zewnątrz rakiety Foton, automatycznie otwiera się na orbicie Ziemi, pozwalając na eksponowanie różnych próbek na warunki panujące w otwartej przestrzeni kosmicznej (rys. 101). W roku 2007, w ramach misji BIOPAN-6, przeprowadzona została ekspozycja próbek biologicznych (eksperyment Lithopanspermia) [TORRE 2010]. Na potrzeby tego eksperymentu koniecznym było wyznaczenie pochłoniętych przez próbki dawek promieniowania kosmicznego. Ponieważ w warunkach małej grubości osłony, w widmie promieniowania kosmicznego dominuje bardzo słabo przenikliwe promieniowanie z pasów Van Allena, interesującym było określenie rozkładu głębokościowego dawki. Wśród różnych przyrządów wykorzystywanych w tym eksperymencie, zaproponowane zostało eksperymentalne użycie detektorów powierzchniowych TL.



Rys. 101. Kapsuła BIOPAN-6; a) – otwarta, b) zamocowana na zewnątrz rakiety Foton.

Idea pomiaru rozkładu głębokościowego dawki przy pomocy detektora powierzchniowego, opiera się na eksponowaniu go na promieniowanie w taki sposób, że przykrywa się go osłoną o zmiennej grubości – np. o kształcie klina. Koncepcja ta jest zilustrowana na rys. 102. Detektory mają kształt pasków (rys. 103) o wymiarach 10 mm x 32 mm. W eksperymencie użyte zostały detektory na bazie $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$. Odczyt przeprowadzono na czytniku „laboratoryjnym”. Przed eksperymentem na orbicie Ziemi, pomiar rozkładu głębokościowego dawki został przetestowany w warunkach laboratoryjnych dla ekspozycji na promieniowanie beta ze źródła Sr-90/Y-90 dawką 1 Gy (rys. 104). Wyniki pomiarów na orbicie Ziemi przedstawione są na rysunkach 105 i 106. Ze względu na krótki czas lotu (10 dni) i niską wysokość orbity (260-300 km) dawka pochłonięta była stosunkowo małą (<50 mGy), poniżej optymalnego zakresu pomiarowego detektora powierzchniowego. Spowodowało to znaczne fluktuacje zmierzonych wartości, tym niemniej silny gradient dawki promieniowania kosmicznego został wyraźnie uwidoczniony.



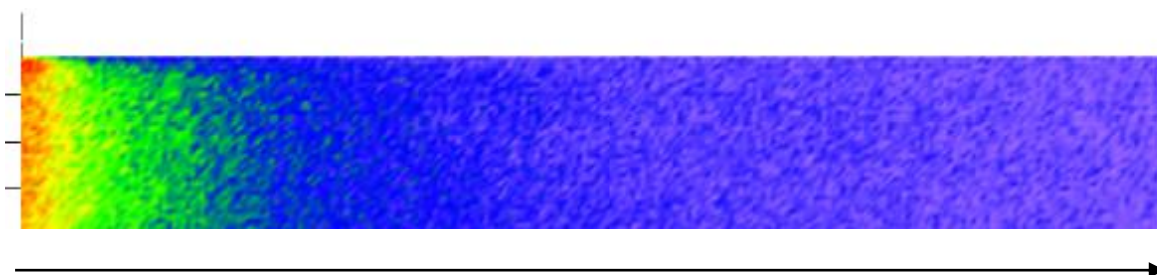
Rys. 102. Ilustracja koncepcji pomiaru rozkładu głębokościowego przy użyciu detektora powierzchniowego. A) – rysunek schematyczny, b) fotografia realizacji przy pomocy klinów z PMMA.



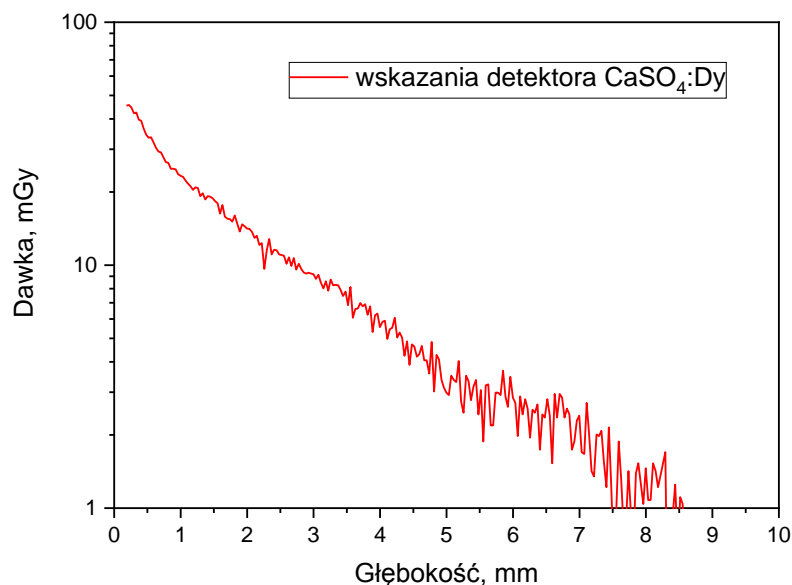
Rys. 103. Fotografia czterech detektorów powierzchniowych $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ przygotowanych do pomiaru rozkładu głębokościowego.



Rys. 104. Obraz uzyskany z detektora powierzchniowego TL, po ekspozycji pod klinem na promieniowanie beta ze źródła Sr-90/Y-90 . Strzałka wskazuje kierunek wzrostu głębokości.



Rys. 105. Obraz uzyskany z detektora powierzchniowego TL, po ekspozycji pod klinem w kapsule BIOPAN na orbicie Ziemi przez 10 dni. Strzałka wskazuje kierunek wzrostu głębokości.



Rys. 106. Rozkład głębokościowy dawki zmierzony detektorem powierzchniowym TL, w kapsule BIOPAN na orbicie Ziemi przez 10 dni.

23.4. Obrazowanie termoluminescencji próbek krystalicznych

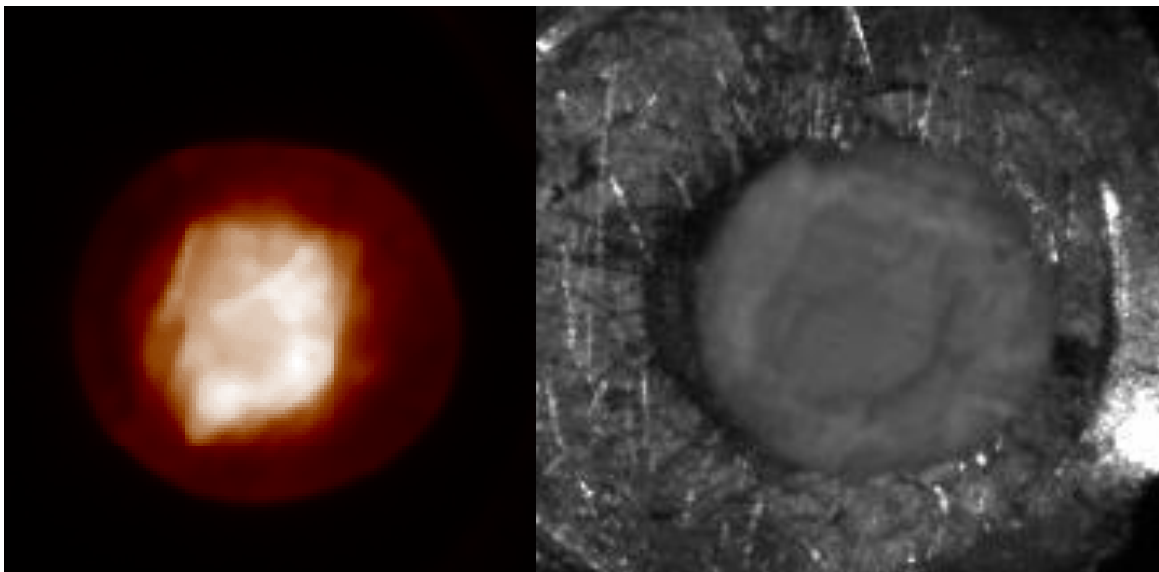
Omówione dotąd zastosowania obejmowały pomiary wiążące się z szeroko rozumianą dozymetria promieniowania jonizującego. Obrazowanie dwuwymiarowej termoluminescencji znalazło także zastosowanie w dziedzinie zupełnie niezwiązanej z pomiarami promieniowania jonizującego, a mianowicie w badaniu jednorodności próbek krystalicznych. Poniżej omówione są dwa przykłady tego typu pomiarów.

Obrazowanie emisji światła w kryształach glinianu litu wyhodowanych metodą mikrowyciągania

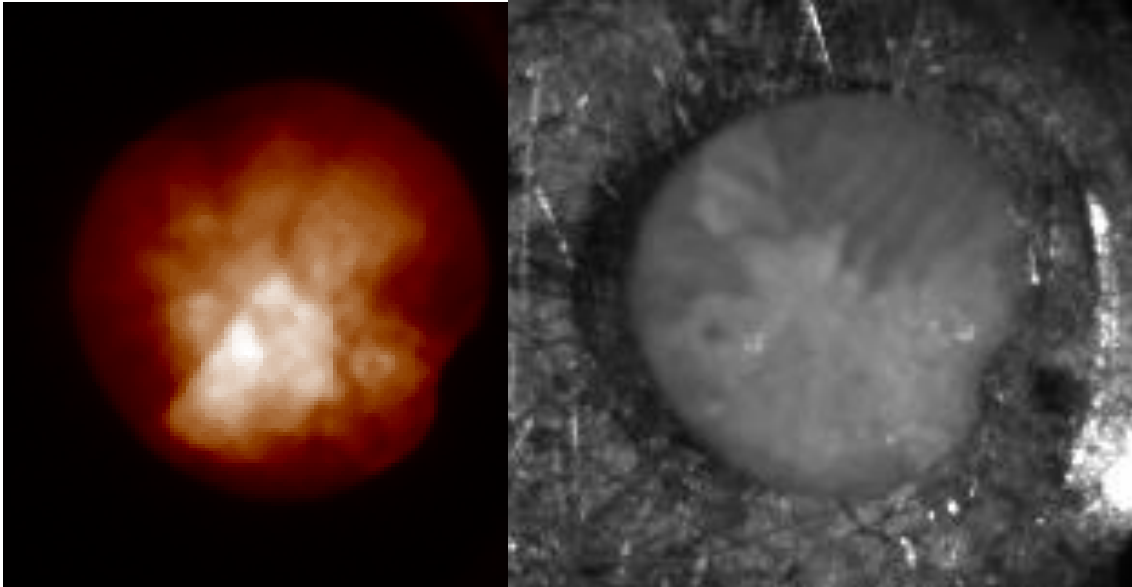
Metoda mikrowyciągania (ang. *micro-pulling down*, μ PD) jest jedną z nowych technik wzrostu kryształów, opracowaną w latach 1990-tych [FUKUDA 2007]]. Jest to bardzo szybka metodą wytwarzania małych kryształów na potrzeby laboratoryjne, będąca idealną techniką do wytwarzania kryształów w ramach badań materiałowych, gdy celem jest modyfikowanie składu lub orientacji poprzez szybką zmianę materiału wsadowego, zarodka, temperatury, atmosfery. Otrzymywane kryształy mają postać prętów lub włókien, o średnicy od ułamka milimetra do ok. 4 mm. W IFJ PAN działa nowoczesne urządzenie do wzrostu kryształów metodą μ PD firmy Cyberstar. Służy ono do wytwarzania próbek krystalicznych głównie pod kątem poszukiwania nowych materiałów na detektory luminescencyjne (OSL, TL, scyntylatory). Jednym z badanych materiałów jest glinian litu, LiAlO_2 , charakteryzujący się bardzo silnym sygnałem TL i OSL [KILIAN 2017] [TWARDAK 2014a] [TWARDAK 2014b]. Glinian litu topi się niekongruentnie, w związku z czym otrzymane próbki krystaliczne stanowią zwykle mieszaninę różnych faz tego związku, o różnym stopniu krystalizacji. W ramach badań pojawiło się zatem pytanie, o związek

między fazami krystalicznymi, a mierzonym sygnałem luminescencji. Pomocnym narzędziem w tym celu okazały się właśnie pomiary przestrzennie-rozdzielczej termoluminescencji [TWARDAK 2014c].

Pomiary przeprowadzone zostały przy pomocy czytnika naukowego Regulus. Próbki stanowiły plastry o grubości ok. 1 mm, ucięte piłą diamentową z krystalicznego pręta. Przed pomiarem próbki zostały napromienione dawką 1000 Gy promieniowania beta ze źródła Sr-90/Y-90. Rys. 107 przedstawia przykładowe wyniki uzyskane dla próbki glinianu litu domieszkowanego tytanem. Próbka ta charakteryzowała się dobrze wykrystalizowanym rdzeniem, otoczonym białym, nieprzezroczystym materiałem. Jak widać termoluminescencja jest emitowana praktycznie wyłącznie przez krystalicznym rdzeń. Odwrotna sytuacja została zaobserwowana dla próbki niedomieszkowanego glinianu litu (rys. 108). Przyporządkowanie obszarów świecących do konkretnych stref kryształu jest w tym wypadku mniej jednoznaczne, ale generalnie silniejszy sygnał jest emitowany z obszarów nieprzezroczystych. Oczywiście sam pomiar termoluminescencji nie pozwala na identyfikację poszczególnych faz krystalicznych i potrzebne jest włączenie w badania innych metod doświadczalnych.



Rys. 107. Próbka glinianu litu domieszkowana 0.1 mol%Ti₂O₂ (nr próbki G147). Z lewej strony zarejestrowany obraz TL, z prawej strony fotografia próbki w geometrii identycznej jak w czasie pomiaru.

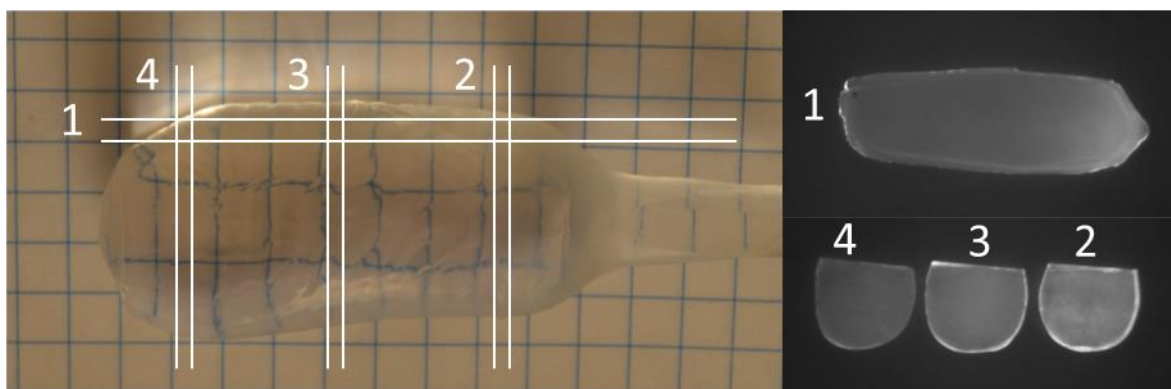


Rys. 108. Próbką niedomieszkowanego glinianu litu (nr próbki G135) Z prawej strony fotografia próbki w geometrii identycznej jak w czasie pomiaru.

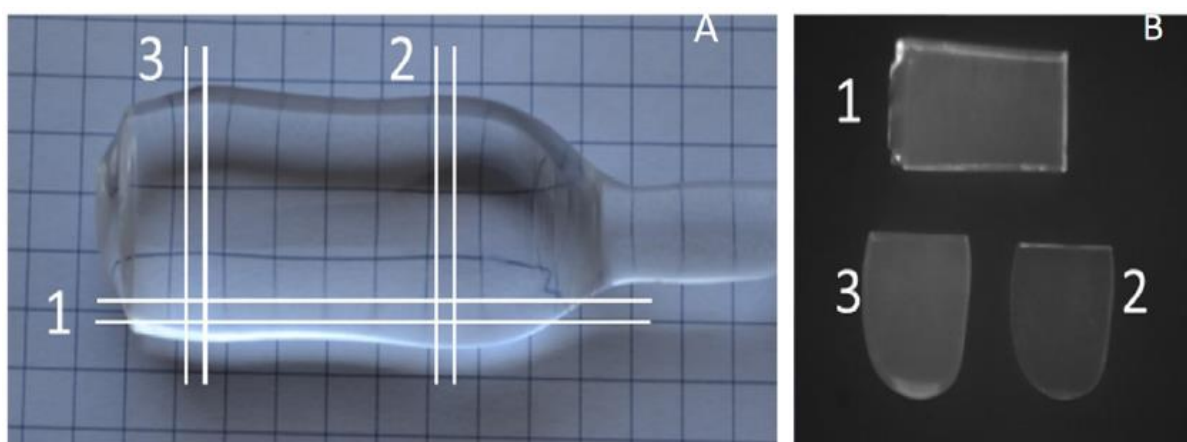
Obrazowanie emisji światła w kryształach fluorku litu wyhodowanego metodą Czochralskiego

Kryształy LiF są wytwarzane w IFJ PAN metodą Czochralskiego. Są one następnie wykorzystywane do fluorescencyjnej detekcji śladów cząstek jądrowych [BILSKI 2018]. Termoluminescencja przestrzennie rozdzielcza została wykorzystana do obrazowania rozkładu defektów w nominalnie czystym monokryształe kryształ LiF [MARCZEWSKA 2017]. Z wyhodowanego przezroczystego kryształu zostały wycięte próbki w sposób przedstawiony na rys. 109a. Jedna próbka została wycięta równolegle do osi wzrostu kryształu, a trzy kolejne poprzecznie. Następnie próbki zostały napromienione w jednorodnym polu promieniowania gamma Co-60 dawką 20 Gy. Pomiar TL został przeprowadzony na czytniku laboratoryjnym z kamerą PCO SensiCam. Szybkość grzania wynosiła 3 °C/s, a temperatura maksymalna 350 °C. Uzyskane obrazy przedstawione są na rys. 109b. Jak można zauważyć sygnał TL jest silniejszy w początkowej części kryształu. Może to świadczyć o separacji zanieczyszczeń w nominalnie czystym materiale wsadowym lub generacji defektów w trakcie wzrostu.

Analogiczne pomiary zostały przeprowadzone dla kryształu domieszkowanego jonami Mg^{2+} (250 ppm) i Ti^{4+} (10 ppm) (rys. 110). Tym razem wynik pomiaru był odwrotny (rys. 110b): silniejszy sygnał TL pojawił się w końcowej części kryształu. Wskazuje to na powstanie gradientu koncentracji domieszek w czasie wzrostu.



Rys. 109. Nedomieszkowany kryształ LiF: a) – sposób cięcia, b) – wynik pomiaru TL po ekspozycji na promieniowanie gamma.



Rys. 110. Kryształ LiF domieszkowany magnezem (250 ppm) i tytanem (10 ppm): a) – sposób cięcia, b) – wynik pomiaru TL po ekspozycji na promieniowanie gamma.

VI. Podsumowanie

Dwuwymiarowa dozymetria termoluminescencyjna jest ważną metodą pomiaru rozkładu dawki pól promieniowania jonizującego. Pomimo istnienia innych technik dwuwymiarowej dozymetrii promieniowania jonizującego, jak np. pomiar filmami radiograficznymi, foliami radiochromowymi oraz metod opartych na układach elektronicznych, odgrywa wciąż istotną rolę w tego typu pomiarach. Skok technologiczny, jaki dokonał się w obszarze kamer cyfrowych na końcu XX wieku oraz specjalizacja grupy badawczej z Instytutu Fizyki Jądrowej w zakresie technologii materiałów termoluminescencyjnych, stworzyły warunki do rozwoju i powstania kompletnego systemu termoluminescencyjnej dozymetrii dwuwymiarowej. Niniejsza praca stanowi kompendium wiedzy na ten temat. Praca została podzielona na siedem części.

W części pierwszej zostały przedstawione podstawowe wiadomości obejmujące zjawisko termoluminescencji, jego wykorzystanie w praktyce oraz zdefiniowano pojęcia jakimi posługujemy się przy charakteryzowaniu materiałów i detektorów termoluminescencyjnych. Zjawisko opisano przy pomocy prostego, lecz najczęściej przytaczanego dwupoziomowego modelu pułapkowego (STM – Simple Trap Model), znanego w literaturze jako „one trapping-one recombination centre model, OTOR”. Model ten jest wprowadzeniem do analizy prostych krzywych termoluminescencyjnych (krzywych jarzenia) i może być rozwinięty do analizy bardziej skomplikowanych krzywych wielopikowych. Zjawisko termoluminescencji jest szeroko wykorzystywane w badaniach i pomiarach. Oprócz wspomnianych wcześniej zastosowań w datowaniu i dozymetrii promieniowania jonizującego, pojawiają się także bardziej egzotyczne zastosowania, jak np. pomiar temperatury w czasie wybuchów. Zjawisko termoluminescencji zachodzi w materiałach, charakteryzujących się pewnymi właściwościami, które są specyficzne w termoluminescencyjnej dozymetrii promieniowania jonizującego. Opisane i zdefiniowane zostały takie właściwości jak, czułość na promieniowanie, charakterystyka dawkowa i energetyczna, limit detekcji, fading, anilacja i widmo emisji.

Kolejny rozdział dotyczy detektorów powierzchniowych wykonywanych z materiałów termoluminescencyjnych. Rozpoczyna się on od przedstawienia, dlaczego i po co potrzebne są detektory powierzchniowe. Główne zastosowanie to badania rozkładu dawek różnych pól promieniowania, a w szczególności medycznych pól promieniowania przy dynamicznie zmieniających się warunkach. Następnie przedstawione są podstawowe formy detektorów termoluminescencyjnych i czym różnią się folii termoluminescencyjnych. Aby otrzymać detektor powierzchniowy, konieczne jest wyprodukowanie folii z materiału termoluminescencyjnego oraz polimeru. Oba składniki muszą charakteryzować się pewnymi właściwościami, które wspólnie dadzą pożądany efekt. Spośród wielu materiałów termoluminescencyjnych, jakie są używane komercyjnie i w badaniach naukowych, zostały wybrane dwa, LiF:Mg,Cu,P oraz CaSO₄:Dy. Pierwszy z nich charakteryzuje się wysoką czułością i niską temperaturą anilacji, drugi charakteryzuje się emisją światła przy wyższych długościach fali (widmo posiada dwa pasma emisyjne:

480nm i 570nm), przez co wykazuje wysoką czułość pomiarową w układach z sensorami CCD. W dalszej części zostały opisane metody otrzymywania tych materiałów i ich właściwości. W trakcie badań okazało się, że istotną rolę we właściwościach detektorów powierzchniowych odgrywa stopień ziarnistości LiF:Mg,Cu,P. Z drobnych ziaren można wytworzyć detektory o dużej jednorodności, lecz kosztem zmniejszonej czułości. Odwrotnie jest z dużymi ziarnami. Przykłady zastosowań opisane w dalszej części pracy pokazują, że zarówno drobne ziarno jak i grube mogą być użyteczne. Do wybranych luminoforów zostały dobrane odpowiednie typy polimerów. Podstawowymi właściwościami uwzględnianymi przy doborze polimerów były odporność temperaturowa, właściwości optyczne i stabilność mechaniczna. Dla wybranych polimerów, ETFE (kopolimer etylenu i tetrafluoroetyleny) i PFA (perfluorolakoxy tetrafluoro polimeru) przedstawiono ich właściwości. Następnie opisano jak przebiega proces produkcji folii termoluminescencyjnej oraz urządzenia, które są w tej technologii stosowane. Wytworzenie folii polega na ściśnięciu na gorąco mieszaniny luminoforu i polimeru w prasie hydraulicznej. Proces ten jest prowadzony w odpowiednich warunkach ciśnienia i temperatury, różnych dla każdego typu folii. Aby w procesie otrzymać jednorodną, gładką i jednakowo grubą folię, mieszanina powinna być równomiernie rozprowadzona na odpowiednich materiałach pomocniczych tworzących „pakiet do prasowania”. Oprócz tego, muszą być wykonane odpowiednie czynności z przekładaniem pakietu. Sposób wytwarzania folii jest na tyle innowacyjny, że po zgłoszeniu do Urzędu Patentowego został przyznany patent na ten wynalazek pt. „Sposób wytwarzania powierzchniowego detektora promieniowania jonizującego”. Rozdział kończy się opisem metody przygotowania detektorów powierzchniowych do pomiarów, czyli anilacją.

Rozdział trzeci obejmuje zagadnienie pomiaru w dwuwymiarowej termoluminescencji. Odczyt detektora odbywa się z użyciem czytnika termoluminescencyjnego do pomiarów powierzchniowych, a po pomiarze analizowany jest jego efekt w postaci obrazu. Czytnik zbudowany jest z kilku charakterystycznych elementów. Głównym elementem jest kamera cyfrowa, która służy do rejestracji słabego obrazu świecenia detektora. Na początku przedstawiono podstawową wiedzę na temat budowy i sposobu działania kamer cyfrowych. Wiedza ta jest potrzebna by dobrać właściwą kamerę do czytnika, ponieważ jej parametry bezpośrednio wpływają na czułość systemu dozymetrycznego i jakość otrzymywanych obrazów. Jak wykazano w rozdziale, kamery w czytnikach powierzchniowych powinny charakteryzować się niskim poziomem szumów, czułością spektralną dobraną do emisji światła z detektora oraz szerokim zakresem dynamicznym. Kolejnym ważnym elementem czytnika jest element podgrzewający detektor. Musi się on charakteryzować wysoką jednorodnością rozkładu temperatury, małą pojemnością cieplną oraz dużym przewodnictwem ciepła. Małe elementy grzejne są dostępne w postaci gotowych grzałek np. z AlN, duże elementy grzejne do powierzchni 20 cm x 20 cm musiały zostać zaprojektowane i wytworzone w taki sposób, aby spełniały wymagania do odczytu detektorów. Następnie opisano sposoby chłodzenia w czytnikach oraz przedstawiony został przykład, jak właściwości układu optycznego i kamery wpływają na stopień wykorzystania światła emitowanego przez detektor. Oprócz prototypu

powstałego na początku 2002 roku, dotychczas zaprojektowano i wyprodukowano trzy czytniki termoluminescencyjne do pomiarów detektorów powierzchniowych, czytnik termoluminescencji dwuwymiarowej dla średnich powierzchni 5 cm x 5 cm tzw. „laboratoryjny”, czytnik dla detektorów 20 cm x 20 cm nazywany „klinicznym” oraz czytnik naukowy „Regulus”. Pierwszy charakteryzuje się możliwością odczytu detektorów o rozmiarach 5 x 5 cm lub średnicy 6 cm oraz posiada zmienne pozycjonowanie kamery, które umożliwia pomiar różnej wielkości detektorów z różnymi rozdzielczościami, czyli dostosowanymi do potrzeb. Wadą tego czytnika jest ręczne chłodzenie przy pomocy zewnętrznych radiatorów oraz oddzielone wyzwalanie narostu temperatury i akwizycji obrazu. Drugi czytnik posiada kamerę zamocowaną na stałe w takiej odległości aby możliwe były odczyty detektorów o powierzchni 20cm x 20cm. Stała pozycja kamery i jeden typ obiektywu zapewniają stabilne pomiary detektorami o dużych powierzchniach. Czytnik został zbudowany celowo do pomiarów rozkładu dawki podczas terapii nowotworów pacjentów leczonych w centrach onkologii i klinikach kontroli jakości planów terapeutycznych. Trzeci czytnik został skonstruowany w sposób modułowy. Dzięki wymiennym wkładom z różnymi grzałkami posiada szerokie spektrum zastosowań ale głównym przeznaczeniem była automatyczna analiza przypadków przekroczenia dawek w dozymetrii indywidualnej, która polega na takim odczycie detektora z dawkomierza by stwierdzić czy był on napromieniony w sposób dynamiczny czy leżąc nieruchomo (statycznie). Po omówieniu czytników rozdział kończy opis procedury odczytu na poszczególnych czytnikach.

Rozdział czwarty dotyczy analizy obrazów z odczytanych detektorów. Aby obraz można było poprawnie zinterpretować, a sygnał przekształcić na dawkę, muszą być wykonane operacje matematyczne na obrazach otrzymanych z kilku napromieniowań tego samego detektora. Operacje matematyczne na obrazach pozwalają zredukować wpływ zniekształceń geometrycznych i winietowania wynikających z niedoskonałości toru optycznego a także obliczać macierze odwzorowania detektorów. Dzięki temu, pomimo pewnych niedoskonałości zarówno czytników jak i detektorów powierzchniowych, można uzyskać bardzo dobre wyniki pomiarów. Druga część rozdziału przedstawia sposób przeprowadzenia kalibracji detektorów w przypadkach kiedy jest dostępna duża grupa pomiarowa detektorów lub gdy pomiar wykonywany jest z użyciem jednego detektora o rozmiarach 20cm x 20cm.

Rozdział piąty obszernie prezentuje właściwości termoluminescencyjne i zastosowania folii termoluminescencyjnych w dozymetrii dwuwymiarowej. Na początek przedstawiono najczęściej wykorzystywane ustawienia w poszczególnych czytnikach i standardowe parametry odczytów. Następnie opisano szczegółowo właściwości folii termoluminescencyjnych. Biorąc pod uwagę limity detekcji oraz indeksy liniowości detektorów użyteczny zakres czułość wynosi od 500 mGy do 20Gy dla LiF:Mg,Cu,P oraz od 100mGy do 2Gy dla CaSO₄:Dy. Zaobserwowano, że czułość detektorów nie jest powtarzalna i zmienia się podczas użytkowania już od momentu wyprodukowania. Szereg czynników zmienia czułość detektora, ale największy wpływ ma sposób użytkowania. Okazuje się, że

z czasem detektory ciemnieją i tracą czułość nawet do kilkunastu procent po czternastu odczytach. Jest to wynikiem utleniania się zanieczyszczeń na powierzchni detektora, a można temu zapobiegać czyszcząc detektory rozpuszczalnikiem przez każdym procesem cieplnym (odczyt i anilacja). Dodatkowo należy używać rękawic ochronnych oraz przechowywać detektory pod przykryciem. Fading detektorów powierzchniowych jest porównywalny z fadingiem właściwych im luminoforów i pół roku wynosi 4% dla LiF:Mg,Cu,P oraz do 9% dla CaSO₄:Dy. Podobnie zależność energetyczna detektorów powierzchniowych w polach fotonowych, protonów i jonów węgla jest taka sama lub bliska czystemu luminoforom. W polu fotonowym względna (w stosunku do Cs-137) odpowiedź detektorów powierzchniowych obu typów jest taka sama jak dla czystych materiałów termoluminescencyjnych. Jedyne niewielkie odstępstwo jest dla materiału LiF:Mg,Cu,P przy energii 100keV. W tym zakresie odpowiedź folii TL jest o 8% niższa od odpowiedzi czystego materiału. Odpowiedź na dawkę detektorów powierzchniowych wykonanych z LiF:Mg,Cu,P jest wysoce zależna od energii protonów. Ta zależność jest szczególnie wyraźna dla niskich energii, gdzie wydajność zmienia się o 50% w zakresie 10MeV do 100MeV. Detektory wykonane z CaSO₄:Dy nie wykazują większej zmienności w wydajności energetycznej dla tego typu promieniowania. Ich wydajność zmienia się pomiędzy 0,8 a 0,9 względem Co-60. W przypadku jonów węgla wyniki wydajności folii LiF:Mg,Cu,P zgadzają się bardzo dobrze z wcześniejszymi badaniami na czystych materiałach. Po omówieniu właściwości folii przedstawiono szereg badań i pomiarów wykonanych z ich pomocą. Ta część rozpoczyna się od przykładów pomiaru w polach fotonowych. Pokazano zastosowanie detektorów do badania rozkładu dawki w fantomie oka napromienianego techniką 3D-CRT, porównując je z innymi detektorami, którymi były dwa typy folii radiochromowych i komora jonizacyjna. Wynik pomiaru termoluminescencyjnymi detektorami powierzchniowymi był zgodny z pozostałymi. Następnie przedstawiono pomiar detektorami przy napromienianiu ich w fantomie wodnym w trakcie dynamicznie zmieniającego się pola promieniowania (technika IMRT). Tutaj również detektory wykazały wysoka zgodność z innymi technikami. Oprócz dużych i średnich pól promieniowania, jakie stosowane są rutynowo w radioterapii nowotworów rozwijane są inne metody pozwalające zwiększyć skuteczność radioterapii. Jedną z takich metod jest napromienianie mikrowiązką. Polega ono na tym, że promieniowanie z synchrotronu przechodząc przez specjalny kolimator szczelinowy formuje się w taki sposób, że posiada strukturę mikro-prążków. Prążki mogą mieć szerokość połówkowa do 75 mikrometrów i oddalone być od siebie o dystans od 100 do 400 mikrometrów. Precyzyjne zbadanie rozkładu dawki takiej struktury pola promieniowania jest dużym wyzwaniem pomiarowym. W testach pomiarowych tego typu wiązki użyto małych detektorów powierzchniowych o rozmiarze 1 x 1 cm. Wyniki odczytów pokazały, że najlepsze rezultaty uzyskuje się stosując detektory sporządzone z najdrobniejszej frakcji uziarnienia. Dla tego typu detektorów możliwe jest zobrazowanie rozkładu dawki i rozróżnienie prążków w konfiguracji szerokość połówkowa 25 μm i odległość pomiędzy prążkami 200μm. W przypadku mniejszych odstępów i szerokości połówkowych rozróżnienie jest utrudnione z powodu rozproszeń w detektorze oraz zbyt małej rozdzielczości czytnika. Badania mikrowiązki synchrotronowej przy pomocy

termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych pokazały, że nadają się do pomiarów rozkładu dawki. Wśród innych detektorów i metod wyróżnia je bardzo wysoka rozdzielczość (5 μm), szeroki zakres detekcji dawek (0,01 Gy – 500Gy) oraz zależność energetyczna którą można korygować. Następnie pokazane są przykłady monitorowania akceleratorowych wiązek jonów, węglowej i protonowej. Dzięki detektorom powierzchniowym możliwa jest kontrola jakości wiązki skanującej stanowiąc alternatywę dla foli radiochromowych. Dalszy przykład wykorzystania detektorów powierzchniowych to badania rozkładu dawki od protonów w dwu typach fantomów oka. Doświadczenie z fantomami oka na wiązce protonowej pokazało, że nie należy umieszczać detektorów wzdłuż osi wiązki ponieważ zasięg cząstek w detektorze różni się znacznie od zasięgu w wodzie czy też materiale fantomu i trudno go policzyć ze względu na niehomogeniczność samego detektora. Doświadczenie to miało wpływ na pomiary innych wiązek ciężkich jonów, jak krzemowej, niklowej i węglowej przy pomocy dużych folii. Detektory do pomiarów ustawiano pod kątem do osi wiązki by uniknąć przechodzenia promieniowania przez cały detektor. Następnie opisano możliwości dwuwymiarowego systemu dozymetrycznego do oceny czy dawkomierz był napromieniony statycznie czy dynamicznie w polu promieniowania. Sytuacje, w których dawkomierz pracownika wskazał przekroczenie dopuszczalnej dawki promieniowania występują rzadko, ale kiedy do tego dojdzie konieczne jest podjęcie działań wyjaśniających przyczynę przekroczenia dawki. Zakwalifikowanie przypadku przekroczenia dawki do sytuacji, kiedy pracownik noszący dawkomierz pracował z promieniowaniem lub dawkomierz został pozostawiony w polu promieniowania bez ruchu, może pomóc w wyjaśnianiu takich spraw. Taką ocenę sposobu ekspozycji umożliwia nowy typ dawkomierza i automatyczny czytnik „Regulus”. W nowym typie dawkomierza osadzono specjalny typ filtra, którego zadaniem jest filtracja promieniowania celem uzyskania gradientu energetycznego. Promieniowanie jonizujące przenikając przez filtr, traci w nim część swojej energii. Mniejsza energia promieniowania przechodzącego przez filtr w porównaniu do energii wejściowej zostaje uchwyciona w detektorze. Przy pomocy czytnika, odczytuje się mapę różnic w sygnale z detektora. Jeśli różnica ta jest bardzo wyraźna, znaczy to, że dawkomierz pozostawał nieruchomo w polu promieniowania. W przeciwnym wypadku, dawkomierz zmieniał kąt (przemieszczał się) w stosunku do pola, czyli był ekspozycyjnie dynamicznie. Cały opracowany system dozymetryczny przeszedł praktyczny test, który pokazał jego wysoką użyteczność. Konstrukcję urządzenia zaprojektowano i wykonano w taki sposób, aby była rozwojowa i stanowiła bazę dla innych zastosowań. Oprogramowanie do urządzenia jest przyjazne dla użytkownika, natomiast dla specjalisty stwarza możliwość jego rozwinięcia i opracowywania innych metod analizy obrazów. Inne zastosowania detektorów powierzchniowych jakie jeszcze przedstawiono w tym rozdziale, to mapowanie rozkładu dawki źródeł alfa i beta dedykowanych do budowy napromieniaczy. Bardzo ciekawe zastosowania dwuwymiarowego systemu dozymetrycznego pokazano na przykładzie pomiaru dawki głębokościowej na stacji orbitalnej oraz w badaniach próbek kryształów. Wyniki pomiarów na orbicie Ziemi pokazały możliwość detektorów powierzchniowych do obrazowania rozkładu głębokościowego dawki w kosmosie. Jedynie ze względu na krótki

czas lotu (10 dni) i niską wysokość orbity (260-300 km) dawka pochłonięta była stosunkowo mała (<50 mGy), poniżej optymalnego zakresu pomiarowego detektora powierzchniowego. Spowodowało to znaczne fluktuacje zmierzonych wartości, tym niemniej silny gradient dawki promieniowania kosmicznego został wyraźnie uwidoczniiony. Z kolei badania próbek kryształów odbywały się bez detektorów powierzchniowych, ponieważ same kryształy stanowiły źródło światła. Pomiaru pozwoliły uwidocznic różne fazy krystaliczne poprzez różnice w emisji TL.

Liczne przykłady zastosowań dwuwymiarowego systemu dozymetrycznego i termoluminescencyjnych detektorów powierzchniowych zaprezentowane tutaj oraz opublikowane w kilkudziesięciu artykułach pokazują, jak szerokie są możliwości wykorzystania tej techniki w pomiarach rozkładu dawki czy sygnału. Szczególnie wielkie nadzieje wiązane są z zastosowaniem tego systemu w praktyce klinicznej do kontroli jakości pól promieniowania z przygotowanych planów terapeutycznych. Trzeba także pamiętać, że dwuwymiarowa dozymetria termoluminescencyjna nie wyczerpuje wszystkich możliwości dwuwymiarowego pomiaru. Nie jest też metodą idealną, lecz komplementarną do innych. Z postępu naukowego jaki dokonuje się w ostatnich latach w obszarze dozymetrii promieniowania można przypuszczać, że kolejnym etapem rozwoju dwuwymiarowych pomiarów dozymetrycznych będą detektory wzbudzone światłem (OSL lub PL). W obecnie stosowanym systemie dozymetrycznym wystarczy wymienić grzałkę na oświetlacz, a termoluminescencyjny detektor powierzchniowy na powierzchniowy detektor OSL. Prace nad tym już trwają...

VII. Literatura

- [AITKEN 1982] M.J. Aitken, *Thermoluminescence dating: Past progress and future trends*, Nuclear Tracks and Radiation Measurements 10 (1985) 3-6;
- [AMBROZOVA 2017] I. Ambrožová, K.P. Brabcová, J. Kubančák, J. Šlegl, R.V. Toloček, O.A. Ivanova, V.A. Shurshakov, *Cosmic radiation monitoring at low-Earth orbit by means of thermoluminescence and plastic nuclear track detectors*, Radiat. Meas., 106 (2017) 262-266;
- [BATISTONI 2018] P. Batistoni, R. Villari, B. Obryk, L.W. Packer, I.E. Stamatelatos, S. Popovichev, A. Colangeli, B. Colling, N. Fonnesu, S. Loreti, A. Klix, **M. Kłosowski**, K. Malik, J. Naish, M. Pillon, T. Vasilopoulou, P. De Felice, M. Pimpinella, L. Quintieri, JET contributors, *Overview of neutron measurements in JET fusion device*, Radiat. Prot. Dosim., 180 (2018) 102-108;
- [BERGER 2002] T. Berger, M. Hajek, W. Schöner, M. Fugger, N. Vana, Y. Akatov, V. Shurshakov, V. Arkhangelsky, D. Kartashov, *Application of the high-temperature ratio method for evaluation of the depth distribution of dose equivalent in a water-filled phantom on board space station Mir*, Radiat. Prot. Dosim., 100 (2002) 503-6;
- [BERGER 2006] T. Berger, M. Hajek, L. Summerer, M. Fugger, N. Vana, *The efficiency of various thermoluminescence dosimeter types to heavy ions*, Radiat. Prot. Dosim. 120 (2006) 365–368;
- [BERGER 2013] T. Berger, P. Bilski, M. Hajek, M. Puchalska, G. Reitz, *The MATROSHKA Experiment: Results and Comparison from Extravehicular Activity (MTR-1) and Intravehicular Activity (MTR-2A/2B) Exposure*, Radiat. Res., 180 (2013) 622-637;
- [BHATT 2011] Bhuwan C. Bhatt, *Thermoluminescence, optically stimulated luminescence and radiophotoluminescence dosimetry: An overall perspective*, Radiation Protection and Environment, 34 (2011) 6-16;
- [BILSKI 2006] P. Bilski, *Response of various LiF thermoluminescent detectors to high energy ions—results of the ICCHIBAN experiment*. Nucl. Instrum. Methods B 251 (2006) 121–126;
- [BILSKI 2011] P. Bilski, *Calculation of the relative efficiency of thermoluminescent detectors to space radiation*, Radiat. Meas., 46 (2011) 1728-1731;
- [BILSKI 2016] P. Bilski, D. Matthiä, T. Berger, *Influence of cosmic radiation spectrum and its variation on the relative efficiency of LiF thermoluminescent detectors – Calculations and measurements*. Radiat. Meas. 88 (2016) 33-40;
- [BILSKI 2018] P. Bilski, B. Marczewska, W. Gieszczyk, **M. Kłosowski**, T. Nowak, M. Naruszewicz, *Lithium fluoride crystals as fluorescent nuclear track detectors*. Radiat. Prot. Dosim. 178 (2018) 337-340;
- [BLATTMANN 2005] H. Blattmann, J.-O. Gebbers, E. Brauer-Krisch, A. Bravin, G. Le Duc, W. Burkard, M. Di Michiel, V. Djonov, D.N. Slatkin, J. Stepanek, J.A. Laissue, *Applications of synchrotron X-rays*

to radiotherapy, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 548 (2005) 17-22;

[BOS 2001] A.J.J Bos, *High sensitivity thermoluminescence dosimetry*, Nucl. Instr. And Meth. In Phys. Res. B 184 (2001) 3-28;

[BOS 2007] A.J.J Bos, *Theory of thermoluminescence*, Radiat. Meas., 41 (2007) S45-S56

[BRAUER-KRISCH 2010] E. Bräuer-Krisch A. Rosenfeld, M. Lerch, M. Petasecca, M. Akselrod, J. Sykora, J. Bartz, M. Ptaszkiewicz, P. Olko, A. Berg, M. Wieland, S. Doran, T. Brochard, A. Kamlowski, G. Cellere, A. Paccagnella, E. Siegbahn, Y. Prezado, I. Martinez-Rovira, A. Bravin, L. Dusseau, P. Berkvens, *Potential High Resolution Dosimeters For MRT*, MRT AIP Conf. Proc. 1266 (2010) 89–97;

[BRAUNLICH 1990] P. Braunlich, *Present State and Future of TLD Laser Heating*. Radiation Protection Dosimetry, 34 (1990) 345–351;

[BUDZANOWSKI 1996] M. Budzanowski, P. Bilski, L. Botter-Jensen, A. Delgado, P. Olko, J.C. Saez-Vergara, M.P.R. Waligorski, *Comparison of LiF:Mg,Cu,P (MCP-N, GR-200) and Al₂O₃:C TL Detectors in Short-Term Measurements of Natural Radiation*. Radiat. Prot. Dosim 66 (1996) 157-160;

[BUDZANOWSKI 2000] M. Budzanowski, P. Olko, E. Ryba; *Large-area Field Test of a System for Rapid Assessment of Accidental Exposures, Based on Ultra-sensitive Thermoluminescent Detectors*, Radiat. Prot. Dosim , 92 (2000) 127–130,

[BUDZANOWSKI 2007] M. Budzanowski, P. Olko, R. Kopeć, B. Obryk, H. Dzikiewicz-Sapiecha, I.R. Siwicki, *Identification of static exposure of standard dosimetric badge with thermoluminescent detectors*, Radiat. Prot. Dosim.; 125 (2007) 213 – 216;

[CHEN 1997] R. Chen, S.W.S. McKeever, *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*, World Scientific, 1997;

[CHEN 2011] R. Chen, V. Pagonis, *Thermally and Optically Stimulated Luminescence*, Wiley, 2011;

[CROSBIE 2008] J.C. Crosbie, I. Svalbe, S.M. Midgley, N. Yagi, P.A.W. Rogers, R.A. Lewis, *A method of dosimetry for synchrotron microbeam radiation therapy using radiochromic films of different sensitivity*, Phys. Med. Biol. 53 (2008) 6861–6877;

[CZOPYK 2007] Ł. Czopyk, **M. Kłosowski**, P. Olko, J. Swakoń, M.P.R. Waligórski, T. Kajdrowicz, G. Cuttone, G.A. Cirrone, F. Di Rosa, *Two-dimensional dosimetry of radiotherapeutical proton beams using thermoluminescence foils*, Radiat. Prot. Dosim., 126 (2007) 185;

[CZOPYK 2008] Ł. Czopyk, G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, **M. Kłosowski**, P. Olko, U. Sroka, M.P.R. Waligórski, *2-D dosimetry of a proton radiotherapy beam using large-area LiF:Mg,Cu,P TL detectors*, Radiat. Meas., 43 (2008) 977;

[DOUGHERTY 2009] G. Dougherty, *Digital Image Processing for Medical Applications*, Cambridge University Press, Cambridge, 2009;

[EBNESAJJAD 2013] S. Ebnesajjad, *Introduction to Fluoropolymers: Materials, Technology and Applications*, Elsevier Inc. 2013;

[FUKUDA 2007] T. Fukuda, V. Chani, *Shaped Crystals, Growth by Micro-Pulling-Down Technique*. Springer, 2007;

- [FURETTA 2010] C. Furetta, *Handbook of Thermoluminescence*, World Scientific, 2010;
- [GAJEWSKI 2013] J. Gajewski, **M. Kłosowski**, P. Olko, M.P.R. Waligórski, *The response of 2D TL foils after doses of Co-60 gamma-ray, 6MV X-ray and 60MeV proton beams applied in radiotherapy*, Acta Phys. Pol. B Proc. Suppl., 6 (2013) 1021-1026;
- [GAJEWSKI 2016a] J. Gajewski, **M. Kłosowski**, P. Olko, *Two-dimensional thermoluminescence dosimetry system for proton beam quality assurance*, Radiat. Meas. 90 (2016) 224-227;
- [GAJEWSKI 2016b] Jan Gajewski, Praca doktorska pt. „Rozwój dwuwymiarowego, termoluminescencyjnego systemu dozymetrycznego dla zapewnienia jakości w jonoterapii nowotworów”, Instytut Fizyki Jądrowej im. H. Niewodniczańskiego PAN, Kraków, 2016;
- [GASIOT 1982] J. Gasiot, P. Bräunlich, J. P. Fillard, *Laser heating in thermoluminescence dosimetry* Journal of Applied Physics 53 (1982) 5200 – 5209;
- [GIESZCZYK 2013] W. Gieszczyk, P. Bilski, B. Obryk, P. Olko, A.J.J. Bos, *Measurements of high-temperature emission spectra of highly irradiated LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) TL detectors*, Radiat. Meas., 56 (2013) 183-186;
- [HOSSAIN 2014] U. H. Hossain, F. Muencha, W. Ensingerab, *A comparative study on degradation characteristics of fluoropolymers irradiated by high energy heavy ions*, RSC Adv., 4 (2014) 50171;
- [HUGEMANN 2010] W. Hugemann, *Correcting lens distortions in digital photographs*. Ingenieurburo, Morawski, Hugemann (2010) 1-12;
- [IMAEDA 1985] K. Imaeda, T. Kitajima, K. Kuga, S. Miono, A. Misaki, M. Nakamura, K. Ninagawa, Y. Okamoto, O. Saavedra, T. Saito, N. Takahashi, Y. Takano, T. Tomiyama, T. Wada, I. Yamamoto, Y. Yamashita, *Spatial distribution readout system of thermoluminescence sheets*. Nucl. Instru. Meth. A 241 (1985) 567-571;
- [JOHNSON 2012] T.E. Johnson, B.K. Birky, *“Health Physics and Radiological Health 4th edition”*, Wolters Kluwer Health, 2012, str. 590-591;
- [JUCIUS 2018] Dalius Jucius, Algirdas Lazauskas, Viktoras Grigaliūnas, Brigita Abakevičienė, Saulius Smetona, Sigitas Tamulevičius, *UV-NIL replication of microlens arrays on flexible fluoropolymer substrates*, Microsystem Technologies, 24 (2018) 1115-1125;
- [KĘDZIERSKA 2010] Dominika Kędzierska, *Kliniczne zastosowania dozymetrii termoluminescencyjnej – Ocena klinicznej przydatności systemu dozymetrii dwuwymiarowej (2-D TL)*, praca magisterska AGH Kraków, 2010;
- [KILIAN 2017] A. Kilian, P. Bilski, W. Gieszczyk, *Thermoluminescence kinetics of undoped and doped (Ti, Cu, Ce) lithium aluminate crystals*. Radiat. Meas. 106 (2017) 107-112;
- [KISIELEWICZ 2010] K. Kisielewicz, J. Świebocka, Ł. Czopyk, **M. Kłosowski**, E. Byrski, D. Kabat, M. Wawrzak, P. Olko, M.P.R. Waligórski, *Dosimetric properties of TL Foils based on LiF:Mg, Cu, P and CaSO₄:Dy phosphors for clinical applications*, Radiation Measurements, 45 (2010) 716-718;
- [KŁOSOWSKI 2008] **M. Kłosowski**, L. Czopyk, P. Olko, M. Rebisz, B. Voss, M.P.R. Waligorski, *TL efficiency of LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) 2-D thermoluminescence detectors to raster-scanned carbon ion beams*, Radiation Measurements, 43 (2008) 994-997;

- [KŁOSOWSKI 2010] **M. Kłosowski**, K. Kisielowicz, D. Kabat, P. Olko, M.P.R. Waligórski, *Novel thermoluminescence foils for 2-D clinical dosimetry, based on CaSO₄:Dy*, Radiation Measurements, 45 (2010) 719-721;
- [KŁOSOWSKI 2010] **M. Kłosowski**, K. Kozak, J. Mazur, P. Olko, B. Kubica, P. Skawiński, A. Cebulska-Wasilewska, *Comparison of the Radiation Level Measured by Physical Dosimeters Located in the Tatra Mountains and at the Control Sites*, NATO Science for Peace and Security Series - E: Human and Societal Dynamics, 73 (2010) 351-361;
- [KŁOSOWSKI 2013] **M. Kłosowski**, M. Ptaszkiewicz, T. Nowak, R. Kopeć, *Development of a thermoluminescent reader for high-resolution two-dimensional dosimetry*, Plakat na konferencji 17th International Conference on Solid State Dosimetry (2013) Recife, Brazylia, Book of abstract, 190
- [KŁOSOWSKI 2014] **Kłosowski, M.** Liszka, R. Kopeć, P. Bilski, D. Kędzierska, *Dosimetric properties and stability of thermoluminescent foils made from LiF:Mg,Cu,P or CaSO₄:Dy during long-term use*, Radiat. Phys. Chem., 104 (2014) 212-215;
- [KNOLL 2010] Glenn F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement*, John Wiley & Sons, 2010,
- [KONNAI 2006] A. Konnai, N. Nariyama, S. Ohnishi, N. Odano, N. Ozasa, Y. Ishikawa, *Energy response of a two-dimensional sheet-type LiF:Mg,Cu,P TL dosimeter to photons*, Radiation Protection Dosimetry, 120 (2006) 125–128;
- [KOPEĆ 2007] R. Kopeć, M. Budzanowski, B. Obryk, P. Olko, *A model for distinguishing between static and dynamic exposure of personal thermoluminescence dosimeters*, Radiation Measurements, 42 (2007) 609-612;
- [KOPEĆ 2010] R. Kopeć, M. Budzanowski, P. Olko, P. Pawlik, *Quantitative analysis of TLD static and dynamic radiation exposure*, Radiation Measurements, 45 (2010) 713-715;
- [KOPEĆ 2013] R. Kopeć, **M. Kłosowski**, M. Liszka, *The dose and X-ray energy response of LiF:Mg,Cu,P and CaSO₄:Dy thermoluminescent foils*, Radiation Measurements 56 (2013) 380-383;
- [KRASA 2007] J. Krása, Ł. Czopyk, **M. Kłosowski**, B. Marczevska, P. Olko, L. Juha, *Polymer - LiF:Mg,Cu,P foil as thermoluminescent detector of low-energy x-rays*, Radiat.Prot. Dosim. 42 (2007) 1600-1604;
- [MAKANDAR 2015] A. Makandar, *Image Enhancement Techniques using Highpass and Lowpass Filters.*, International Journal of Computer Applications, 109 (2015) 12–15;
- [MANDOWSKA 2010] E. Mandowska, P. Bilski, B. Obryk, A. Mandowski, P. Olko, J. Kim, *Spectrally resolved thermoluminescence of highly irradiated LiF:Mg,Cu,P detectors*, Radiation Measurements 45 (2010) 579-582;
- [MARCZEWSKA 2002] B. Marczevska, P. Bilski, M. Nesládek, P. Olko, M. Rębisz, M. P. R. Waligórski, *A study of the thermoluminescent properties of CVD diamond detectors*. Physica Status Solidi (A) Applied Research, 193 (2002) 470–475;
- [MARCZEWSKA 2006] B. Marczevska, P. Bilski, Ł. Czopyk, P. Olko, M. P. R. Waligórski, S. Zapotoczny, *Two-dimensional thermoluminescence dosimetry using planar detectors and a TL reader with CCD camera readout*. Radiation Protection Dosimetry, 120 (2006) 129–132;

- [MARCZEWSKA 2017] B. Marczevska, P. Bilski, W. Gieszczyk, **M. Kłosowski**, *Two-dimensional thermoluminescence method for checking LiF crystals homogeneity*. J. Crystal Growth. 457 (2017) 320-324;
- [MARRAZZO 2013] L. Marrazzo, S. Pallotta, **M. Kłosowski**, Ł. Czopyk, M. Bucciolini, P. Olko, M.P.R. Waligórski, *Clinical tests of large area thermoluminescent detectors under radiotherapy beams*, Radiat. Meas., 51-52 (2013) 25-30;
- [MROZIK 2014a] A. Mroziak, B. Marczevska, P. Bilski, W. Gieszczyk, *Investigation of OSL signal of resistors from mobile phones for accidental dosimetry*, Radiation Measurements, 71 (2014) 466-470;
- [MROZIK 2014b] A. Mroziak, B. Marczevska, P. Bilski, **M. Kłosowski**, *Investigation of thermoluminescence properties of mobile phone screen displays as dosimeters for accidental dosimetry*, Radiation Physics and Chemistry, 104 (2014) 88-92;
- [NALICHOWSKA 2017] E. Nalichowska, R. Kopeć, **M. Kłosowski**, *Clustering analysis as a new automatic method for distinguishing static and dynamic exposure to high energetic gamma rays using thermoluminescence detectors and a reader with a CCD camera*, Radiation Measurements 107 (2017) 33–38;
- [NARIYAMA 2006] N. Nariyama, A. Konnai, S. Ohnishi, N. Odano, A. Yamaji, N. Ozasa, Y. Ishikawa, *Tissueequivalent TL sheet dosimetry system for X- and g-ray dose mapping*. Radiat. Prot. Dosim. 120 (2006) 136–139;
- [NIEWIADOMSKI 1983] T. Niewiadomski, E. Ryba, *Development of TL instruments for simultaneous radon and radon daughter monitoring*. Radiat. Prot. Dosim 6 (1983) 67-69.
- [OBERHOFER 1992] M. Oberhofer, A. Scharmann, *Techniques and Management of Personnel Thermoluminescence Dosimetry Services*, Kluwer Academic Publisher, 1992, str. 119;
- [OBRYK 2018] B. Obryk, K. Malik, P. Bilski, A. Igielski, J. Dankowski, A. Kurowski, R. Prokopowicz, K. Pytel, *High-Dose TL Dosimetry of Reactor Neutrons*, Radiat. Prot. Dosim., 180 (2018) 235-239;
- [OLKO 2002] P. Olko, *Microdosimetric Modelling of Physical and Biological Detectors*. Raport IFJ No 1914/D, 2002;
- [OLKO 2004] P. Olko, *Microdosimetric modeling of the relative efficiency of thermoluminescent materials*. Radiat. Meas. 38 (2004) 781–786;
- [OLKO 2006a] P. Olko, B. Marczevska, L. Czopyk, M. A. Czermak, **M. Kłosowski**, M. P. R. Waligórski, *New 2-D dosimetric technique for radiotherapy based on planar thermoluminescent detectors*, Radiation Protection Dosimetry, 118 (2006) 213–218;
- [OLKO 2006b] P. Olko, P. Bilski, N. A. El-Faramawy, H. Y. Göksu, J. L. Kim, R. Kopeć, M. P. R. Waligórski, *On the relationship between dose-, energy- and LET-response of thermoluminescent detectors*, Radiation Protection Dosimetry, 119 (2006) 15–22;
- [OLKO 2008] P. Olko, Ł. Czopyk, **M. Kłosowski**, M.P.R. Waligórski, *Thermoluminescence dosimetry using TL-readers equipped with CCD cameras*, Radiat. Meas., 43 (2008) 864;

[PATENT 2014] Patent NR 216041, **Kłosowski Mariusz**, Bilski Paweł, Ochab Ewa, Budzanowski Maciej, *Sposób wytwarzania powierzchniowego detektora promieniowania jonizującego*, 28.02.2014 WUP 02/14;

[PRAWO ATOMOWE 2000] Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe. (Dz. U. z dnia 18 stycznia 2001 r.);

[PTASZKIEWICZ 2008] M. Ptaszkiewicz, E. Bräuer-Krisch, **M. Kłosowski**, L. Czopyk, P. Olko, *TLD dosimetry for microbeam radiation therapy at the European Synchrotron Radiation Facility*, Radiation Measurements 43 (2008) 990–993;

[PTASZKIEWICZ 2010] M. Ptaszkiewicz, A. Weber, J. Swakon, **M. Kłosowski**, P. Olko, P. Bilski, B. Michalec, L. Czopyk, *Dose perturbation behind tantalum clips in ocular proton therapy*, Radiation Measurements 45 (2010) 694–697;

[REITZ 2002] G. Reitz, R. Facius, P. Bilski, P. Olko, *Investigation of radiation doses in open space using TLD detectors*, Radiat. Prot. Dosim., 100 (2002) 533-536;

[SCHACHAR 1991] B.B. Shachar, Y.S. Horowitz, *Anomalous Thermally Induced Fading of Annealed and Unannealed LiF:Mg,Ti (TLD-100, Harshaw) Using Computerized Glow Curve Deconvolution*. J. Phys. D: Appl. Phys., 24 (1991) 1649-1657;

[SEELEY 1975] Mary-Ann Seeley, *Thermoluminescent dating in its application to archaeology: A review*, Journal of Archaeological Science, 2 (1975) 17-43;

[SPADARO 2017] G. Spadaro, S. Alessi, C. Dispenza, *Ionizing radiation-induced crosslinking and degradation of polymers. In Applications of Ionizing Radiation in Materials Processing*; Sun, Y., Chmielewski, A.G., Eds.; Institute of Nuclear Chemistry and Technology: Warszawa, Poland, (2017) 167–182;

[STOLARCZYK 2018] L. Stolarczyk, S. Trinkl, M. Romero-Expósito, N. Mojżeszek, I. Ambrozova, C. Domingo, M. Davidková, J. Farah, M. Kłodowska, Ž. Knežević, M. Liszka, M. Majer, S. Miljanić, O. Ploc, M. Schwarz, R. M. Harrison, P. Olko, *Dose distribution of secondary radiation in a water phantom for a proton pencil beam—EURADOS WG9 intercomparison exercise*, Physics in Medicine & Biology, 63 Nr 8 (2018) 085017 (13 stron);

[TORRE 2010] R. de la Torre, L.G. Sancho, G. Horneck, A.d.I. Ríos, J. Wierzchos, K. Olsson-Francis, C.S. Cockell, P. Rettberg, T. Berger, J.-P.P. de Vera, S. Ott, J.M. Frías, P.G. Melendi, M.M. Lucas, M. Reina, A. Pintado, R. Demets, *Survival of lichens and bacteria exposed to outer space conditions – Results of the Lithopanspermia experiments*. Icarus 208 (2010) 735-748;

[TSIRLIGANIS 2006] N. Tsirliganis, G. Polymeris, Z. Loukou, G. Kitis, *Anomalous fading of the TL, Blue-SL and IR-SL signals of fluorapatite*, Radiat. Meas., 41 (2006) 954-960;

[TWARDAK 2014a] A. Twardak, P. Bilski, B. Marczevska, W. Gieszczyk, *Analysis of TL and OSL kinetics of lithium aluminate*, Radiat. Meas. 71 (2014) 143-147;

[TWARDAK 2014b] A. Twardak, P. Bilski, B. Marczevska, J.I. Lee, J.L. Kim, W. Gieszczyk, A. Mroziak, M. Sądel, D. Wróbel, *Properties of lithium aluminate for application as an OSL dosimeter*, Radiation Physics and Chemistry, 104 (2014) 76-79;

[TWARDAK 2014c] A. Twardak, **M. Kłosowski**, P. Bilski, B. Marczevska, *Obrazowanie TL próbek kryształów glinianu litu*. (2014) Raport z pomiarów (nieopublikowany);

[YASUNO 1984] Y. Yasuno, H. Tsutsui, O. Yamamoto, T. Yamashita, *Feasibility of two-dimensional dosimetry or an x ray imaging method using CaSO₄ TL film*, Radiat. Prot. Dosim., 6 (1984) 341-343;

[YUKIHARA 2015] E.G. Yukihiro, A.C. Coleman, S. Bastani, T. Gustafson, J.J. Talghader, A. Daniels, D. Stamatis, J.M. Lightstone, C. Milby, F.R. Svingala, *Particle temperature measurements in closed chamber detonations using thermoluminescence from Li₂B₄O₇:Ag,Cu, MgB₄O₇:Dy,Li and CaSO₄:Ce,Tb*, J. Lumin., 165 (2015) 145-152.

Podziękowania

Chciałbym podziękować wszystkim koleżankom i kolegom z zakładu 63 i dawnego zakładu 58 za wszelką pomoc w trakcie mojej pracy w Instytucie. Trudno wymienić wszystkie osoby, które miały wpływ na rozwój dwuwymiarowej dozymetrii termoluminescencyjnej, ale wkład każdej z nich jest nie do przecenienia. Dziękuję za pomoc profesorowi Pawłowi Bilskiemu, który skutecznie motywował mnie do pracy i cierpliwie czytał szcążtkowe fragmenty pracy dając pomocne wskazówki. Dziękuję!

Mariusz Kłosowski, Kraków, 5 kwietnia 2019r.

