

ADRIANA SEWERYN

**METODA TERMOLUMINESCENCYJNA
W KONTROLI DAWEK INDYWIDUALNYCH
NA PRZYKŁADZIE DZIAŁALNOŚCI CLOR**

*OPRACOWANIE ZALICZENIOWE Z PRZEDMIOTU
METODY I TECHNIKI JĄDROWE W ŚRODOWISKU, PRZEMYSŁE I MEDYCYNIE
PROWADZĄCY: PROF. DR HAB. JAN PLUTA
W ROKU AKADEMICKIM 2014/2015*

SPIS TREŚCI

WPROWADZENIE	1
PODSTAWY DOZYMETRII TERMOLUMINESCENCYJNEJ	6
CZYM JEST TERMOLUMINESCENCJA?.....	7
MATERIAŁY TERMOLUMINESCENCYJNE STOSOWANE W DOZYMETRII.....	8
KONTROLA DAWEK INDYWIDUALNYCH W CLOR	13
STRUKTURA NAUKOWA CLOR.....	13
Stanowisko kalibracyjne gamma	14
Stanowisko kalibracyjne rentgenowskie	15
Stanowisko kalibracyjne Beta Secondary Standard 2	17
SYSTEM RADOS	18
SPECYFIKA POMIARÓW RUTYNOWYCH	20
Obróbka termiczna detektorów TL.....	21
Odczyt z detektorów TL	21
KRZYWA WYŚWIECANIA.....	22
ANALIZA KRZYWEJ WYŚWIECANIA	22
SZACOWANIE DAWEK.....	24
PRACE BADAWCZE NAD TLD	25
PODSUMOWANIE	26
SPIS RYSUNKÓW	27
SPIS TABEL.....	28
WYKAZ ŹRÓDEŁ	29

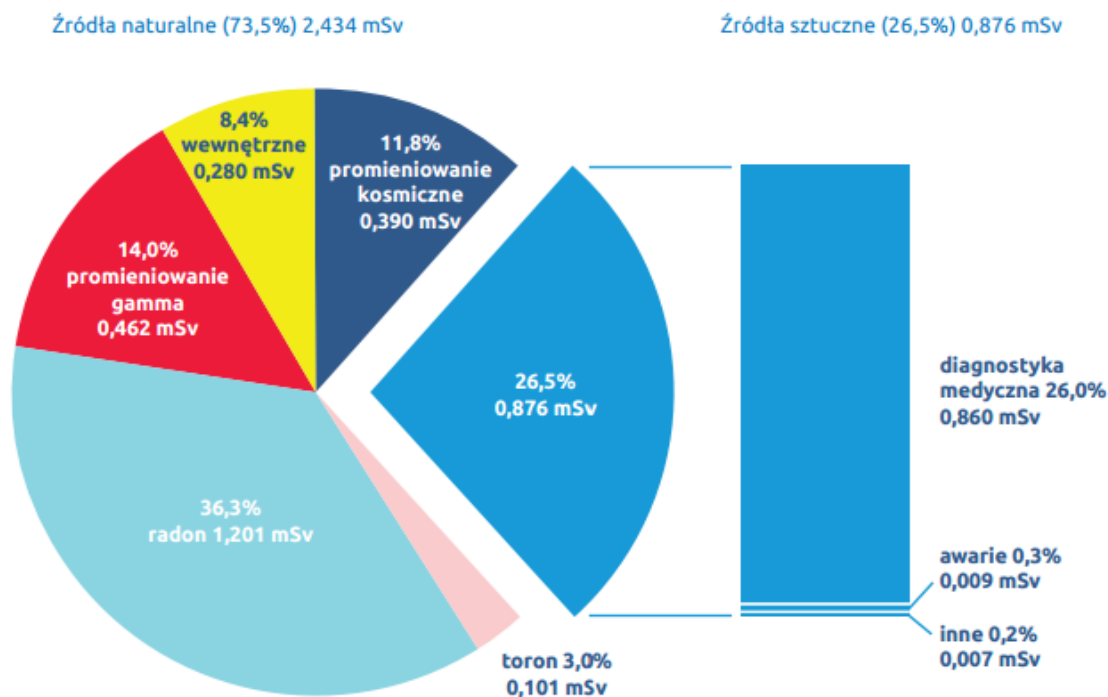
WPROWADZENIE

Promieniowanie jonizujące jest powszechnie wykorzystywane w przemyśle i medycynie jako źródło terapeutyczne, medium w obrazowaniu diagnostycznym, narzędzie sterylizujące czy obiekt fascynujących badań naukowych. Niemniej należy pamiętać, że jednocześnie może być szkodliwe dla zdrowia człowieka, powodując – w zależności od otrzymanej dawki – szereg skutków deterministycznych (dawka → skutek) i stochastycznych (dawka → prawdopodobieństwo skutku), mogących prowadzić do uszczerbku na zdrowiu, np. powstania nowotworu, a w skrajnych przypadkach nawet do śmierci (Tabela 1).

Tabela 1. Przewidywane skutki biologiczne jednorazowego napromienienia całego ciała. Źródło: [1]

Dawka [Sv]	Skutki
0,25	Brak objawów klinicznych.
0,50	Małe przemijające zmiany we krwi. Niskie prawdopodobieństwo wystąpienia skutków późnych.
1 – 2	Objawy kliniczne. Okresowe zmiany w obrazie krwi. Duże prawdopodobieństwo skutków późnych.
2 – 3	Ciężkie objawy kliniczne. Zmiany w obrazie krwi. Częste skutki późne. Dawka śmiertelna dla 25% napromienionych osób.
3 – 5	Ciężkie objawy kliniczne. Ostra choroba popromienna. Dawka śmiertelna dla 50% napromienionych osób.
6 – 7	Śmierć w ciągu kilkunastu do kilkudziesięciu dni.
10 – 30	Śmierć w ciągu kilku do kilkunastu dni.
50	Śmierć w ciągu kilkunastu godzin do trzech dni.

Przed promieniowaniem jonizującym nie da się uciec - każdy człowiek jest przez cały czas na nie narażony. Do powierzchni Ziemi dociera promieniowanie kosmiczne, z wnętrza Ziemi emitowany jest promieniotwórczy radon. Obrazowanie diagnostyczne z wykorzystaniem promieniowania jonizującego stosowane jest powszechnie od kilkudziesięciu lat, stwarzając dodatkowe, sztuczne źródło narażenia. W roku 2013 statystyczny mieszkaniec Polski otrzymał dawkę efektywną równą 3,31 mSv [2]. Głównym źródłem narażenia były: promieniotwórczy radon (36,3%), diagnostyka medyczna (26%) i naturalne promieniowanie gamma (14%). Przed dwoma spośród trzech wymienionych źródeł nie sposób się chronić. Jednocześnie nie należy się tego promieniowania bać – dawka roczna na poziomie kilku milisiwertów nie spowoduje uszczerbku na zdrowiu. Istnieją nawet hipotezy, według których małe dawki promieniowania mogą być korzystne dla zdrowia (hipoteza hormezy radiacyjnej) [3].



Rysunek 1. Diagram obrazujący rozkład rocznej dawki efektywnej, jaką otrzymał statystyczny mieszkaniec Polski, w zależności od źródeł promieniowania. Całkowita dawka efektywna na rok 2013: 3,31 mSv. Źródło: [2].

W przypadku dawki pochodzącej od źródeł sztucznych, należy pamiętać, że zaprezentowana na diagramie wartość dotyczy dawki otrzymanej przez *pacjenta*. Sytuacja może wyglądać zupełnie inaczej z punktu widzenia technika obsługującego aparat diagnostyczny. Idąc dalej – istnieją ludzie, którzy muszą wykonywać testy aparatury, którzy wytwarzają radiofarmaceutyki, którzy robią badania naukowe pod kątem promieniowania jonizującego, którzy pracują w warunkach, gdzie moce dawki promieniowania są wyższe niż na powierzchni Ziemi (górnicy, piloci, stewardessy) – krótko mówiąc, należy spośród ogółu ludności wyróżnić dodatkową grupę, której narażenie jest wyższe i związane ze specyfiką pracy zawodowej.

Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005r. [4] określa dawki graniczne promieniowania jonizującego, jakie może otrzymać mieszkaniec Polski w ciągu roku ponad dawkę otrzymaną od naturalnych źródeł promieniowania (Tabela 2). Zgodnie z rozporządzeniem, dopuszczalna dawka, którą może otrzymać osoba pracująca zawodowo w narażeniu jest dwudziestokrotnie wyższa niż dopuszczalna dawka dla osoby z ogółu ludności. Niemniej w dalszym ciągu jest to wartość zbyt niska, by spowodować uszczerbek na zdrowiu – narzucane przez prawo limity traktują promieniowanie z wyjątkową ostrożnością. Jeżeli pracownik przekroczy roczną dawkę graniczną 20 mSv, jest odsuwany od pracy z promieniowaniem i czasowo zmieniają się jego obowiązki. Podobnie, jeśli kobieta pracująca w narażeniu zajdzie w ciążę, to z uwagi na przynależność jej dziecka do ogółu ludności, nie może przekroczyć rocznej dawki granicznej równej 1 mSv (również zmienia się jej obowiązki w pracy).

Tabela 2. Wykaz dawek granicznych dla ludności Polski wg Rozporządzenia Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego.

Grupa narażenia	Dawka efektywna [mSv/rok]	Dawka równoważna [mSv/rok]	
	całe ciało	oczy	skóra ¹ , dłonie, przedramiona, stopy, podudzia
Pracownicy, uczniowie, studenci i praktykanci w wieku ≥ 18 lat ²	20 ³	150	500
Uczniowie, studenci, praktykanci w wieku 16 – 18 lat	6	50	150
Osoby z ogółu ludności oraz uczniowie, studenci i praktykanci w wieku poniżej 16 lat	1 ⁴	15	dla skóry 50

Skąd wiadomo, że pracownik przekroczył dawkę graniczną, o której mowa w ustawie? Stopień narażenia ogółu ludności na promieniowanie naturalne jest monitorowany przez zespół rozsianych po całej Polsce stacji wczesnego wykrywania skażeń. W przypadku narażenia zawodowego należy się jednak skupić na indywidualnej dawce otrzymanej przez konkretną osobę na konkretnym stanowisku, nie zaś na uśrednionych wyników pomiarów z całego kraju. Celem monitorowania dawek pracowników umieszcza się przyrządy dozymetryczne na stanowisku pracy lub daje się każdemu pracownikowi indywidualny dawkomierz. Dla zróżnicowania tych dwóch metod wprowadzono pojęcia pomiaru dawki indywidualnej i pomiaru dawki środowiskowej. W miejscu pracy można prowadzić tylko pomiary środowiskowe, tylko indywidualne lub stosować obie metody jednocześnie. O charakterze wykonywanych rutynowo pomiarów decyduje kierownik jednostki organizacyjnej, w której pracują osoby w narażeniu, niemniej art. 17 ustawy Prawo Atomowe z dnia 29 listopada 2000r. [5] narzuca na jego decyzję pewne restrykcje. Wprowadzone są dwie kategorie pracowników: kategoria A, w której roczna dawka skuteczna pracownika może przekroczyć 6 mSv, ale nie powinna 20 mSv oraz kategoria B, w której roczna dawka skuteczna pracownika może przekroczyć 1 mSv, ale nie powinna 6 mSv (Tabela 3). W przypadku pracowników kategorii A obowiązkowe są pomiary dawek

¹ Dla skóry, jako wartość średnia dla dowolnej powierzchni 1 cm² napromienionej części skóry.

² Kobieta, od chwili zawiadomienia przez nią kierownika jednostki organizacyjnej o ciąży, nie może być zatrudniona w warunkach prowadzących do otrzymania przez mające urodzić się dziecko dawki efektywnej przekraczającej wartość 1 mSv.

³ Wartość tej dawki może być w danym roku kalendarzowym przekroczona do wartości 50 mSv, pod warunkiem, że w ciągu kolejnych pięciu lat kalendarzowych jej sumaryczna wartość nie przekroczy 100 mSv.

⁴ Dla ogółu ludności dawka może być w danym roku kalendarzowym przekroczona, pod warunkiem, że w ciągu kolejnych pięciu lat kalendarzowych jej sumaryczna wartość nie przekroczy 5 mSv.

indywidualnych, podczas gdy w kategorii B wystarczą pomiary środowiskowe (oczywiście kierownik jednostki może zdecydować o prowadzeniu pomiarów indywidualnych).

Tabela 3. Grupy narażenia zdefiniowane w ustawie Prawo Atomowe (dawka graniczna dla pracownika narażonego zawodowo na promieniowanie jonizujące: 20 mSv).

Kategoria narażenia	Stopień narażenia [mSv]	Konieczna kontrola dawek
A	6 – 20	indywidualna
B	1 – 6	środowiskowa

W Polsce około 50 tysięcy osób jest objętych indywidualną kontrolą dawek, wynikającą z narażenia zawodowego na promieniowanie jonizujące [2]. Warto wspomnieć, że bardzo często pomiary są prowadzone nie tylko w celu kontroli otrzymanej dawki, ale również potwierdzenia niewielkiego stopnia zagrożenia spowodowanego pracą z promieniowaniem. Spośród kilkudziesięciu tysięcy narażonych zawodowo pracowników, w 2013 roku tylko ok. 2,5 tysiąca zostało przypisanych do kategorii A. Pozostali pracownicy przypisani byli do kategorii B, z czego największą grupę stanowił personel medyczny diagnostycznych pracowni rentgenowskich (ok. 30 tysięcy osób). Tabela 4 przedstawia zestawienie otrzymanych rocznych dawek skutecznych (efektywnych) otrzymanych przez pracowników kategorii A, których rejestry dawek dotarły do Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki do 30.04.2014r.

Tabela 4. Statystyka indywidualnych rocznych dawek skutecznych (efektywnych) osób zaliczanych do kategorii A narażenia na promieniowanie jonizujące w 2013r. Źródło: [2].

Otrzymana roczna dawka skuteczna [mSv]	Liczba pracowników ⁵
< 6	1302
6 – 15	52
15 – 20	8
20 – 50	2
> 50	0

Dwie osoby, których dawki efektywne przekroczyły dawkę graniczną 20 mSv, to lekarz kardiochirurg, pracujący przy zabiegach angiografii naczyniowej oraz pracownik Ośrodka Radioizotopów POLATOM w Narodowym Centrum Badań Jądrowych w Świerku. Jak widać, pomimo zróżnicowanego charakteru pracy osób narażonych, przekroczenie dawek granicznych może mieć miejsce i kontrola dawek indywidualnych ma swoje uzasadnienie.

W Polsce istnieje sześć placówek posiadających akredytowane laboratoria, oferujących pomiary i ocenę dawek indywidualnych na zlecenie zainteresowanych jednostek organizacyjnych [2]:

⁵ Według zgłoszeń do centralnego rejestru dawek przesłanych do 30 kwietnia 2014r.

1. Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej Instytutu Fizyki Jądrowej im. H. Niewodniczańskiego w Krakowie (IFJ),
2. Zakład Ochrony Radiologicznej Instytutu Medycyny Pracy im. J. Nofera w Łodzi (IMP),
3. Zakład Kontroli Dawek i Wzorcowania Centralnego Laboratorium Ochrony Radiologicznej w Warszawie (CLOR),
4. Wojskowy Instytut Higieny i Epidemiologii w Warszawie (WIHiE),
5. Laboratorium Pomiarów Dozymetrycznych Narodowego Centrum Badań Jądrowych – NCBJ w Świerku,
6. W zakresie kontroli dawek od naturalnych izotopów promieniotwórczych otrzymywanych przez górników zatrudnionych pod ziemią – Laboratorium Radiometrii Głównego Instytutu Górnictwa (GIG) w Katowicach.

Niniejsze opracowanie opisuje najpowszechniejszą metodę kontroli dawek indywidualnych – dozymetrię termoluminescencyjną, w szczególności w oparciu o działalność Centralnego Laboratorium Ochrony Radiologicznej w Warszawie.

PODSTAWY DOZYMETRII TERMOLUMINESCENCYJNEJ

Dozymetria termoluminescencyjna jest to gałąź dozymetrii promieniowania jonizującego oparta o pomiary detektorami TL, wykorzystującymi zjawisko termoluminescencji do zapisu informacji o pochłoniętej dawce promieniowania. Detektor TL jest dawkomierzem pasywnym – gromadzi informację o dawce przez pewien okres, po którego upływie informacja jest odczytywana – nie ma możliwości śledzenia pomiarów w czasie rzeczywistym. Układ odczytu detektorów TL składa się z komory grzewczej wraz z układem sterowania procesem wygrzewania oraz układu odczytu opartego o fotopowielacz i układ liczący. Dawkomierz termoluminescencyjny (Rysunek 2) składa się zazwyczaj z kilku (2 – 4) detektorów TL umieszczonych w plastikowej obudowie i breloku ochronnym, przeznaczonym do noszenia przez pracownika na odzieży lub zawieszenia w powietrzu na stanowisku pracy. Metoda termoluminescencyjna jest obecnie najpowszechniejszą metodą kontroli dawek indywidualnych ze względu na szereg zalet:

1. Szeroki zakres mierzonych dawek,
2. Możliwość stosowania w trudnych polach pomiarowych (kopalnie, kadłuby samolotów, przestrzeń kosmiczna, akceleratory),
3. Możliwość pomiaru wielu rodzajów promieniowania (alfa, beta, gamma, neutrony), w tym pól mieszanych, takich jak $n+\gamma$, $n+\beta$ czy $\beta+\gamma$ [6],
4. Możliwość bezawaryjnego (prostota użytkowania, brak potrzeby zewnętrznego zasilania) i wielokrotnego stosowania dozymetru oraz długotrwałego przechowywania między ekspozycją a odczytem,
5. Możliwość długotrwałych pomiarów (miesięczne, kwartalne pomiary narażenia pracowników),
6. Niewielkie rozmiary, ułatwiające transport i rozmieszczenie dozymetrów (własność szczególnie przydatna podczas kontroli narażenia astronautów),



Rysunek 2. Dawkomierz termoluminescencyjny.

Z wad dawkomierzy termoluminescencyjnych należy wymienić:

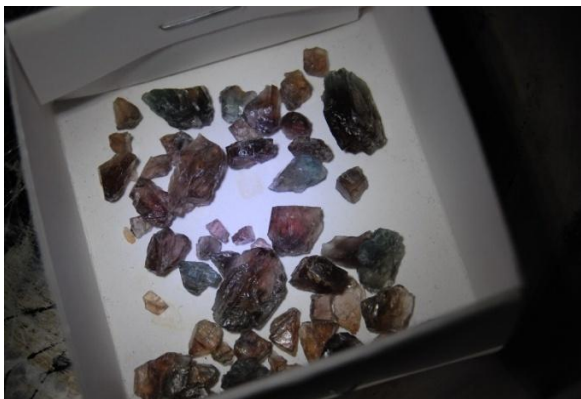
1. Odpowiedź detektora na dawkę (LET – liniowy przekaznik energii) zależy od rodzaju i energii promieniowania, stąd konieczność wyznaczania doświadczalnych krzywych odpowiedzi dla każdego materiału,
2. Konieczność kalibracji celem wyznaczenia współczynników konwersji liczby fotonów termoluminescencyjnych na jednostkową dawkę promieniowania,
3. Brak możliwości archiwizacji odczytów – informacja o dawce jest tracona po odczycie (prowadzone są badania nad wielokrotnym odczytem dawki poprzez analizę krzywych wyświecania po ekspozycji detektora na światło UV),

4. Unikalność każdego detektora, wprowadzająca niepewności statystyczne do odczytów,
5. Wpływ warunków wstępnej obróbki termicznej na charakterystyki detektorów,
6. Wpływ zjawisk zachodzących na powierzchni detektora na liczbę wyświecanych przez niego fotonów (chemoluminescencja spowodowana utlenianiem się powierzchni detektora).

Mimo licznych wad detektorów TL, z których częścią potrafimy już sobie poradzić wprowadzając restrykcyjne procedury wygrzewania, przechowywania i odczytu, ich zalety są niepodważalne w świetle dozymetrii indywidualnej. W dalszej części opracowania omówiony został mechanizm działania detektorów TL oraz sposób ich zastosowania w kontroli dawek indywidualnych na przykładzie działalności Centralnego Laboratorium Ochrony Radiologicznej w Warszawie.

CZYM JEST TERMOLUMINESCENCJA?

W ogólności termoluminescencja jest indukowaną termicznie fosforescencją. Bardziej szczegółowo, termoluminescencją nazywamy zjawisko wyświecania (luminescencji) domieszkowanej substancji krystalicznej, uprzednio wystawionej na działanie promieniowania jonizującego, po jej podgrzaniu [7] (Rysunek 3, 4). Termoluminescencję obserwujemy tylko raz, w czasie pierwszego podgrzewania. Dopiero po dostarczeniu nowej dawki promieniowania jonizującego efekt jest ponownie obserwowalny.



Rysunek 3. Fluoryt w świetle żarówki, w temperaturze pokojowej. Źródło: [8]



Rysunek 4. Termoluminescencja fluorytu podgrzewanego nad palnikiem kucharki przy zgaszonym świetle. Źródło: [8]

Mechanizm zjawiska termoluminescencji można wyjaśnić w oparciu o teorię pasmową ciała stałego, w szczególności dielektryka. Celem utworzenia sieci krystalicznej atomy muszą zostać zbliżone do siebie na odległości powodujące nakładanie się ich funkcji falowych (atomy zaczną „odczuwać swoją obecność”). W konsekwencji nie mamy już do czynienia z pojedynczymi atomami, lecz z układem wieloatomowym. Zakaz Pauliego wymaga, by każdy fermion w układzie (w tym przypadku elektron) znajdował się w innym stanie kwantowym. W związku z tym poziomy energetyczne elektronów rozszczepiają się. W układzie składającym się

z N atomów, każdy poziom energetyczny musi rozszczepić się na N poziomów o bliskich sobie energiach. W efekcie powstają pasma gęsto upakowanych poziomów energetycznych (pasma dozwolone), oddzielone od siebie przerwami energetycznymi (pasmami zabronionymi), w których nie mogą przebywać żadne elektrony.

Najbardziej zewnętrznymi pasmami w kryształach są: pasmo walencyjne, całkowicie wypełnione elektronami oraz pasmo przewodnictwa, w którym nie znajdują się żadne elektrony, ale zgodnie z zasadami fizyki kwantowej mogłyby, pod warunkiem, że osiągną wystarczającą energię, by pokonać dzielącą pasma przerwę energetyczną. By mówić o dielektryku, przerwa energetyczna pomiędzy pasmem walencyjnym a pasmem przewodnictwa musi przekraczać 2 eV.

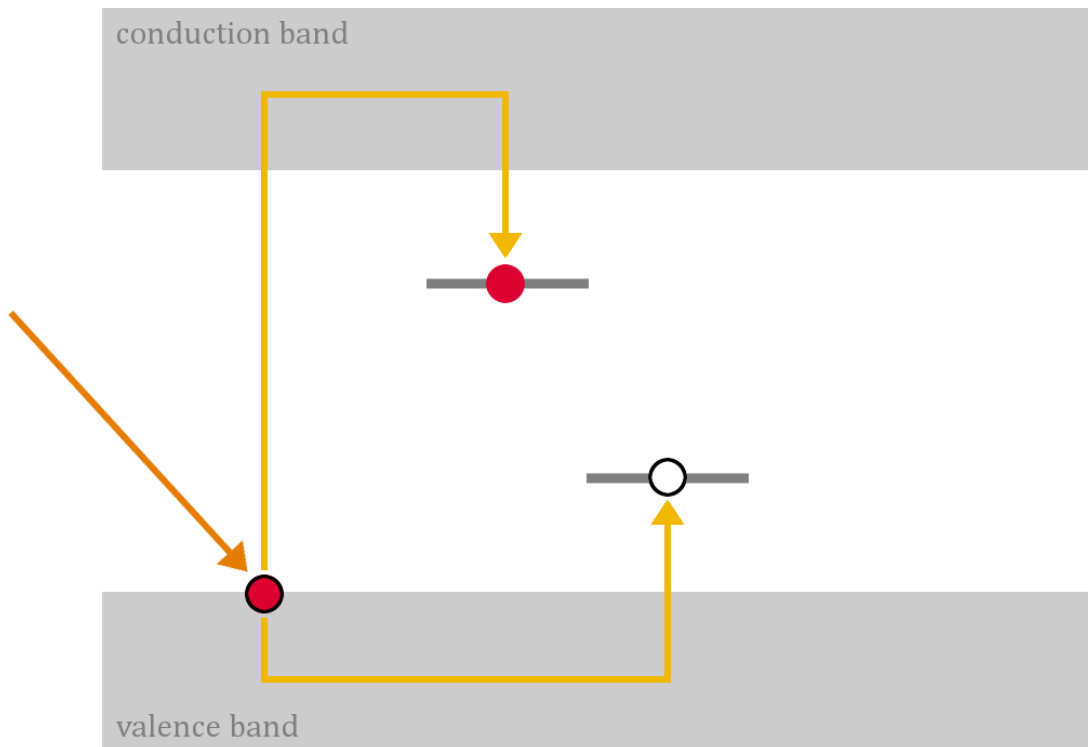
Defekt sieci krystalicznej powoduje pojawienie się w paśmie zabronionym dodatkowych poziomów energetycznych, które mogą być zajmowane przez elektrony. Koncentrację defektów można sztucznie kontrolować poprzez wprowadzenie do sieci krystalicznej dielektryka domieszki.

Termoluminescencja jest dwuetapowym zjawiskiem. W pierwszym etapie na sieć krystaliczną pada kwant promieniowania jonizującego i wskutek jonizacji wybija z niej elektron. Wybity elektron daje początek powstawaniu w sieci kaskady elektronowo-fotonowej. Elektrony z samego końca kaskady – o energiach rzędu kilku elektronowoltów – po wybiciu z pasma walencyjnego przeskakują do pasma przewodnictwa. Następnie są wychwytywane przez poziomy energetyczne domieszki (pułapki elektronowe) i zostają w nich spułapkowane. Pozostałe po elektronach dziury migrują w paśmie walencyjnym, po czym rekombinują z elektronami domieszki, tworząc centra rekombinacji (centra luminescencji). W ten sposób informacja o oddziaływaniu promieniowania jonizującego jest zachowana w materiale dielektryka, co kończy pierwszy etap zjawiska termoluminescencji (Rysunek 5).

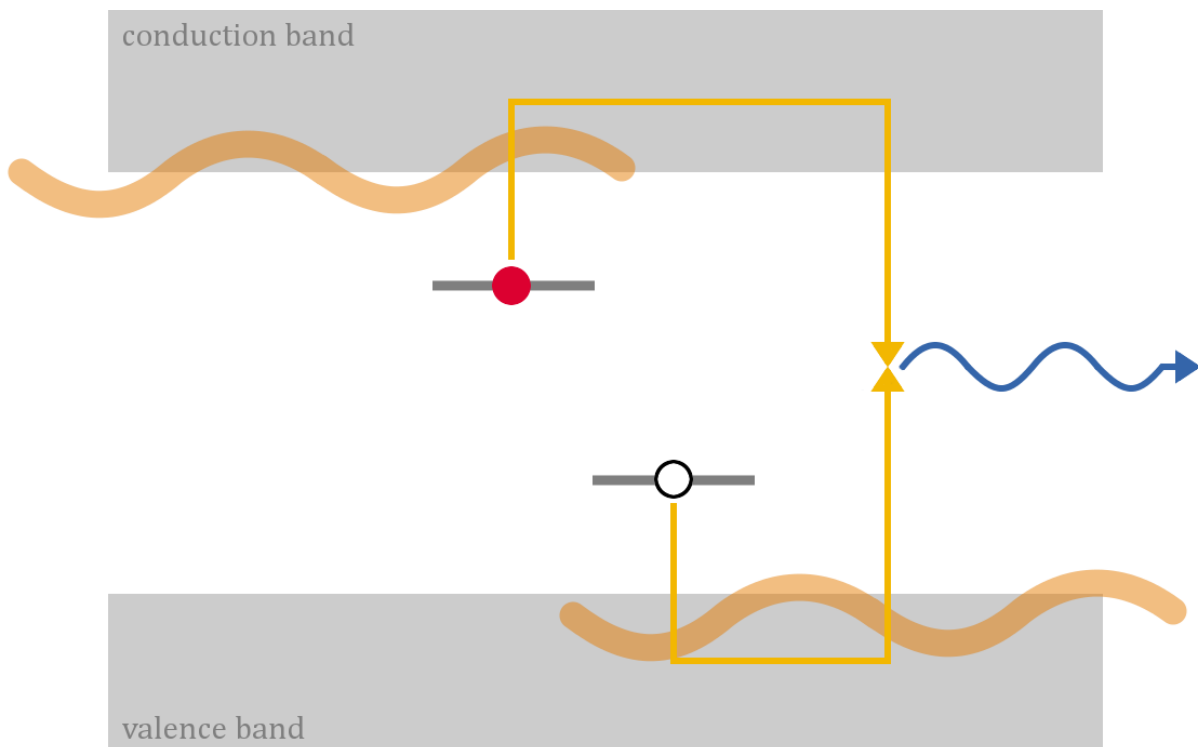
W drugim etapie do sieci krystalicznej dostarczana jest energia termiczna. Spułapkowane nośniki ładunku zostają uwolnione z pułapek, a następnie rekombinują ze sobą w paśmie wzbronionym. Zjawisku rekombinacji towarzyszy emisja kwantu światła (Rysunek 6). W ten sposób informacja o oddziaływaniu promieniowania jonizującego jest uwalniana z materiału.

MATERIAŁY TERMOLUMINESCENCYJNE STOSOWANE W DOZYMETRII

Materiały termoluminescencyjne stanowią bardzo wygodne detektory promieniowania jonizującego. Mogą mieć niewielkie rozmiary, są lekkie, na ogół nie zakłócają pola promieniowania. Są odporne na przeciążenia i pola elektromagnetyczne. Ponadto, umożliwiają wielokrotne cykle napromienienia i odczytów – nawet do kilku tysięcy razy. Niemniej spośród szerokiej gamy dostępnych na rynku materiałów TL, tylko niektóre nadają się do wykorzystania w dozymetrii indywidualnej. Użyteczność materiału TL w szacowaniu dawek można ocenić na podstawie szeregu jego własności, takich jak: czułość, tkankopodobność, liniowość charakterystyki dawkowej, fading.



Rysunek 5. Schemat pierwszego etapu termoluminescencji. Elektron zostaje wybity z pasma walencyjnego i przechwycony przez pułpkę elektronową. Pozostała po nim dziura migruje w paśmie walencyjnym i zostaje spułpkowana w centrum rekombinacji.



Rysunek 6. Schemat drugiego etapu termoluminescencji. Po przekroczeniu temperatury progowej w układzie, spułpkowane nośniki ładunku rekombinują, czemu towarzyszy emisja kwantu światła.

Czułość

Jeżeli detektorów TL używa się w celu oszacowania dawki promieniowania, jaką otrzymał pracownik, a zatem stosuje się je w trosce o zdrowie pracownika, to „czułość detektora” odpowiada na pytanie: *Jak bardzo detektor się troszczy?*

Innymi słowy mówiąc, czułość detektora TL definiuje się jako całkowitą liczbę kwantów światła wyemitowaną przez detektor na jednostkę pochłoniętej dawki promieniowania. Im większa liczba zliczeń na jednostkową dawkę, tym wyższa czułość (detektor „bardziej się troszczy”). Przyjęto się określać względną czułość detektora w odniesieniu do czułości najbardziej rozpowszechnionego w dozymetrii materiału TL, tj. LiF:Mg,Ti produkowanego przez amerykańską firmę Harshaw Chemical Co. pod nazwą handlową TLD-100.



Rysunek 7. Jak bardzo mały detektor troszczy się o dużego pracownika?

Tkankopodobność

Jeżeli detektorów TL używa się w celu oszacowania dawki promieniowania, jaką otrzymał pracownik, to pojawia się pytanie: *Co łączy pracownika i materiał TL, co sprawia, że podobnie pochłaniają promieniowanie?* Na pierwszy rzut oka trudno jest znaleźć podobieństwa pomiędzy skomplikowaną, organiczną strukturą człowieka a względnie prostą siecią krystaliczną detektora TL. Okazuje się jednak, że istnieje wielkość charakteryzująca oba materiały, mianowicie efektywna liczba atomowa Z_{eff} . Efektywna liczba atomowa tkanki miękkiej wynosi $Z_{eff} = 7,4$. Efektywna liczba atomowa detektora TL obliczana jest ze wzoru (1) [9].



Rysunek 8. Co łączy pracownika i materiał TL, co sprawia, że podobnie pochłaniają promieniowanie? Źródło: [17]

$$Z_{eff} = \left(\sum_{i=1}^n p_i Z_i^{3.6} \right)^{\frac{1}{3.6}} \quad (1)$$

gdzie p_i oznacza zawartość i -tego pierwiastka o liczbie atomowej Z_i w materiale TL. Im bardziej wartość Z_{eff} materiału jest zbliżona to wartości Z_{eff} tkanki miękkiej, tym wyższą tkankopodobność wykazuje materiał.

Liniowość charakterystyki dawkowej

Zaletą materiałów termoluminescencyjnych jest proporcjonalność pochłoniętej dawki promieniowania do liczby wyemitowanych kwantów światła. Wprawdzie liniowość jest obserwowana tylko w pewnym zakresie dawek (od nGy do kilku Gy), ale jest to zakres zupełnie wystarczający do pomiarów dawek indywidualnych (poza tym, w przypadku podejrzenia napromienienia dawką rzędu kilku Gy przeprowadzana jest dozymetria biologiczna).

Fading

Prawdopodobieństwo opróżnienia pułapek elektronowych w materiale TL rośnie ze wzrostem temperatury. Czy zatem możliwa jest utrata sygnału w warunkach normalnych, kiedy nie podgrzewamy detektora? Owszem, jest, ponieważ nie żyjemy w zerze absolutnym i nawet syberyjskie mrozy to w dalszym ciągu temperatura dodatnia (w skali Kelvina). Jeżeli zatem materiał TL posiada pułapki elektronowe o takiej głębokości (w sensie energetycznym), że energia temperatury otoczenia jest wystarczająca, by je opróżnić, to mamy do czynienia ze spontanicznym – czyli nie wywołanym celowym wygrzewaniem detektora – zanikiem sygnału. Ponadto, nawet przy niedostatecznej temperaturze w materiale TL mogą zachodzić samoistne procesy rekombinacji, ponieważ sieć krystaliczna i spułapkowane w niej nośniki ładunku nie są układem statycznym.

Spontaniczny zanik sygnału, nazywany *fadingiem*, określa się jako procent utraty sygnału w czasie. W przypadku materiałów TL stosowanych w dozymetrii, fading najczęściej osiąga wartości kilku procent w skali roku.

Spośród szerokiej gamy materiałów TL powszechnie stosowane są materiały równoważne tkance: LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P, Li₂B₄O₇:Mn oraz czulsze: CaSO₄:Dy, Al₂O₃:C, CaF₂:Mn. Rzadziej stosuje się również: Li₂B₄O₇:Cu, CaF₂:Mn, CaF₂:Dy,CaSO₄:Tm, Mg₂SiO₄:Tb, BeO, MgO, MgB₄O₇:Dy, MgB₄O₇:Tm.

Niestety nie istnieje „detektor idealny”. Zazwyczaj detektor o wysokiej tkankopodobności jest stosunkowo mało czuły i odwrotnie: bardzo czuły detektor może mieć niską tkankopodobność. Niemniej istnieje materiał, który obie wymienione własności ma zrównoważone, choć żadna z nich nie jest wyróżniająca się. Materiał ten może być traktowany jako dobry kompromis między czułością a tkankopodobnością. Mowa o fluorku litu domieszkowanym magnezem, miedzią i fosforem – LiF:Mg,Cu,P wytworzonym przez Instytut Fizyki Jądrowej w Krakowie i wprowadzony na rynek przez firmę TLD Poland pod nazwą handlową MCP-N. Sam fluorek litu wykazuje dużą odporność na korozję i zużycie, praktycznie nie rozpuszcza się w wodzie i jest mało reaktywny chemicznie. Zastosowanie domieszek Mg, Cu i P sprawia, że MCP-N wykazuje największą czułość spośród wszystkich materiałów opartych o fluorek litu.

W Tabeli 5 zestawione zostały podstawowe właściwości detektorów MCP-N.

Tabela 5. Podstawowe własności detektorów MCP-N. Źródło: [6].

Parametr	Wartość
Czułość (w stosunku do TLD-100)	25 razy większa
Najmniejsza rejestrowalna dawka, L_D	60 nGy
Zakres liniowości	od 200 nGy do 5 Gy
Tło własne	mniej niż 1 nGy^{-1}
Fading	mniej niż 5% rocznie
Czułość na światło widzialne	Zaniedbywalna
Charakterystyka energetyczna (60 keV do 6-7 MeV)	< 20%

Detektory MCP-N są stosowane w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej w pomiarach dawek indywidualnych, w formie okrągłych pastylek o grubości 0,5 mm i średnicy 4,5 mm (Rysunek 9). Ze względu na swoje własności, zwłaszcza stosunkowo wysoką czułość, zastąpiły stosowane wcześniej pastylki LiF:Mg,Ti (MTS-N).



Rysunek 9. Pastylki termoluminescencyjne LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) wykorzystywane przez Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej.

KONTROLA DAWEK INDYWIDUALNYCH W CLOR

Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej (CLOR) w Warszawie jest jedną z sześciu placówek w Polsce oferujących rutynowe pomiary dawek indywidualnych [2] i pierwszą, która wprowadziła takie pomiary w naszym kraju [10]. Dozymetria indywidualna jest prowadzona w CLOR już od kilkudziesięciu lat (od 1956r.) i obecnie obejmuje około 5000 osób pracujących zawodowo w narażeniu na promieniowanie jonizujące. Początkowo stosowano metodę



Rysunek 10. Nowe i stare: dawkomierz TLD (po lewej) i obudowa dawkomierza fotometrycznego (po prawej) stosowane przez CLOR.

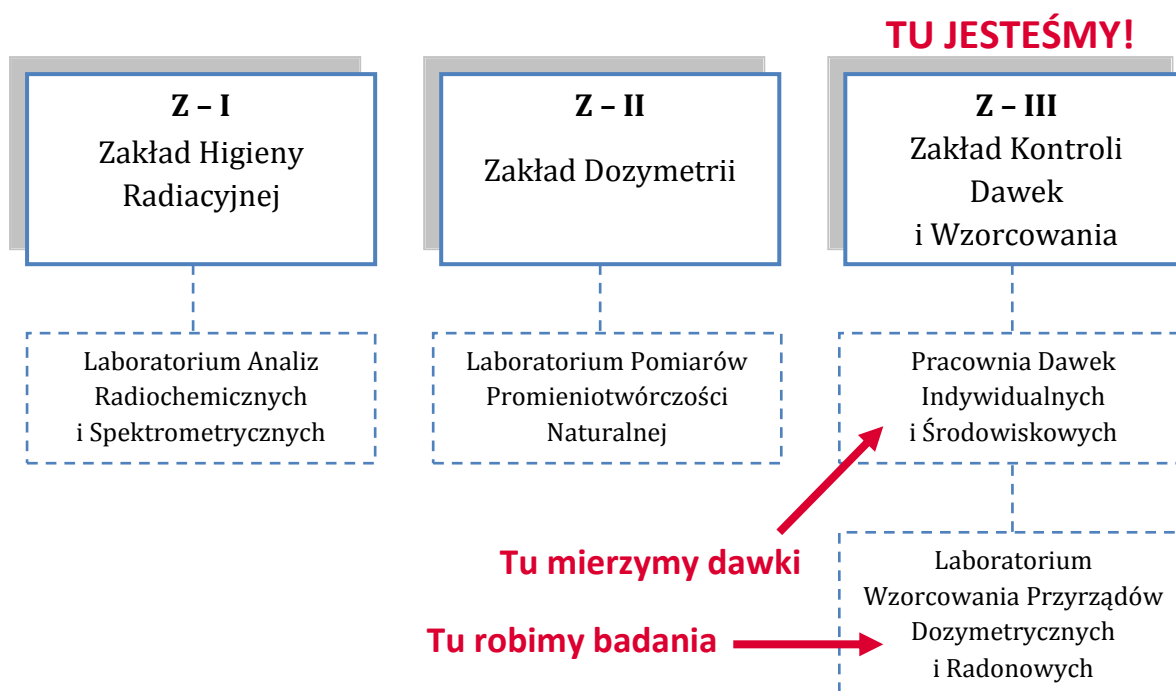
fotometryczną, niemniej wraz z powstaniem metody termoluminescencyjnej, ze względu na jej zalety wprowadzono kontrolę dawek przy użyciu dawkomierzy TLD.

STRUKTURA NAUKOWA CLOR

W Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej znajdują się trzy główne zakłady naukowe, zajmujące się zarówno pracą badawczą jak i komercyjną. Pomiary dawek indywidualnych przeprowadza się w Zakładzie III Centralnego Laboratorium Ochrony Radiologicznej, czyli Zakładzie Kontroli Dawek i Wzorcowania, w którego skład wchodzi Pracownia Dawek Indywidualnych i Środowiskowych oraz Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych i Radonowych (Rysunek 11). Obie jednostki posiadają akredytację Laboratoriów Badawczych [10].

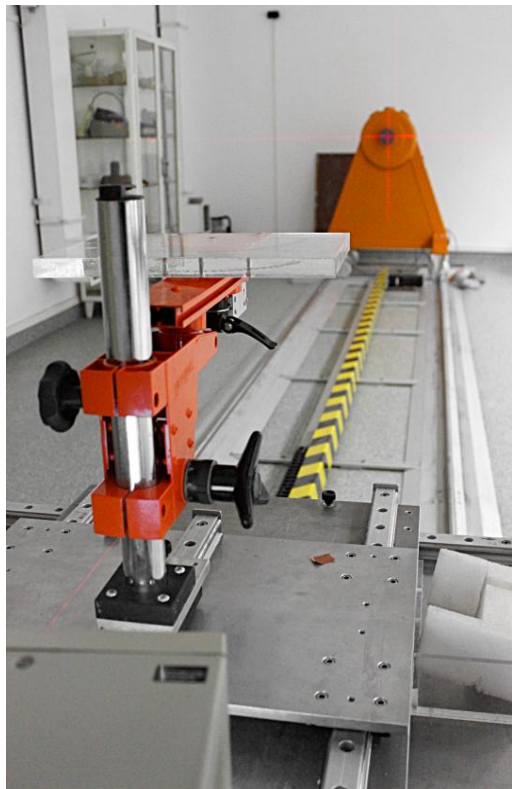
W Pracowni Dawek Indywidualnych i Środowiskowych znajdują się urządzenia służące wygrzewaniu (anilacji) i odczytom z dawkomierzy TLD, dokonywane są rutynowe odczyty dozymetrów, ich obróbka termiczna i przygotowanie do ponownego użycia. Prowadzona jest baza danych dawek indywidualnych i środowiskowych, do której dostęp mają kierownicy jednostek organizacyjnych zlecających pomiary.

W Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych i Radonowych, oprócz rutynowego wzorcowania przyrządów przeprowadza się napromienienia na dawkomierzach TLD, służące późniejszej kalibracji dawkomierzy, ich testom oraz badaniom naukowym. W laboratorium znajdują się źródła promieniowania gamma, rentgenowskiego, beta i neutronowego. Obecnie w CLOR nie prowadzi się badań na dawkomierzach TLD w polach promieniowania neutronowego.



Rysunek 11. Struktura laboratoriów naukowych w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej. Na podstawie [10].

STANOWISKO KALIBRACYJNE GAMMA



Stanowisko kalibracyjne gamma umożliwia wykonywanie napromieniowań w polu promieniowania gamma. Składa się z urządzenia napromieniowującego z dostępnymi trzema źródłami promieniowania: ^{241}Am , ^{137}Cs i ^{60}Co , ławy kalibracyjnej z automatycznym systemem pozycjonowania na odległości 0,5 – 6 m od źródła promieniowania, optycznego systemu pozycjonującego oraz kamery ustawionej na ławie w celu możliwości podglądu przyrządu podczas napromienienia. Zarówno ława kalibracyjna, jak i urządzenie napromieniowujące są sterowane zdalnie z sąsiedniego pomieszczenia za pomocą panelu sterowniczego i dedykowanego oprogramowania.

Rysunek 12. Widok na iradiator z ławy pomiarowej na maksymalnej odległości od źródła.

Moc dawki promieniowania gamma może być modyfikowana na dwa sposoby: poprzez osłabienie promieniowania, umieszczając na drodze wiązki ołowiane pochłaniacze (półka zamontowana na irradiatorze mieści do trzech ołowianych dysków) oraz poprzez manewrowanie odległością pomiędzy ławą kalibracyjną a irradiatorzem. W tabeli N zebrano informacje na temat energii dostępnych źródeł promieniowania i maksymalnych mocy dawek osiągniętych z tych źródeł.

Tabela 6. Średnie energie i maksymalne osiągnięte moce dawek źródeł promieniowania gamma używanych na stanowisku kalibracyjnym gamma w CLOR.

Źródło	Średnia energia [keV]	Maksymalna moc dawki
^{60}Co	1252,9	5 mGy/h
^{137}Cs	661,7	100 mGy/h
^{241}Am	59,5	20 $\mu\text{Gy/h}$



Rysunek 13. Stanowisko kalibracyjne gamma w CLOR. Od lewej: urządzenie napromieniowujące, ława kalibracyjna.

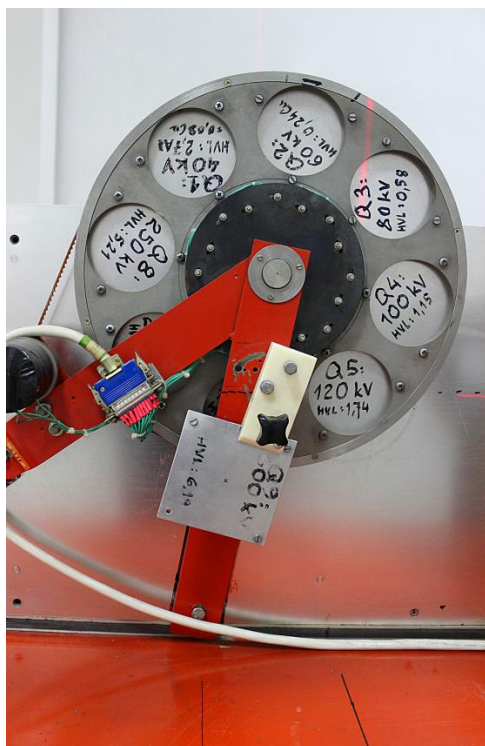
STANOWISKO KALIBRACYJNE RENTGENOWSKIE

Stanowisko kalibracyjne rentgenowskie umożliwia wykonywanie napromieniowań w polu promieniowania X. Składa się z generatora promieniowania X (lampa rentgenowskiej) Pantak HF 320C, ławy kalibracyjnej z manualnym systemem pozycjonowania na odległości 0,5 – 7 m od źródła promieniowania, optycznego systemu pozycjonującego oraz kamery ustawionej na ławie w celu możliwości podglądu przyrządu podczas napromienienia. Lampa rentgenowska jest sterowana zdalnie z sąsiedniego pomieszczenia za pomocą panelu sterowniczego.



Rysunek 14. Stanowisko kalibracyjne promieniowania rentgenowskiego. Od lewej: tawa kalibracyjna, obudowa z lampą rentgenowską (do obudowy przymocowana jest karuzela z warstwami półchłonnymi).

Zakres wysokich napięć lampy rentgenowskiej wynosi 5 – 320 kV, zakres prądu 0,1 – 10 mA. Obudowa lampy rentgenowskiej wyposażona jest w zdalnie sterowaną karuzelę z filtrami (zestawami warstw półchłonnymi) (Rysunek 15), umożliwiającymi uzyskanie pożądanej szerokości widma. W CLOR możliwe jest wykonywanie napromieniowań w dwóch seriach widm spełniających wymagania norm ISO 4037-1, 2, 3 [11] (Tabela 7).



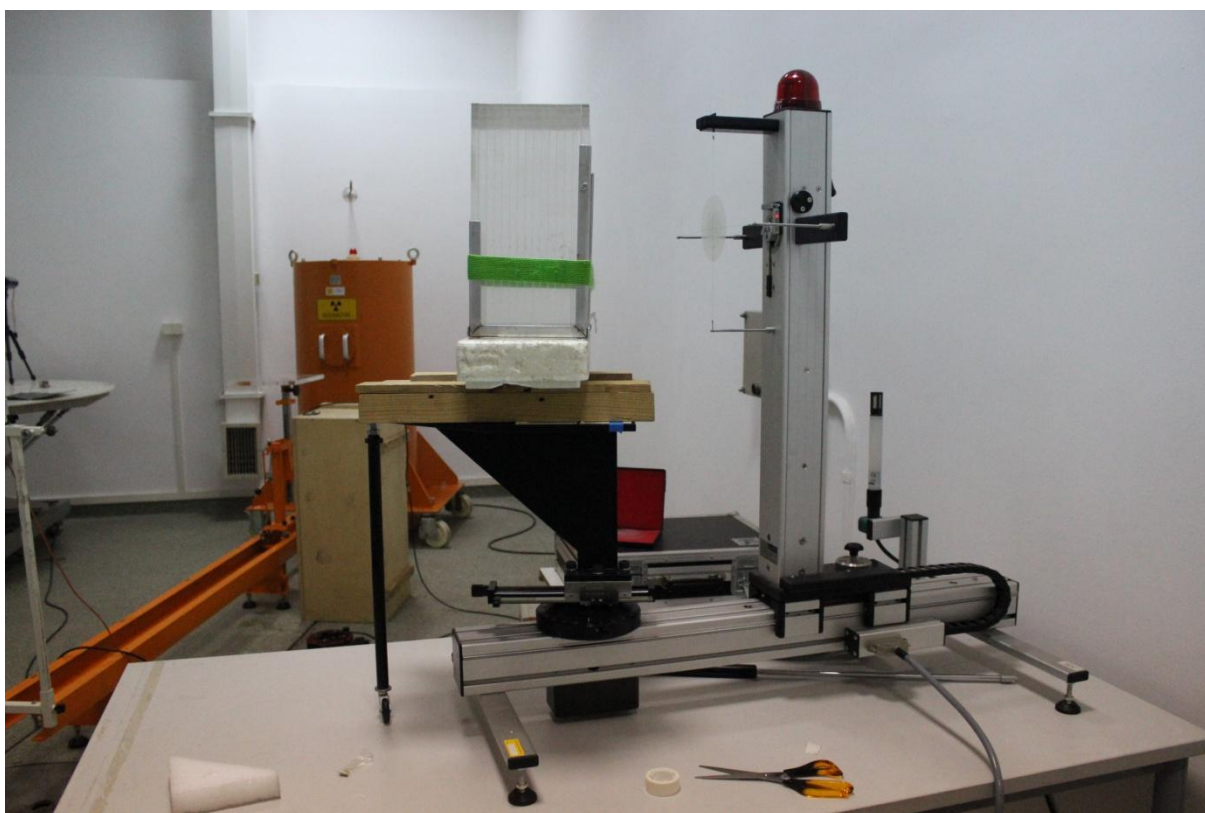
Rysunek 15. Karuzela z zestawami warstw półchłonnymi na obudowie lampy rentgenowskiej.

Tabela 7. Widma promieniowania X dostępne w CLOR.

Widma wąskie		Widma szerokie	
Symbol	Średnia energia [keV]	Symbol	Średnia energia [keV]
N-40	33	W-60	45
N-60	48	W-80	57
N-80	65	W-110	79
N-100	83	W-150	104
N-120	100	W-200	137
N-150	118	W-250	208
N-200	164		
N-250	208		
N-300	250		

STANOWISKO KALIBRACYJNE BETA SECONDARY STANDARD 2

Stanowisko kalibracyjne Beta Secondary Standard 2 (BSS2) produkcji QSA Global GmbH, inaczej Wzorzec Wtórny Promieniowania Beta, umożliwia wykonywanie napromieniowań w polu promieniowania beta. Dostępne są źródła $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, ^{85}Kr oraz ^{147}Pm . Dawki wzorcowe w BSS2 są odnoszone do wzorca pierwotnego w Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) i mogą być bezpośrednio odnoszone do wzorca pierwotnego dla dawki od promieniowania beta w tkance. System spełnia wymagania normy ISO 6980 [12]. Źródło ^{85}Kr jest stosowane w miejsce ^{204}Tl (zalecanego przez ISO 6980) ze względu na wyczerpywanie się światowych złóż ^{204}Tl . Badania przeprowadzone w PTB potwierdziły, że ^{85}Kr jest dobrym substytutem ^{204}Tl ze względu na podobieństwo widm energetycznych promieniowania beta.



Rysunek 16. Stanowisko kalibracyjne Beta Secondary Standard z umieszczonym na drodze wiązki fantomem płytowym. Autorką fotografii jest Monika Krasuska.

Źródła promieniowania beta należy umieszczać ręcznie na stanowisku BSS2, natomiast napromienieniami steruje się zdalnie z sąsiedniego pomieszczenia, za pomocą dedykowanego oprogramowania. W komputerze zapisane są współczynniki kalibracyjne dla stosowanych źródeł (odnoszące się do wzorca pierwotnego w PTB). Dodatkowo uwzględniane są poprawki na temperaturę, ciśnienie i wilgotność otoczenia, których wartości są mierzone przez czujniki połączone z jednostką kontrolną BSS2.

SYSTEM RADOS

Do celów dozymetrii termoluminescencyjnej CLOR wykorzystuje system RADOS, stworzony przez Mirion Technologies. W skład systemu wchodzi zestaw urządzeń, takich jak piec i czytnik, zestaw akcesoriów do przechowywania detektorów TL (obudowy, breloki, kasety) oraz dedykowane oprogramowanie, umożliwiające komunikację pomiędzy sprzętem a użytkownikiem. Poniżej zaprezentowano elementy wchodzące w skład systemu.



Rysunek 17. Czytnik RADOS RE-2000S.

Czytnik RE-2000S

Pół-automatyczny stałotemperaturowy czytnik, którego układ grzewczy wykorzystuje gorący azot. Może służyć zarówno odczytom, jak i anilacji. Nie ma konieczności wyciągania pastylek z obudowy, ale detektory są anilowane lub odczytywane pojedynczo.

Zakres temperatur: 80 – 400°C.

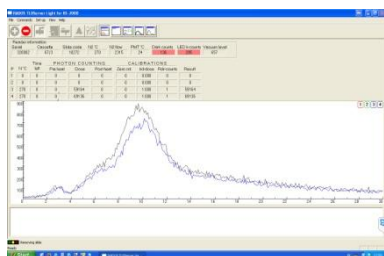


Rysunek 18. Piec RADOS TLDO.

Piec TLDO

Służy do anilacji (wygrzewania) detektorów. Jego zaletą jest możliwość anilacji dużej liczby pastylek jednocześnie, wadą – pastylki trzeba wyciągać z obudowy i ręcznie opisywać, z jakiego dozymetru pochodzą.

Maksymalna osiągalna temperatura: 400°C.



Rysunek 19. Interfejs oprogramowania WinTLD.

Oprogramowanie WinTLD

Oprogramowanie służące do komunikacji użytkownika z czytnikiem (uruchamianie pomiarów, modyfikowanie czasów i temperatury odczytu i anilacji, zapisywanie danych na dysku twardym komputera, podgląd w czasie rzeczywistym procesów odczytu i anilacji).



Pozycja 1. pastylki

Pozycja 4. pastylki

Rysunek 20. Płytki identyfikacyjnej RADOS.

Wysuwka, "płytki"

Plastikowy identyfikator z czterema otworami, w których umieszcza się pastylki TL o średnicy 4.5 mm i grubości 0.9 mm. Posiada dwa kody identyfikacyjne, numeryczny (dla pracownika) i otworowy (dla czytelnika).



Rysunek 21. Obudowa RADOS z czarnymi filtrami.

Obudowa z czarnymi filtrami

Opakowanie z dwoma aluminiowymi ($2,7 \text{ g cm}^{-3}$) kwadratowymi filtrami o grubości 0,5 mm i boku 7,5 mm. Filtry umieszczone są zarówno na przedniej, jak i tylnej stronie obudowy. Trzecia pastylka osłonięta jest jedynie cienką warstwą plastiku, natomiast czwarta pozostaje nieosłonięta [13].



Rysunek 22. Obudowa RADOS z okrągłymi filtrami.

Obudowa z okrągłymi filtrami

Opakowanie z trzema aluminiowymi ($2,7 \text{ g cm}^{-3}$) okrągłymi filtrami o grubości 1 mm i średnicy 5,5 mm. Filtry umieszczone są wyłącznie na przedniej stronie obudowy. Czwarta pastylka pozostaje nieosłonięta [13].



Rysunek 23. Brelok RADOS bez filtra.

Brelok bez filtra

Plastikowy brelok ochronny z otworem na pozycji czwartej pastylki. Warstwa plastiku jest cieńsza na powierzchni, pod którą znajdują się detektory.



Rysunek 24. Brelok RADOS z filtrem.

Brelok z filtrem

Plastikowy, wodoszczelny brelok ochronny z czarnym filtrem (brak informacji na temat materiału) na pozycji czwartej pastylki. Warstwa plastiku ma stałą grubość na całej powierzchni dozymetru, z wyjątkiem wgłębienia na filtr.

SPECYFIKA POMIARÓW RUTYNOWYCH

Z punktu widzenia klienta, czyli jednostki organizacyjnej prowadzącej kontrolę dawek indywidualnych, wprowadzenie do zakładu pracy metody TL rozpoczyna się od wypełniania formularza znajdującego się na stronie internetowej CLOR⁶. We wniosku klient podaje dane osobowe pracowników narażonych na promieniowanie i określa rodzaj ich pracy z promieniowaniem (posługując się podaną przez CLOR listą kodów), wymienia źródła promieniowania wykorzystywane w zakładzie pracy wraz z podaniem ich energii i aktywności. Klient decyduje również o rodzaju pomiarów, jakie chce przeprowadzać (indywidualne, środowiskowe) i o czasie trwania jednego cyklu pomiarowego (1-miesięczny, 2-miesięczny, 3-miesięczny). Po zawarciu umowy między jednostką a CLOR, do jednostki wysyłana jest określona w umowie liczba dawkomierzy TLD. Obowiązkiem kierownika jednostki jest dopilnowanie, by pracownicy jednostki byli przeszkoleni z zakresu prawidłowego użytkowania i przechowywania dozymetrów. Po upływie cyklu pomiarowego dawkomierze są odsyłane do CLOR, gdzie dokonywany jest odczyt informacji o napromienieniu i szacowana jest dawka, jaką otrzymali pracownicy jednostki. Informacje na temat indywidualnych dawek wprowadzane są do elektronicznego Systemu Kontroli Dawek⁷, do którego klient otrzymuje dostęp po wpisaniu nazwy użytkownika i hasła. Dawkomierze poddaje się obróbce termicznej (anilacji) i ponownie wysyła się je do klienta, rozpoczynając tym samym nowy cykl pomiarowy.



Rysunek 25. Dozymetry w kasetach oczekujące na odczyt, w towarzystwie pudeł i kopert pełnych... kolejnych dozymetrów oczekujących na odczyt!

⁶ http://clor.waw.pl/oferta/doz_ind.htm

⁷ <http://www.clor.waw.pl/baza/index.php>

OBROBKA TERMICZNA DETEKTORÓW TL

Przed wysłaniem dozymetru do jednostek prowadzących kontrolę dawek indywidualnych lub środowiskowych konieczne jest usunięcie z niego dawki śladowej pozostałej po odczycie lub dawki pochodzącej od tła, jeżeli detektory nie były jeszcze używane (tzw. „nowe pastylki” albo „pastylki świeżo od producenta”). Usunięcie dawki śladowej, czyli anilacja (wygrzewanie) musi być realizowane w temperaturze na tyle wysokiej, by opróżnić głębokie pułapki elektronowe w detektorze, a jednocześnie na tyle niskiej, by nie uszkodzić struktury detektora. Anilacja składa się z etapu podgrzewania i etapu chłodzenia. Podczas obu etapów należy przestrzegać wewnętrznie określonych, powtarzalnych procedur, aby nie modyfikować materiału i zachować powtarzalność odczytu. Stosowana procedura zależy od wykorzystywanego materiału. Każdy detektor LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) musi być anilowany w temperaturze 250°C przez 10 minut, a następnie szybko schładzany poprzez położenie na grubej płycie z materiału o dobrym przewodnictwie cieplnym (np. miedź, aluminium).

ODCZYT Z DETEKTORÓW TL

Kiedy po miesięcznym lub kwartalnym okresie noszenia dozymetrów przez pracowników objętych kontrolą dawek indywidualnych lub ekspozycji na stanowiskach pracy objętych kontrolą dawek środowiskowych dawkomierze są z powrotem przysyłane do CLOR, następuje etap odczytu dawek. Dozymetry umieszczone są w kasetach mieszczących po 20 sztuk (Rysunek 26) należących do systemu RADOS.

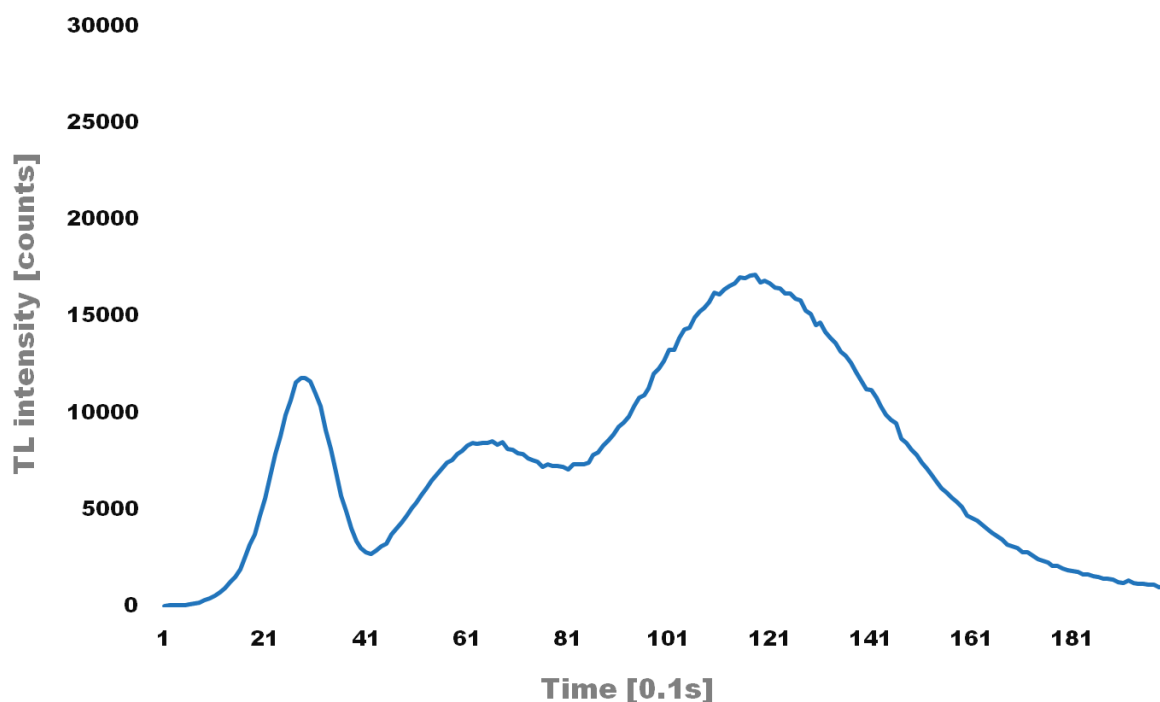


Rysunek 26. Dozymetry w kasetach RADOS.

Każda kasetka jest umieszczana w czytniku RE-2000S, a w połączonym z czytnikiem komputerze wyposażonym w program *WinTLD* ustawiane są parametry i uruchamiany jest odczyt. Kasetka z dozymetrami jest wychwytywana przez czytnik, a następnie kolejno z każdego dozymetru wysuwana jest płytka identyfikacyjna z pastylkami. Przez otwór w płytce przechodzi igła, która umieszcza pastylkę w komorze grzewczej. Do komory w trakcie odczytu doprowadzany jest azot o zadanej wcześniej temperaturze (odczyt detektorów MCP-N odbywa się w 240°C). Temperatura gazu jest stała, ale należy pamiętać, że temperatura samej pastylki rośnie eksponencjalnie. Wskutek zjawiska termoluminescencji detektor emituje światło o długości fali 385nm, które po przepuszczeniu przez filtr podczerwieni jest prowadzone światłowodem do fotopowielacza i układu zliczającego. Sygnał na wyjściu przekazywany jest do komputera, gdzie oprogramowanie tworzy plik zawierający liczbę zliczeń fotonów z każdego detektora w ciągu każdej 0,1 sekundy trwania odczytu. Na podstawie otrzymanej liczby zliczeń dokonuje się oszacowania dawki promieniowania jonizującego.

KRZYWA WYŚWIECANIA

Jak już wspomniano, w plikach tworzonych przez oprogramowanie *WinTLD* znajdują się informacje o liczbie wyświeconych przez detektor fotonów w ciągu całego czasu odczytu, z próbkowaniem 0,1 s. Jeżeli te dane naniesie się na wykres, otrzyma się tzw. krzywą wyświecania (ang. *glow curve*), będącą kamieniem węgielnym zarówno dla rutynowego szacowania dawek, jak i podczas badań naukowych (Rysunek 27).



Rysunek 27. Krzywa wyświecania detektora MCP-N odczytanego w czytniku RADOS RE-2000S.

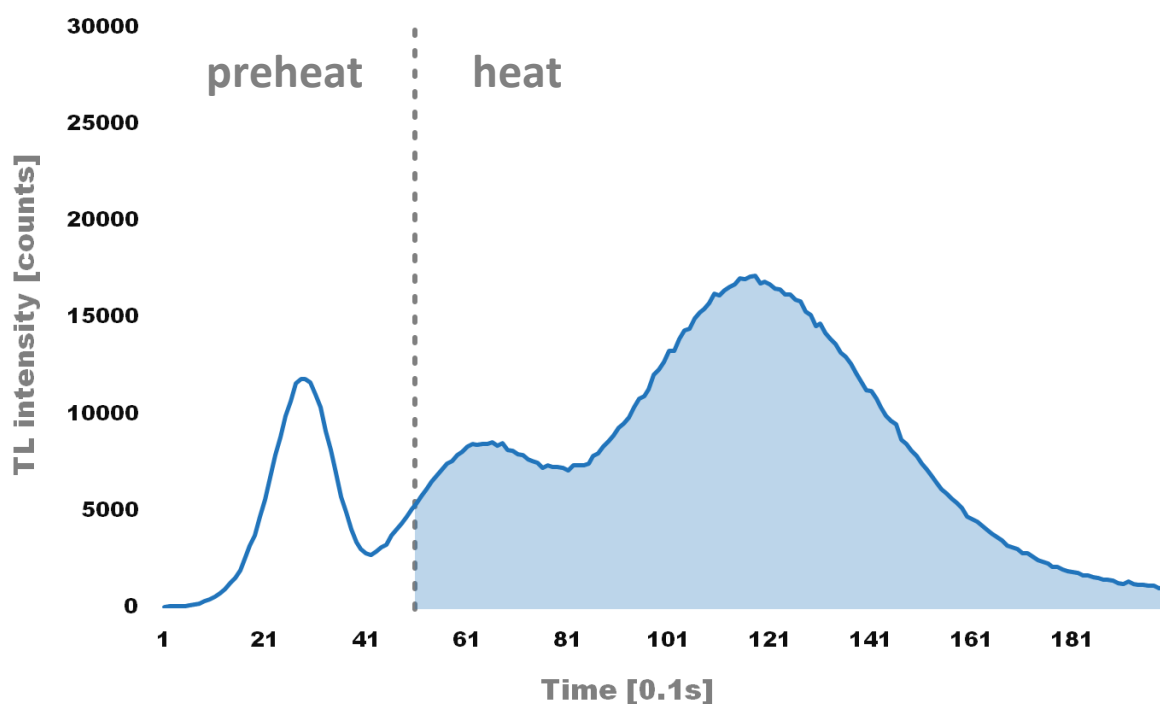
Oś odciętych krzywej wyświecania określa czas odczytu, natomiast oś rzędnych liczbę fotonów zarejestrowanych w danym przedziale 0,1 s (tzw. sygnał TL). Krzywa składa się z nachodzących na siebie pików, które odpowiadają różnym głębokościom (w sensie energetycznym) pułapek elektronowych w strukturze detektora. Mimo że bezpośrednio widoczne są tylko trzy piki, to może być ich więcej, ale mogą być zasłonięte przez piki o wyższych amplitudach.

ANALIZA KRZYWEJ WYŚWIECANIA

W celu analizy krzywej wyświecania, zarówno do pomiarów rutynowych jak i prac badawczych, należy wyodrębnić na krzywej dwa obszary: *preheat*, czyli obszar grzania wstępnego, obejmujący pierwszych pięć sekund odczytu oraz *heat*, czyli obszar grzania zasadniczego, obejmujący ostatnich piętnaście sekund odczytu. Pik obserwowany w obszarze *preheat* nazywa się pikiem niskotemperaturowym. Odpowiada on pułapkom elektronowym, których opróżnienie jest możliwe w temperaturze pokojowej i w związku z tym znika całkowicie w ciągu kilku godzin do kilku dni od momentu napromienienia. W przypadku pomiarów rutynowych jest praktycznie nieobserwowalny. Jego obecność na krzywych z Rysunków 27 i 28 tłumaczona jest faktem, że detektor został odczytany w ciągu niecałej godziny

po napromienieniu dawką wzorcową. Piki obserwowane w obszarze *heat* nazywa się pikami dozymetrycznymi i wykorzystuje się je do oszacowania dawki.

Najprostszą, podstawową metodą analizy krzywej wyświecania jest całkowanie i tę metodę stosuje się w CLOR. Polega ona na numerycznym obliczeniu pola powierzchni pod krzywą w obszarze *heat*, czego wynikiem jest całkowita intensywność sygnału TL (całkowita liczba zliczeń kwantów światła) z detektora, M (2). Wartość ta jest poddawana dalszej obróbce w celu oszacowania dawki.



Rysunek 28. Krzywa wyświecania detektora MCP-N z podziałem na obszary PREHEAT I HEAT.

$$M = \int \text{heat} dt \quad (2)$$

Inną, bardziej skomplikowaną metodą analizy krzywej wyświecania jest jej dekonwolucja (rozplot), czyli podział na pojedyncze piki. Otrzymuje się dla nich takie parametry jak położenie maksimum pików, amplitudę pików, pole powierzchni pod pikami oraz energię wiązania danego rodzaju pułapki elektronowej (energię aktywacji). Do obliczenia dawki pochłoniętej wykorzystuje się głównie pole powierzchni pod pikami dozymetrycznymi. CLOR nie wykorzystuje tej metody, ponieważ nie istnieją modele matematyczne, a w konsekwencji algorytmy dekonwolucji, które opisywałyby krzywą wyświecania detektora wygrzewanego w czytniku stałotemperaturowym. Dekonwolucja stosowana jest przez niektóre zakłady wyposażone w czytniki z grzaniem liniowym, w których temperatura jest podnoszona ze stałą prędkością w czasie i dla których stworzono zarówno modele matematyczne termoluminescencji, jak i algorytmy numerycznej dekonwolucji krzywej wyświecania [14]. Warto zaznaczyć, że do pomiarów rutynowych całkowanie jest zupełnie wystarczającą metodą analizy, natomiast dekonwolucja może znaleźć zastosowanie w pracach naukowych, szczególnie poświęconych badaniu zjawiska termoluminescencji.

SZACOWANIE DAWEK

Ponieważ dawka efektywna jest niemierzalną wielkością fizyczną, to w celu oszacowania dawki otrzymanej przez człowieka używa się wielkości operacyjnych wprowadzonych przez Międzynarodową Komisję Radiologiczną ds. Jednostek i Pomiarów (ICRU), mianowicie równoważników dawki H , z wyróżnieniem indywidualnego równoważnika dawki $H_p(d)$ i przestrzennego równoważnika dawki $H^*(d)$. Zgodnie z raportem ICRU nr 51 [15] wielkości te są zdefiniowane następująco:

Równoważnik dawki H to iloczyn Q i D w punkcie tkanki, gdzie D jest dawką pochłoniętą, a Q jest czynnikiem jakości promieniowania w tym punkcie (3).

$$H = Q \cdot D \quad (3)$$

Jednostką specjalną równoważnika dawki jest siwert, $[Sv] = \left[\frac{J}{kg} \right]$.

Indywidualny równoważnik dawki $H_p(d)$ to równoważnik dawki w miękkiej tkance, na odpowiedniej głębokości d [mm], poniżej określonego punktu w ciele. Jednostką specjalną równoważnika dawki jest siwert, $[Sv] = \left[\frac{J}{kg} \right]$.

Przestrzenny równoważnik dawki $H^*(d)$ to równoważnik dawki w punkcie pola promieniowania, który byłby wytworzony przez odpowiednie pole rozciągnięte i zorientowane w kuli ICRU na głębokości d , na promieniu przeciwnym do kierunku tego pola. Jednostką specjalną równoważnika dawki jest siwert, $[Sv] = \left[\frac{J}{kg} \right]$.

Indywidualny równoważnik dawki jest zatem estymatą dawki efektywnej w pomiarach dawek indywidualnych, natomiast przestrzenny równoważnik dawki – w pomiarach środowiskowych. W obu przypadkach głębokość d wynosi 10 mm. Konwersja otrzymanej na podstawie odczytów z detektorów wartości M , czyli całkowitej liczby fotonów światła wyemitowanych przez detektory, na równoważniki dawki wymaga kalibracji detektorów we wzorcowych polach promieniowania i wyznaczeniu współczynników kalibracyjnych. Kalibracji dokonuje się na omawianych wcześniej stanowiskach kalibracyjnych. Dawkomierze napromieniane są szeregiem dawek wzorcowych z możliwie szerokiego zakresu. Następnie korzysta się z własności liniowości odpowiedzi dawkowej i na podstawie współczynnika nachylenia prostej opisującej odpowiedź dawkową wyznacza się współczynnik kalibracyjny. Równoważniki dawek obliczane są ze wzorów (4), (5).

$$H_p(10) = M \cdot k_{H_p(10)} \quad (4)$$

$$H^*(10) = M \cdot k_{H^*(10)} \quad (5)$$

PRACE BADAWCZE NAD TLD

Prace badawcze nad TLD prowadzone w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej ukierunkowane są głównie na usprawnienie metody pomiarów rutynowych, optymalizację procesu obliczania dawek i zmniejszeniu niepewności ich wyznaczania. Wiele projektów prowadzonych jest w ramach praktyk studenckich lub realizacji prac dyplomowych w porozumieniu z Politechniką Warszawską czy Uniwersytetem Warszawskim.

Jednym z prowadzonych projektów jest badanie wpływu czynników zewnętrznych, obecnych w miejscach pracy osób narażonych na promieniowanie jonizujące, na odczyt z dawkomierza indywidualnego. Wykazano między innymi, że detektory MCP-N reagują na światło ultrafioletowe, co objawia się poprzez gromadzenie informacji o „dawce” światła (na krzywej widoczne w postaci piku niskotemperaturowego) w literaturze określane jako sygnał PITL (*photo-induced thermoluminescence*), transferowanie nośników ładunków z głębokich pułapek, których nie jest w stanie opróżnić energia termiczna bez uszkodzenia materiału – sygnał PTTL (*photo-transferred thermoluminescence*) oraz kasowanie z detektora informacji o dawce promieniowania jonizującego. Przeprowadzone badania wykazały, że należy wykazać szczególną ostrożność podczas użytkowania dawkomierzy TLD w jednostkach, w których obok promieniowania jonizującego wykorzystuje się materiał biologiczny, a w konsekwencji lampy sterylizujące wykorzystujące żarówki UV.

Planowane jest prowadzenie badań i wykonywanie symulacji komputerowych mających na celu dokonanie dekonwolucji krzywej wyświecania i stworzenie modelu matematycznego termoluminescencji dla czytników stałotemperaturowych.



Rysunek 29. Badania na dozymetrach wymagają odpowiedniej organizacji – karteczki samoprzylepne okazują się niezawodne, by nie pogubić się w ogromie wykonanych napromieniowań i odczytów.

PODSUMOWANIE

Kontrola dawek indywidualnych jest ważnym i koniecznym elementem ochrony radiologicznej pracowników narażonych zawodowo na promieniowanie jonizujące. Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej już od niemal sześćdziesięciu lat zajmuje się pomiarami dawek indywidualnych i środowiskowych, wdrażając nowe metody, udoskonalając je i utrzymując państwową akredytację. Na szczególny szacunek zasługują technicy zajmujący się szacowaniem dawek – w Pracowni zatrudnionych jest raptem kilka osób, które regularnie, skrupulatnie i z ogromną sumiennością wysyłają dozymetry do licznych klientów, odbierają je, odczytują dawki i poddają detektory obróbce termicznej. Kilku pracowników, którzy obliczają dawki dla kilku tysięcy pracowników! Jest to praca, w której nie można pozwolić sobie na opóźnienia i pomyłki, ponieważ jeden nieprawidłowo odczytany dozymetr to jeden człowiek, który nie będzie wiedział, jaką dawkę promieniowania otrzymał podczas pracy. W pomiarach rutynowych należy ściśle przestrzegać ustalonych procedur, a na każdą awarię aparatury reagować szybko i sprawną interwencją.

Jaka jest przyszłość dozymetrii termoluminescencyjnej? W ciągu ostatnich dekad TLD udowodniło, że jest wydajną i skuteczną, choć niepozbawioną wad metodą oceny narażenia zawodowego. Na świecie prowadzone są badania, a nawet wdrażane komercyjnie metody OSL – optycznie stymulowanej luminescencji, które zdaniem przedstawicieli handlowych oferujących je firm są nieporównywalnie lepsze od TLD. Nie da się zaprzeczyć, że OSL oferuje szereg udogodnień, o które ciężko w TLD (np. możliwość wielokrotnego odczytu dawki, która w przypadku TLD jest dopiero na etapie badań), ale z drugiej strony jest to metoda kosztowna i dla wielu instytucji wygodniejsze jest inwestowanie w badania nad również skuteczną metodą TLD niż wdrażanie nowego systemu. Stąd wniosek, że metoda termoluminescencyjna wciąż żyje, wciąż się rozwija i wciąż warto ją stosować.



SPIS RYSUNKÓW

RYSUNEK 1. DIAGRAM OBRAZUJĄCY ROZKŁAD ROCZNEJ DAWKI EFEKTYWNEJ, JAKĄ OTRZYMAŁ STATYSTYCZNY MIESZKANIEC POLSKI, W ZALEŻNOŚCI OD ŹRÓDEŁ PROMIENIOWANIA. CAŁKOWITA DAWKA EFEKTYWNA NA ROK 2013: 3,31 mSv. ŹRÓDŁO: [N].....	2
RYSUNEK 2. DAWKOMIERZ TERMOLUMINESCENCYJNY.....	6
RYSUNEK 3. FLUORYT W ŚWIETLE ŻARÓWKI, W TEMPERATURZE POKOJOWEJ. ŹRÓDŁO: [N]	7
RYSUNEK 4. TERMOLUMINESCENCJA FLUORYTU PODGRZEWANEGO NAD PALNIKIEM KUCHENKI PRZY ZGASZONYM ŚWIETLE. ŹRÓDŁO: [N].....	7
RYSUNEK 5. SCHEMAT PIERWSZEGO ETAPU TERMOLUMINESCENCJI. ELEKTRON ZOSTAJE WYBITY Z PASMA WALENCYJNEGO I PRZECHWYCONY PRZEZ PUŁAPKĘ ELEKTRONOWĄ. POZOSTAŁA PO NIM DZIURA MIGRUJE W PAŚMIE WALENCYJNYM I ZOSTAJE SPUŁĄPKOWANA W CENTRUM REKOMBINACJI.....	9
RYSUNEK 6. SCHEMAT DRUGIEGO ETAPU TERMOLUMINESCENCJI. PO PRZEKROCZENIU TEMPERATURY PROGOWEJ W UKŁADZIE, SPUŁĄPKOWANE NOŚNIKI ŁADUNKU REKOMBINUJĄ, CZEMU TOWARZYSZY EMISJA KWANTU ŚWIATŁA.	9
RYSUNEK 7. JAK BARDZO MAŁY DETEKTOR TROSZCZY SIĘ O DUŻEGO PRACOWNIKA?	10
RYSUNEK 8. CO ŁĄCZY PRACOWNIKA I MATERIAŁ TL, CO SPRAWIA, ŻE PODOBNIIE POCHŁANIAJĄ PROMIENIOWANIE? ŹRÓDŁO: [N]....	10
RYSUNEK 9. PASTYLKI TERMOLUMINESCENCYJNE LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) WYKORZYSTYWANE PRZEZ CENTRALNE LABORATORIUM OCHRONY RADIOLOGICZNEJ.....	12
RYSUNEK 10. NOWE I STARE: DAWKOMIERZ TLD (PO LEWEJ) I OBUDOWA DAWKOMIERZA FOTOMETRYCZNEGO (PO PRAWYJ) STOSOWANE PRZEZ CLOR.	13
RYSUNEK 11. STRUKTURA LABORATORIÓW NAUKOWYCH W CENTRALNYM LABORATORIUM OCHRONY RADIOLOGICZNEJ. NA PODSTAWIE [N].	14
RYSUNEK 12. WIDOK NA IRRADIATOR Z ŁAWY POMIAROWEJ NA MAKSYMALNEJ ODLEGŁOŚCI OD ŹRÓDŁA.....	14
RYSUNEK 13. STANOWISKO KALIBRACYJNE GAMMA W CLOR. OD LEWEJ: URZĄDZENIE NAPROMIENIOWUJĄCE, ŁAWA KALIBRACYJNA.	15
RYSUNEK 14. STANOWISKO KALIBRACYJNE PROMIENIOWANIA RENTGENOWSKIEGO. OD LEWEJ: ŁAWA KALIBRACYJNA, OBUDOWA Z LAMPĄ RENTGENOWSKĄ (DO OBUDOWY PRZYMOCOWANA JEST KARUZELA Z WARSTWAMI PÓŁCHŁONNYMI).....	16
RYSUNEK 15. KARUZELA Z ZESTAWAMI WARSTW PÓŁCHŁONNYCH NA OBUDOWIE LAMPY RENTGENOWSKIEJ.....	16
RYSUNEK 16. STANOWISKO KALIBRACYJNE BETA SECONDARY STANDARD. ZDJĘCIE DO WYMIANY!!!	17
RYSUNEK 17. CZYTNIK RADOS RE-2000S.	18
RYSUNEK 18. PIEC RADOS TLDO.	18
RYSUNEK 19. INTERFEJS OPROGRAMOWANIA <i>WinTLD</i>	18
RYSUNEK 20. PŁYTKA IDENTYFIKACYJNA RADOS.	19
RYSUNEK 21. OBUDOWA RADOS Z CZARNYMI FILTRAMI.....	19
RYSUNEK 22. OBUDOWA RADOS Z OKRĄGŁYMI FILTRAMI.....	19
RYSUNEK 23. BRELOK RADOS BEZ FILTRU.....	19
RYSUNEK 24. BRELOK RADOS Z FILTREM.....	19
RYSUNEK 25. DOZYMETRY W KASZETACH OCZEKUJĄCE NA ODCZYT, W TOWARZYSTWIE PUDEŁ I KOPERT PEŁNYCH... KOLEJNYCH DOZYMETRÓW OCZEKUJĄCYCH NA ODCZYT!	20
RYSUNEK 26. DOZYMETRY W KASZETACH RADOS.....	21
RYSUNEK 27. KRZYWA WYŚWIECANIA DETEKTORA MCP-N ODCZYTANEGO W CZYTNIKU RADOS RE-2000S.	22
RYSUNEK 28. KRZYWA WYŚWIECANIA DETEKTORA MCP-N Z PODZIAŁEM NA OBSZARY PREHEAT I HEAT.....	23
RYSUNEK 29. BADANIA NA DOZYMETRACH WYMAGAJĄ ODPOWIEDNIEJ ORGANIZACJI – KARTECZKI SAMOPRZYLEPNE OKAZUJĄ SIĘ NIEZAWODNE, BY NIE POGUBIĆ SIĘ W OGROMIE WYKONANYCH NAPROMIENIEŃ I ODCZYTÓW.	25

SPIS TABEL

TABELA 1. PRZEWIDYWANE SKUTKI BIOLOGICZNE JEDNORAZOWEGO NAPROMIENIENIA CAŁEGO CIAŁA. ŹRÓDŁO: [WYKLAD]	1
TABELA 2. WYKAZ DAWEK GRANICZNYCH DLA LUDNOŚCI POLSKI WG ROZPORZĄDZENIA RADY MINISTRÓW Z DNIA 18 STYCZNIA 2005R. W SPRAWIE DAWEK GRANICZNYCH PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO.	3
TABELA 3. GRUPY NARAŻENIA ZDEFINIOWANE W USTAWIE PRAWO ATOMOWE (DAWKA GRANICZNA DLA PRACOWNIKA NARAŻONEGO ZAWODOWO NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE: 20 mSv).	4
TABELA 4. STATYSTYKA INDYWIDUALNYCH ROCZNYCH DAWEK SKUTECZNYCH (EFEKTYWNYCH) OSÓB ZALICZANYCH DO KATEGORII A NARAŻENIA NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE W 2013R. ŹRÓDŁO: [N].	4
TABELA 5. PODSTAWOWE WŁASNOŚCI DETEKTORÓW MCP-N. ŹRÓDŁO: [APPLIC...].	12
TABELA 6. ŚREDNIE ENERGIE I MAKSYMALNE OSIĄGANE MOCE DAWEK ŹRÓDEŁ PROMIENIOWANIA GAMMA UŻYWANYCH NA STANOWISKU KALIBRACYJNYM GAMMA W CLOR.	15
TABELA 7. WIDMA PROMIENIOWANIA X DOSTĘPNE W CLOR.	16

1. **Henschke, Janusz.** Narażenie na promieniowanie jonizujące. *Materiały z wykładu do przedmiotu "Dozymetria" dla studentów Politechniki Warszawskiej.*
2. **Państwowa Agencja Atomistyki.** *Raport Roczny: Działalność Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki oraz ocena stanu bezpieczeństwa jądrowego i ochrony radiologicznej w Polsce w 2013 roku.* Warszawa : Państwowa Agencja Atomistyki, 2014.
3. **Kraska Aleksandra, Bilski Bartosz.** Narażenie pracowników ochrony zdrowia na promieniowanie jonizujące a hipoteza hormezy radiacyjnej. *Medycyna Pracy.* 2012, 63.
4. **Rada Ministrów.** Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego. *Dz.U. 2005 nr 20 poz. 168.*
5. **Sejm RP.** Ustawa Prawo Atomowe. *Dz.U. 2001 nr 3 poz. 8.*
6. **Ciupek Krzysztof, Aksamit Dariusz, Wołoszczuk Katarzyna.** Application of whole-body personal TL dosimeters in mixed field beta-gamma radiation. *Radiation Protection Dosimetry.* 2014, 162.
7. **Hryniewicz Andrzej.** *Człowiek i promieniowanie jonizujące.* Warszawa : 1, 2001.
8. [http://www.rockhoundlounge.com/cgi-bin/yabb252/YaBB.pl?num=1349918072.](http://www.rockhoundlounge.com/cgi-bin/yabb252/YaBB.pl?num=1349918072)
9. **Furetta Claudio, Weng Pao-Shan.** *Operational Thermoluminescence Dosimetry.* Singapur : World Scientific Publishing Co.Pte.Ltd., 1998.
10. **Isajenko Krzysztof.** Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej. *Metody i Techniki Jądrowe w Środowisku, Przemysle i Medycynie - materiały do wykładu dla studentów Politechniki Warszawskiej.* Warszawa.
11. **PN-ISO 4037.** Wzorcowe promieniowanie rentgenowskie i gamma do kalibracji dawkomierzy i mierników mocy dawki oraz do określania ich charakterystyk energetycznych. 2002.
12. **ISO 6980.** Nuclear energy - Reference beta-particle radiation. 2006.
13. **Obryk B., i inni.** Energy response of different types of RADOS personal dosimeters with MTS-N (LiF:Mg,Ti) and MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) TL detectors. *Radiation Protection Dosimetry.* 2011, 144.
14. **Horowitz Y.S., Yossian D.** Computerized Glow Curve Deconvolution: Application to Thermoluminescence Dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry.* 1995, 60.
15. **ICRU Report 51.** *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.* Bethesda : International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
16. **Furetta C, Kitis G.** Models in thermoluminescence. *Journal of Materials Science.* 2004, 39.
17. <http://searchpp.com/dr-house-png/>
18. **Olko P., Budzanowski M., Bilski P. i inni.** Application of MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) TL detectors in monitoring environmental radiation. *Nuclear Technology & Radiation Protection.* 2004, 19.