

## Dozymetria Termoluminescencyjna

instrukcja do ćwiczenia w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej

### 1. Podstawy zjawiska termoluminescencji

Zjawisko, w którym substancje emitują światło widzialne w wyniku wcześniejszego pochłonięcia energii, to luminescencja. Proces ten wymaga pobudzenia, a bodźcem może być pole elektryczne (elektroluminescencja), światło (fotoluminescencja), energia reakcji chemicznych (chemoluminescencja), czy też energia cieplna (termoluminescencja). Zjawisko termoluminescencji jest powszechnie wykorzystywane w dozymetrii promieniowania jonizującego umożliwiając rejestrację promieniowania jonizującego i ocenę pochłoniętej dawki. Początkowo substancja wykazująca właściwości termoluminescencyjne poddawana jest ekspozycji na promieniowanie jonizujące, pochłania wówczas energię, a następnie, w wyniku podgrzania do wysokiej temperatury, emituje fotony światła widzialnego, których liczba jest zależna od pochłoniętej dawki promieniowania jonizującego.

Termoluminescencja zachodzi w kryształach dielektrycznych, a jej proces można wytłumaczyć korzystając z teorii pasmowej ciała stałego, według której idealny dielektryk zbudowany jest z wypełnionego pasma walencyjnego i pustego pasma przewodnictwa oddzielonych szeroką na kilka elektronowoltów przerwą energetyczną. W rzeczywistości jednak struktura kryształu zawiera defekty sieci krystalicznej (np. domieszki innych pierwiastków), które występują w pasmie wzbronionym i mogą powodować pułapkowanie elektronów wybitych przez promieniowanie z pasma walencyjnego i tym samym zapamiętywanie energii promieniowania jonizującego. Najistotniejsze z punktu widzenia zjawiska termoluminescencji są pułapki głębokie, w których istnieje mniejsze prawdopodobieństwo wyrwania elektronów na skutek działania przypadkowych bodźców, jak światło widzialne czy temperatura pokojowa. Liczba zajętych pułapek elektronowych jest proporcjonalna do pochłoniętej energii promieniowania jonizującego. Żeby uwolnić elektrony i sprawdzić wielkość dawki pochłoniętej niezbędne jest dostarczenie energii termicznej przewyższającej głębokość pułapek elektronowych celem przeniesienia elektronów do pasm przewodnictwa, z którego rekombinują oddając swoją energię w postaci kwantów promieniowania widzialnego (luminescencja).

Prawdopodobieństwo przejścia spułapkowanego elektronu do pasma przewodnictwa (podane przez Marię Ranogajec-Komor [1]) określone jest rozkładem Boltzmana:

$$p = s e^{-E/k_B T} \quad (1)$$

gdzie  $s$  to czynnik częstotliwości zwany też czynnikiem ucieczki (stała związana z rodzajem defektu:  $10^{12} - 10^{14} [s^{-1}]$ ),  $E$  – energia aktywacji [e],  $k_B$  – stała Boltzmana ( $8,617 \cdot 10^{-5} [eV \cdot K^{-1}]$ ),  $T$  – temperatura [K]. Prawdopodobieństwo uwolnienia elektronów wzrasta ze zwiększającą się temperaturą i maleje dla dużych wartości energii, gdzie  $E$  stanowi różnicę pomiędzy pułapką a pasmem przewodnictwa (głębokość pułapki).

Liczba elektronów uwalnianych w jednostce czasu jest określona równaniem 2 (dla  $T = \text{const}$ ) [2]:

$$\frac{dn}{dt} = -pn \quad (2)$$

gdzie  $n$  oznacza liczbę pułapek zajętych elektronami w czasie  $t$ . Zmiana liczby pułapkowanych elektronów jest proporcjonalna do natężenia emitowanego światła  $I$ :

$$I = -\frac{dn}{dt} = cnse^{-\frac{E}{k_B T}} \quad (3)$$

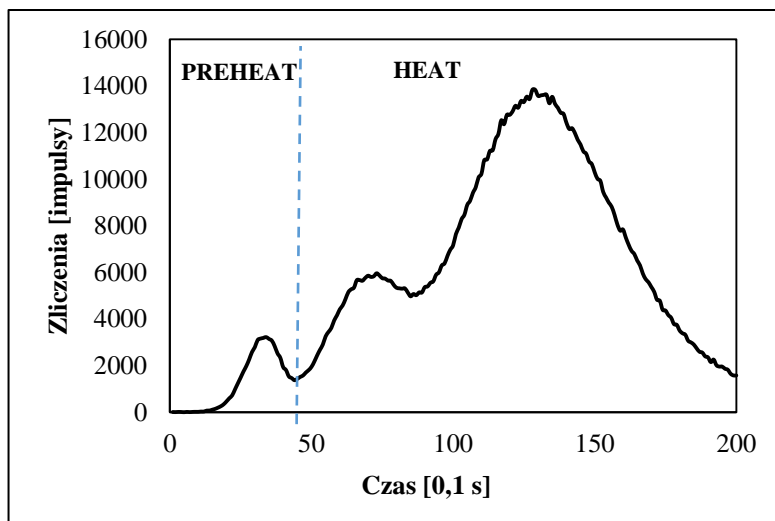
gdzie  $c$  to stała związana z wydajnością luminescencji.

Podczas podgrzewania materiału termoluminescencyjnego (TL) intensywność światła luminescencji jest zależna od liczby rekombinacji. Liczba spułapkowanych elektronów jest związana z zaabsorbowaną energią promieniowania jonizującego i jest powiązana z dawką pochłoniętą w kryształach. Analizując wzór 1 i 3 można wnioskować, że im większa liczba spułapkowanych elektronów zostanie uwolniona tym intensywniejszy będzie strumień światła. Materiały TL są „odczytywane” poprzez podgrzanie kryształu w kontrolowanych warunkach do temperatury od ok. 250 – 400°C, monitorowanie światła poprzez fotopowielacz i przedstawienie tych zależności na tzw. krzywej wyświecania (ang. glow curve). Krzywa jest charakterystyczna dla danego materiału TL (krzywa może być także przedstawiona w postaci zależności liczby zliczeń impulsów świetlnych od czasu odczytu materiału TL).

## 2. Detektory termoluminescencyjne

Najpopularniejszym materiałem stosowanym w dozymetrii termoluminescencyjnej promieniowania jonizującego jest domieszkowany fluorek litu. W Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej używane są wysokoczułe detektory wykonane z fluorku litu domieszkowanego magnezem, miedzią i fosforem, LiF: Mg, Cu, P. Detektor występuje jako spiek ceramiczny w formie pastylki o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm, umieszczanej w odpowiedniej obudowie, w zależności od tego do jakich celów jest wykorzystywany.

Informację z detektora na temat zaabsorbowanej dawki uzyskuje się przez odczyt detektora w odpowiednim czytniku. Oprogramowanie czytnika rysuje krzywą wyświecania, z której po przeanalizowaniu uzyskuje się dawkę pochłoniętą. Krzywa wyświecania posiada kilka nakładających się na siebie maksimumów, z których każde odpowiada innemu rodzajowi pułapki, o różnym poziomie energetycznym. W zależności od sposobu podgrzewania kryształu kształt krzywej ulega zmianom – dla szybszego wygrzewania amplitudy pików są większe, przesunięte dodatkowo w stronę wyższych temperatur. Znacznie różnią się też względem krzywe wygrzewane w piecu i w czytniku. W przypadku pieca pastylki grzane są przez 10 minut od osiągnięcia temperatury 240°C natomiast w przypadku czytnika temperatura wynosi 270°C, a czas grzania to 30 sekund. Wielkością stałą i niezmienną jest całka z liczby zliczeń z krzywej wyświecania, która jest wykorzystywana do obliczania dawki pochłoniętej przez kryształ dielektryka.



Rysunek 1. Krzywa wyświecania TL dla LiF: Mg, Cu, P

Krzywą wyświecania uzyskaną w czasie odczytu dozymetrów w czytniku RADOS można podzielić na dwa elementy (Rysunek 1). Pierwszym z nich jest trwający 5 sekund PREHEAT, który jest pikiem zanikającym w czasie w temperaturze pokojowej. To niskotemperaturowe maksimum nie jest więc istotne w etapie wyznaczania dawki zdeponowanej w detektorze. Następnie widoczny jest etap HEAT, który trwa aż do końca odczytu (do 20 sekundy). Pole pod wykresem w obszarze przypadającym na ten etap, jest proporcjonalne do dawki, jaką otrzymał detektor termoluminescencyjny (TLD).

Detektory TLD są detektorami biernymi, mierzącymi dawkę promieniowania jonizującego skumulowaną w całym czasie ekspozycji. Detektory wykonane z fluorku litu domieszkowanego magnezem, miedzią i fosforem znajdują szerokie zastosowanie w dozymetrii w różnych dziedzinach działalności człowieka, związanych z promieniowaniem jonizującym, gdzie są stosowane zarówno w pomiarach środowiskowych, jak i indywidualnych, ponieważ posiadają szereg istotnych z punktu widzenia dozymetrii zalet:

- możliwość wielokrotnego stosowania,
- szeroki zakres pomiarowy, pozwalający na pomiar dawek od kilku mikrograjów do kilograjów,
- liniowość odpowiedzi do ok. 50 Gy,
- możliwość pomiaru różnych rodzajów promieniowania: alfa, beta, gamma i X oraz neutronów, a także pomiary w polach mieszanych (np. alfa i neutrony).
- małe rozmiary detektorów, które nie ograniczają ruchów pracownika,
- tkankopodobność, określająca podobieństwo między danym materiałem a tkanką za pomocą efektywnej liczby atomowej, obliczanej ze wzoru (4):

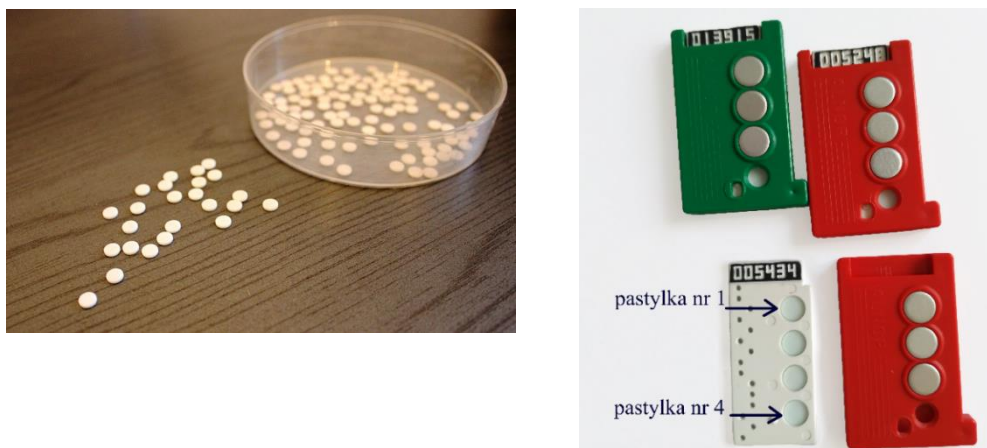
$$Z_{eff} = \left( \sum_{i=1}^n p_i Z_i^{3,6} \right)^{\frac{1}{3,6}} \quad (4)$$

gdzie:  $p_i$  – zawartość i-tego pierwiastka w materiale,  $Z_i$  – liczba atomowa i-tego pierwiastka.

Dla LiF: Mg,Cu,P efektywna liczba atomowa  $Z_{eff} = 8,2$  jest bardzo zbliżona do wartości  $Z_{eff}$  dla tkanki miękkiej wnoszącej 7,42. W doborze materiałów na detektory dąży się do tego, by jak najwierniej odwzorowywały one oddziaływanie promieniowania jonizującego z tkankami ludzkiego organizmu.

Innymi parametrami detektorów są czułość, charakterystyka kątowna oraz zanik sygnału w czasie (tzw. fading). Pomiedzy ekspozycją na promieniowanie a odczytem w detektorze mogą zachodzić procesy, których efektem jest samoistna rekombinacja elektronów z dziurami w strukturze kryształu. Zjawisko to zmniejsza wydajność termoluminescencji i lekceważone, może prowadzić do nieprawidłowych wyników odczytu.

Pastyłki detektorów umieszczane są w obudowach tworząc w całości dozymetr termoluminescencyjny. Obudowy chronią detektor przed zanieczyszczeniem i zniszczeniem, ale także umożliwiają zainstalowanie filtrów. Filtry mogą być wykonane z różnych materiałów i mieć różną grubość, a ich celem jest skorygowanie zależności energetycznej materiału TL, odcięcie niepożądanych cząstek, skorygowanie promieniowania rozproszonego i uzyskanie dawek równoważnych w materiale równych dawkom wewnątrz organizmu ludzkiego. Do kompleksowej oceny narażenia stosowane są dozymetry indywidualne mierzące równoważnik dawki  $H_p(10)$  (pomiar dawki pochłoniętej w całym ciele na głębokości 10 mm), dozymetry pierścienkowe lub nadgarstkowe mierzące równoważnik dawki  $H_p(0,07)$  (pomiar dawki pochłoniętej w skórze dłoni na głębokości 0,07 mm), dozymetry oczne mierzące równoważnik dawki  $H_p(3)$  (pomiar dawki pochłoniętej w soczewce oka na głębokości 3 mm).



Rysunek 2. Detektory TLD w formie pastylek (rysunek po lewej stronie), detektory umieszczone w obudowie, tworząc dozymetr całego ciała [4]

Podział dozymetrycznych wielkości operacyjnych na trzy wymienione powyżej jest warunkowany różnymi zadaniami ochrony radiologicznej. Każdy z powyższych równoważników jest stosowany w odmiennych warunkach i do odrębnych celów. Dodatkowo, do monitorowania promieniowania o różnym stopniu penetracji, stosuje się różne głębokości  $d$ . Zestawienie używanych w dozymetrii ochronnej równoważników dawki przedstawia Tabela 1.

- Kierunkowy równoważnik dawki  $H'(d, \Omega)$  to równoważnik dawki dla danego punktu rzeczywistego, rozciągniętego, odpowiedniego pola promieniowania w kuli ICRU wzdłuż promienia o kierunku  $\Omega$  na głębokości  $d$  milimetrów.
- Przestrzenny równoważnik dawki  $H^*(d)$  to równoważnik dawki dla danego punktu odpowiedniego, rozciągniętego, zorientowanego pola w kuli ICRU na głębokości  $d$  milimetrów.
- Indywidualny równoważnik dawki  $H_p(d)$  to równoważnik dawki na głębokości  $d$  milimetrów pod powierzchnią skóry, w tkance miękkiej.

Tabela 1. Porównanie stosowanych w dozymetrii wielkości operacyjnych [3]

Wielkości operacyjne w pomiarach indywidualnych	Wielkości operacyjne w pomiarach środowiskowych	Cel
Indywidualny równoważnik dawki $H_p(10)$	Przestrzenny równoważnik dawki $H^*(10)$	Ocena dawki efektywnej na całe ciało
Indywidualny równoważnik dawki $H_p(0,07)$	Kierunkowy równoważnik dawki $H'(0,07)$	Ocena dawki równoważnej na skórę i kończyny
Indywidualny równoważnik dawki $H_p(3)$	Kierunkowy równoważnik dawki $H'(3)$	Ocena dawki równoważnej na soczewkę oka

### 3. System dozymetrii termoluminescencyjnej

System dozymetrii termoluminescencyjnej składa się z szeregu elementów, które dzięki wzajemnemu współdziałaniu zapewniają przeprowadzenie kompleksowego pomiaru i dostarcza informacji o dawce. W skład systemu wchodzi:

- detektor termoluminescencyjny z odpowiednią obudową,
- czytnik termoluminescencyjny, składający się z elementu grzewczego i fotopowielacza wraz z układem zasilającym,
- piec, w którym następuje termiczna obróbka detektorów,
- oprogramowanie, czyli algorytm odczytujący sygnał z detektora i fotopowielacza,
- baza danych umożliwiająca konwersję sygnału z fotopowielacza na dawkę,
- elementy wspomagające, umożliwiające prawidłowe uruchomienie i działanie systemu (np. elementy kontrolujące, źródła kalibracyjne),
- procedury i instrukcje postępowania.

Współdziałanie powyższych elementów ma zapewnić wiarygodną informację o dawce i wiąże się z koniecznością przestrzegania szeregu procedur postępowania z detektorami, na które składają się m.in:

#### 1. Anilacja (wygrzewanie detektorów)

Jej celem jest opróżnienie pułapek elektronowych, czyli usunięciu informacji o zaabsorbowanej dawce (anilacja częściowo zachodzi już podczas odczytu dozymetrów TLD w czytniku RADOS). Proces ten polega na wygrzewaniu detektorów w piecu TLDO w 240°C przez 10 minut od momentu ustabilizowania się temperatury. Detektory umieszczane są na metalowych szalkach, umożliwiając jednocześnie wygrzewanie ponad 150 pastylek. Po wygrzaniu metalowa szalka jest wyjmowana, co umożliwia szybkie schłodzenie detektorów. Piec sterowany jest za pomocą programu komputerowego *THELDO*. Anilacja może być także przeprowadzona w czytniku RADOS, gdzie pojedyncza pastylka utrzymywana jest w temperaturze 270°C przez 30 sekund.



Rysunek 3. Piec TLDO, metalowa szalka na pastylki i screen oprogramowania sterującego piecem [4]

## 2. Bieg własny detektora

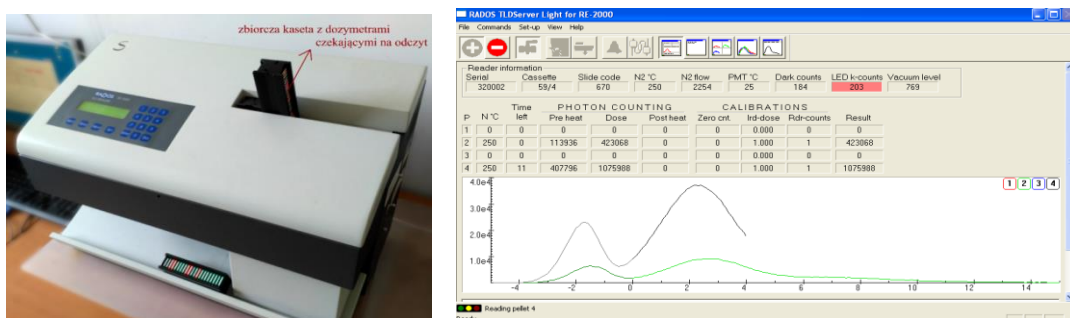
„Wyczyszczone” pastylki powinny być poddane procesowi odczytu w czytniku RADOS 2000 celem sprawdzenia biegu własnego dozymetrów, tzw. *zero dose*, ponieważ proces wygrzewania nie doprowadzi do zupełnego wyzerowania detektorów. Wartość ta powinna być następnie uwzględniona w analizie danych.

## 3. Napromienienie dozymetrów

Napromienienie odbywa się na stanowiskach kalibracyjnych CLOR (opis stanowisk znajduje się w dalszej części rozdziału).

## 4. Odczyt detektorów

Dozymetry umieszcza się w kasecie zbiorczej, która jest następnie podawana do czytnika RADOS 2000. Podczas odczytu każda pastylka zostaje wysunięta z obudowy i podgrzana do 240°C, aby uwolnić spułkowane elektrony. Krzywa wyświecania danej pastylki na bieżąco jest rysowana w programie WinTLD. Jej przebieg dzieli się na trwający pierwsze 5 sekund etap PREHEAT, pomijany w analizie, i 15 sekundowy HEAT, w którym zbierana jest informacja o otrzymanej dawce. Dla każdej pozycji z obudowy pokazane są również informacje na temat liczby zliczeń uzyskanej w trakcie obu etapów (PREHEAT i HEAT). Poza podglądem na żywo program umożliwia zapisanie danych dotyczących wszystkich dozymetrów znajdujących się w zbiorczej kasecie do plików. Po odczycie tworzone są 2 pliki: Channels oraz S.dbf.



Rysunek 4. Czytnik RADOS 2000 (po lewej stronie) i przykładowe okno program WinTLD w trakcie odczytu dozymetru (po prawej stronie) [4]

Plik Channels zawiera informacje o dacie i godzinie odczytu, numerze obudowy, pozycji pastylki TLD w obudowie, temperaturze, w jakiej dokonany był odczyt oraz liczbie zliczeń w każdej kolejnej chwili pomiaru (w sumie 200 punktów pomiarowych – 20 sekund, pomiar co 0,1 sekundy). Daje on pełną informację potrzebną do odtworzenia krzywej wyświecania oraz wyznaczenia sumy zliczeń przypadających na etap HEAT (Rysunek 5).

Plik S.dbf zawiera informację o sumie zliczonych impulsów przypadających na etapy PREHEAT oraz HEAT dla każdej pastylki (Rysunek 6). Każdy wiersz pliku oznacza kolejną obudowę (slide), dla której w kolejnych kolumnach podane są wyniki dla wszystkich 4 pastylek. Podobnie jak w pliku Channels znajdują się w nim również informacje o dacie i godzinie odczytu oraz dodatkowo o numerze kasyety zbiorczej (cassette).

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
1	Date	Time	Dm-code	Pos	Dark	Sns-cnt	Temp. C1	C2	C3	C4	C5	C6	
2	07.07.2017	14:57:37	20453	1	140	227	250	16	8	12	12	12	8
3	07.07.2017	14:58:04	20453	2	108	227	250	12	12	16	16	8	16
4	07.07.2017	14:58:31	20453	3	128	228	250	20	20	12	12	12	16
5	07.07.2017	14:58:58	20453	4	124	227	250	16	12	8	16	8	12
6	07.07.2017	14:59:35	5595	1	140	226	250	20	24	20	8	16	20
7	07.07.2017	15:00:02	5595	2	140	226	250	16	16	16	8	16	8
8	07.07.2017	15:00:29	5595	3	132	225	250	16	12	4	16	12	16
9	07.07.2017	15:00:56	5595	4	120	225	250	12	8	16	8	20	20
10	07.07.2017	15:01:34	5561	1	120	224	250	16	16	16	4	20	8
11	07.07.2017	15:02:00	5561	2	152	225	250	16	12	12	16	16	12
12	07.07.2017	15:02:27	5561	3	112	224	250	16	8	12	16	16	12
13	07.07.2017	15:02:54	5561	4	128	225	250	12	20	20	16	16	16
14	07.07.2017	15:03:31	5671	1	144	223	250	20	8	4	16	12	16
15	07.07.2017	15:03:58	5671	2	140	223	250	12	16	12	16	16	12
16	07.07.2017	15:04:25	5671	3	116	224	250	12	12	24	12	16	24

Rysunek 5. Widok przykładowego pliku Channels otworzonego w arkuszu kalkulacyjnym

DOSIMIT	R CASSETTE	CA	CAS	CA	SLIDE1	SLI1	SLIDE2	SLI2	PREHEAT1	HEAT1	POSTHEAT1	SENS1	BGR1	PREHEAT2	HEAT2	POSTHEAT2	SENS2	BGR2	PREHEAT3	HEAT3	
14:38:23	1	17	0	17	0	5561	0	5561	0	8624	59592	0	219	132	8268	55372	0	219	136	8392	55884
14:40:21	1	17	0	17	0	13634	0	13634	0	7900	57468	0	219	140	8080	54620	0	218	164	8476	52624
14:42:19	1	17	0	17	0	20453	0	20453	0	6576	38284	0	218	156	6716	36796	0	217	160	6852	38228
14:44:17	1	17	0	17	0	54865	0	54865	0	66596	237928	0	215	152	64820	230992	0	219	164	67224	231308
14:46:15	1	17	0	17	0	5504	0	5504	0	71424	243360	0	218	148	69296	246228	0	218	152	72968	239176
14:48:13	1	17	0	17	0	5434	0	5434	0	68928	233664	0	214	144	73180	226160	0	215	140	74052	224252
14:50:11	1	17	0	17	0	5468	0	5468	0	77984	287356	0	218	156	71692	278824	0	218	144	71700	257960
14:52:09	1	17	0	17	0	2497	0	2497	0	68500	242652	0	217	124	73028	242876	0	218	148	68224	232916
14:54:07	1	17	0	17	0	5248	0	5248	0	70312	241540	0	215	148	72644	239084	0	217	152	67672	231292
14:56:05	1	17	0	17	0	5595	0	5595	0	66232	233976	0	218	144	65844	238836	0	219	144	67860	241104
14:58:03	1	17	0	17	0	5513	0	5513	0	76148	258400	0	218	140	74360	251924	0	218	164	69304	263748
15:00:01	1	17	0	17	0	5484	0	5484	0	72628	237436	0	217	144	74052	234804	0	218	144	69552	231716
15:02:00	1	17	0	17	0	11581	0	11581	0	64792	223876	0	217	160	62996	220632	0	216	136	63148	220516
15:03:58	1	17	0	17	0	5403	0	5403	0	60328	225668	0	218	136	67232	227428	0	218	140	64792	221728
15:05:56	1	17	0	17	0	5597	0	5597	0	73380	241444	0	218	140	71932	231312	0	216	148	74712	258144
15:07:54	1	17	0	17	0	13793	0	13793	0	63448	228020	0	214	152	72416	246112	0	215	128	68704	233216
15:09:52	1	17	0	17	0	13944	0	13944	0	66984	227572	0	217	164	71864	229388	0	217	172	69296	231340
15:11:49	1	17	0	17	0	13915	0	13915	0	65040	247692	0	215	164	66612	247448	0	213	148	66716	241204

Rysunek 6. Widok przykładowego pliku S.dbf otworzonego w arkuszu kalkulacyjnym

## Stanowisko kalibracyjne Gamma

W skład stanowiska kalibracyjnego do wzorcowania w polu promieniowania gamma w CLOR wchodzi:

- iradiator ze źródłami promieniotwórczymi: Cs-137 o średniej energii fotonów 662 keV i Co-60 o średniej energii 1.3 MeV,
- dedykowany do obsługi stanowiska program komputerowy i panel sterujący, który umożliwia ustawienie czasu napromienienia i wybór źródła;
- komora jonizacyjna LS-01, będąca przyrządem referencyjnym, połączona z dawkomierzem uniwersalnym PTW-UNIDOS,
- łąwa z automatycznym systemem pozycjonowania oraz układ laserów do pozycjonowania napromieniowywanego obiektu. Ława umożliwia ustawienie odległości obiektu od źródła w zakresie 0.7 m do 6 m,
- ołowiane pochłaniacze do osłabiania wiązki promieniowania,
- elementy wspomagające pracę stanowiska, w tym miernik temperatury, kamera, fantom.



Rysunek 7. Elementy stanowiska kalibracyjnego Gamma: panel sterujący i iradiator z ławą [4]

Aby napromienić detektory TLD określoną dawką potrzebne są informacje o odległości, liczbie ołowianych pochłaniaczy i mocy kermy w punkcie napromienienia. Następnie korzystając ze współczynnika przeliczeniowego  $h_{pK}(d)$  z kermy w powietrzu na wielkości operacyjne  $H_p(10)$ ,  $H_p(0,07)$  z normy PN-ISO 4037-3 [5], wyznacza się czas napromienienia określoną dawką.

Do wyznaczenia wartości umownie prawdziwej<sup>1</sup> kermy w CLOR stosuje się jednolitrową sferyczną komorę jonizacyjną LS-01 typu 32002. Połączona jest ona z dawkomierzem uniwersalnym PTW-UNIDOS, umożliwiającym wprowadzenie współczynników kalibracyjnych komory dla danego źródła promieniowania oraz warunków atmosferycznych na stanowisku kalibracyjnym i pozwalającym na odczyt zmierzonej kermy w powietrzu. Elektroda zbierająca ładunek elektryczny ma długości 50 mm i jest wykonana z grafitu. Punktem efektywnego pomiaru dawki jest środek sfery. W Tabeli 2 zestawiono główne cechy komory jonizacyjnej 32002 [6].

<sup>1</sup> Wartość umownie prawdziwa wielkości to najlepsze oszacowanie wartości mierzonej wielkości, określone przez wzorzec pierwotny lub wtórny lub przez przyrząd referencyjny skalibrowany zgodnie ze wzorcem pierwotnym lub wtórnym (zgodnie z ISO 4037-2: 1997).



Tabela 2. Główne cechy litrowej komory jonizacyjnej typu 32002 [6]

Cecha	Wartość
Wymagany zakres temperatury powietrza	10 – 40°C
Wymagany zakres wilgotności powietrza	10 – 80%
Nominalne napięcie komory	400 V
Czas stabilizacji komory	20 min.
Zakres pomiarowy energii promieniowania	25 keV – 50 MeV



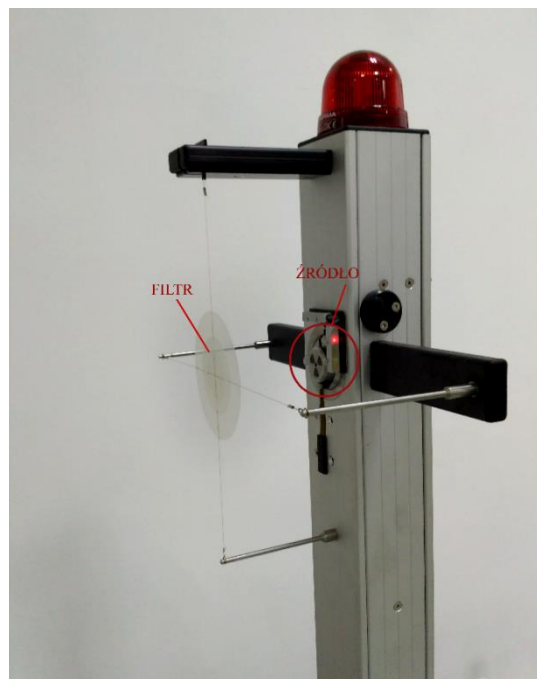
Rysunek 8. Komora jonizacyjna LS-01 typu 32002 oraz dawkomierz uniwersalny PTW-UNIDOS [6]

### Stanowisko kalibracyjne Beta Secondary Standard 2

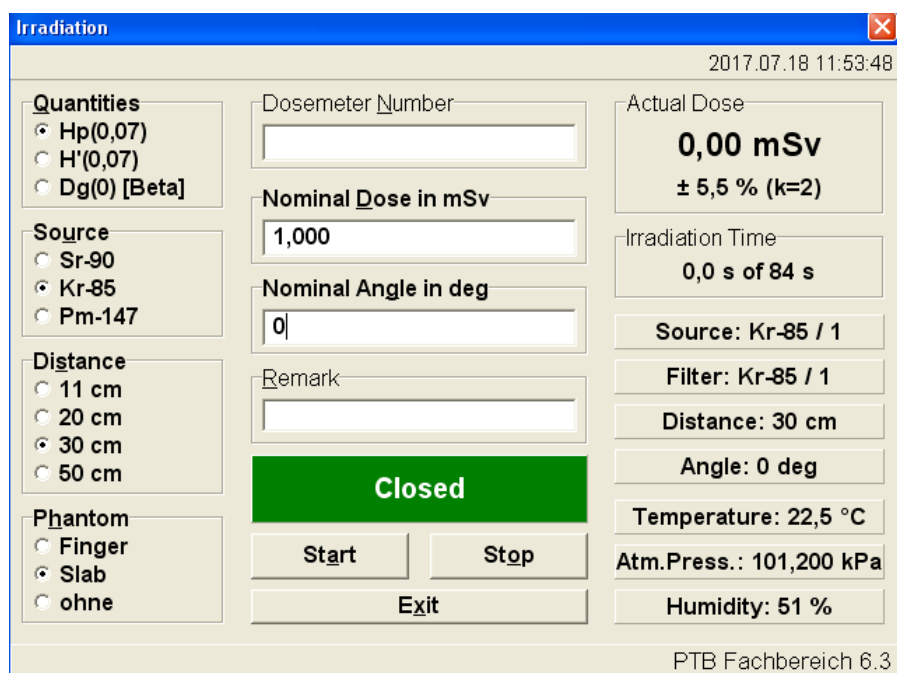
W skład stanowiska do wzorcowania w polu promieniowania beta w CLOR wchodzi:

- źródło promieniotwórcze Sr-90/Y-90 o średniej energii cząstek 0,8 MeV i Kr-85 ( $E=0.2$  MeV) z zestawem odpowiednich filtrów spłaszczających wiązkę zgodnie z wymogami normy ISO 6980,
- dedykowane do obsługi stanowiska oprogramowanie,
- stelaż, tj. rama z miejscem na umieszczenie źródła wraz z filtrem oraz półka na fantom,
- elementy wspomagające pracę stanowiska, w tym pręty wzorcowe do ustalania odległości od źródła, mierniki temperatury, ciśnienia i wilgotności powietrza, fantom.

Stanowisko obsługiwane jest za pomocą programu komputerowego, do którego podawane są informacje o rodzaju źródła, wykorzystanym fantomie, kącie padania wiązki, odległości obiektu od źródła oraz dawce. Program wylicza czas potrzebny do napromienienia. W przeciwieństwie do stanowiska kalibracyjnego gamma źródła nie są zamontowane na stałe. Każdorazowo należy wybrać odpowiednie źródło z pojemnika do przechowywania i zamontować w ramie stanowiska wraz z dedykowanym filtrem. Źródła znajdują się w obudowach uniemożliwiających przypadkową ekspozycję. Otwarcie pokrywy jest możliwe jedynie po zamontowaniu w ramie stanowiska.



Rysunek 9. Stanowisko pomiarowe Beta Secondary Standard 2 [4]



Rysunek 10. Przykładowe okno program Beta SS2

UWAGA! Podczas napromienienia detektorów należy je umieścić na fantomie płytowym z PMMA o wymiarach 30x30x15 cm, który symuluje klatkę piersiową człowieka podczas oddziaływania promieniowania jonizującego z materiają.

#### 4. Współczynnik kalibracyjny $K_z$

Kalibracja jest nieodłącznym procesem podczas pracy z dozymetrami TLD. Współczynnik kalibracyjny określa wartość indywidualnego równoważnika dawki, jaka przypada na jeden impuls z odczytu detektora TLD. Wyznaczany jest poprzez napromienianie pastylek znaną, wzorcową wartością indywidualnego równoważnika dawki, a następnie podzielenie jej przez otrzymaną liczbę impulsów,  $N$ . Podczas kalibracji powinna zostać uwzględniona wielkość *zero dose* i tło promieniowania.

$$K_z(i) = \frac{H_p(d)}{N(i) - N_{t\lambda} - N_{zero\ dose}}$$

gdzie:  $H_p(d)$  – wzorcowa wartość indywidualnego równoważnika dawki na głębokości  $d$  (10 mm dla promieniowania gamma, 0,07 mm dla promieniowania beta),  $K_z(i)$  - współczynnik kalibracyjny dla  $i$ -tej pastylki,  $N(i)$  – liczba zliczeń w impulsach dla  $i$ -tej pastylki,  $N_{t\lambda}$  – liczba zliczeń impulsów luminescencji dla dozymetru tła,  $N_{zero\ dose}$  – liczba zliczeń bezpośrednio po anilacji.

W przypadku dozymetrii rutynowej  $K_z$  jest to więc wielkość, przez którą należy przemnożyć wyniki uzyskane z czytnika RADOS, aby otrzymać informację o równoważniku dawki.

#### Wykonanie ćwiczenia

##### 1. Przygotowanie stanowiska gamma

- 1.1. Pomiar mocy kermy w powietrzu przy pomocy PTW-UNIDOS z komorą jonizacyjną. Wprowadzenie parametrów środowiskowych do korekcji wskazań. Uśrednienie zmierzonej mocy kermy, znalezienie w normie PN-ISO 4037-3 przelicznika z kermy na indywidualny równoważnik dawki  $H_p(10)$ . Na tej podstawie ustalenie czasu napromieniania. Ustalenie liczby pochłaniaczy, odległości. Sugestia: 0 pochłaniaczy, 2 metry, Cs-137. Uruchomienie stanowiska kalibracyjnego gamma i ustawienie komory jonizacyjnej w punkcie napromienienia dozymetrów. Grzanie komory min. 30 minut.

##### 2. Przygotowanie dawkomierzy termoluminescencyjnych do napromienienia

- 2.1. Anilacja pastylek w piecu TLDO lub w czytniku RADOS (według wskazań prowadzącego).
- 2.2. Odczyt *zero dose*.
- 2.3. Spakowanie pastylek do dozymetrów indywidualnych po dziewięć zestawów na zespół oraz jeden na tło.

##### 3. Napromienienia i odczyty dawkomierzy termoluminescencyjnych

###### 3.1. Sala gamma:

- Pozycjonowanie fantomu całego ciała
- Napromienienie 2 dozymetrów TLD na fantomie płytowym w celu wykonania kalibracji.  $H_p(10) = 1\text{ mSv}$
- Napromienienie 3 detektorów różnymi dawkami źródłem Cs-137, przy czym jeden z detektorów będzie dodatkowo napromieniony w polu promieniowania beta Sr-90

###### 3.2. Sala Beta:

- Pozycjonowanie fantomu całego ciała
- Umieszczenie źródła Sr-90 w stelazie
- Napromienienie 2 dozymetrów TLD na fantomie płytowym w celu wykonania kalibracji  $H_p(0.07) = 1\text{ mSv}$

- Napromienienie 2 detektorów różnymi dawkami (przy czym jeden z detektorów będzie dodatkowo napromieniony w polu promieniowania gamma Cs-137)
- 3.3. Odczyt TLD w czytniku RADOS2000.**

### Do wykonania w sprawozdaniu

- Wykreślenie krzywych wyświecania TLD dla wszystkich dozymetrów w tym tłowych.
- Obliczenie współczynników kalibracyjnych dla Cs-137 i Sr-90.
- Wyznaczenie indywidualnego równoważnika dawki powierzchniowej i głębokiej (Hp(0,07), Hp(10)) dla 3 dozymetrów udostępnionych przez prowadzącego.
- Obliczenie niepewności dawki i współczynnika kalibracyjnego.

### Pytania kontrolne

1. Czym jest termoluminescencja? Jakie materiały termoluminescencyjne stosowane są w dozymetrii?
2. Czym jest dozymetria pasywna? Jakie znasz detektory pasywne?
3. Czym jest optoluminescencja?
4. Jakie są wady i zalety detektorów termoluminescencyjnych?
5. Co to jest fadding w dozymetrii TLD? Jaki ma wpływ na otrzymany wynik dawki?
6. Jaki rodzaj promieniowania można rejestrować za pomocą dozymetrów TLD? Czy może to być promieniowanie mieszane?

### Bibliografia

- [1] Ranogajec-Komor, M. (2003). Thermoluminescence Dosimetry - Application in Environmental Monitoring. Radiation Safety Management, 2 (1), 2-16.
- [2] Budzanowski M., Ocena przydatności ultraczułych detektorów termoluminescencyjnych LiF: Mg, Cu, P(MCP-N) w dozymetrii promieniowania gamma w środowisku, Rozprawa doktorska. Instytut Fizyki Jądrowej PAN, Kraków 2001.  
<https://www.ifj.edu.pl/publ/reports/2001/1875.pdf?lang=pl>
- [3] Szumska A., Dozymetria soczewek oczu w medycynie z wykorzystaniem dawkomierzy termoluminescencyjnych, Rozprawa doktorska. Instytut Fizyki Jądrowej PAN, Kraków 2015.  
[https://www.ifj.edu.pl/msd/rozprawy\\_dr/rozpr\\_Szumska.pdf](https://www.ifj.edu.pl/msd/rozprawy_dr/rozpr_Szumska.pdf)
- [4] Baranowska Z., Metodyka szacowania dawek w mieszanym polu promieniowania beta i gamma przy zastosowaniu dozymetrów, Praca magisterska. Wydział Elektroniki i Technik Informacyjnych Politechniki Warszawskiej, Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej, 2017.
- [5] PN-ISO 4037-3, Wzorcowe promieniowanie rentgenowskie i gamma do kalibracji dawkomierzy i mierników mocy dawki oraz do określania ich charakterystyk energetycznych. Część 3: Wzorcowanie dawkomierzy otoczenia i dawkomierzy indywidualnych oraz określanie ich charakterystyk energetycznych i kierunkowych, 2004.
- [6] <http://www.ptw.de>

Przy definiowaniu wielkości operacyjnych stosowane jest pojęcie kuli ICRU (*ang. International Commission on Radiation Units and Measurements*), która to jest kulą o średnicy 30 cm i gęstości  $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ , wykonaną z materiału równoważnego tkance.

**Indywidualny równoważnik dawki,  $H_p(d)$ :** równoważnik dawki w miękkiej tkance, na odpowiedniej głębokości  $d$ , poniżej określonego punktu w ciele. Specjalną jednostką indywidualnego równoważnika jest siwert (Sv).

**Indywidualny równoważnik dawki głębokiej ( $H_p(d)$ ) (PN 92/J-01003/2):** Równoważnik dawki w tkance miękkiej (zdefiniowany tak samo jak w kuli ICRU) pod określonym punktem powierzchni ciała na głębokości  $d$ , odpowiedniej dla promieniowania silnie przenikliwego. Jednostką indywidualnego równoważnika dawki głębokiej jest siwert, Sv.

**Indywidualny równoważnik dawki powierzchniowej ( $H_s(d)$ ) (PN 92/J-01003/2):** Równoważnik dawki w tkance miękkiej (zdefiniowanej tak samo jak w kuli ICRU) pod określonym punktem powierzchni ciała na głębokości  $d$ , odpowiedniej dla promieniowania mało przenikliwego. Jednostką indywidualnego równoważnika dawki powierzchniowej jest siwert, Sv.

**Przestrzenny równoważnik dawki  $H^*(d)$ :** równoważnik dawki w punkcie pola promieniowania, który byłby wytworzony przez odpowiednie pole rozciągle i zorientowane w kuli ICRU na głębokości  $d$ , na promieniu przeciwnym do kierunku tego pola. Jednostką specjalną przestrzennego równoważnika dawki jest siwert (Sv).

Pole rozciągle to pole promieniowania, którego fluencja i jej rozkład kierunkowy i energetyczny w całym obszarze mają te same wartości co w rozpatrywanym punkcie. Pole rozciągle i zorientowane to z kolei pole promieniowania o wyróżnionym kierunku fluencji, przy jednoczesnej zgodności fluencji i jej rozkładu przestrzennego i energetycznego w danym punkcie do fluencji i jej rozkładu przestrzennego i energetycznego dla całego obszaru.