

**Paweł Urban**

**Krystian Skubacz**

Główny Instytut Górnictwa, Śląskie Centrum Radiometrii Środowiskowej  
ul. Plac Gwarków 1, 40-166 Katowice

## **Wielkoskalowy system do pomiarów dozymetrycznych w przemyśle i medycynie**

Large-scale system for dosimetric measurements  
in industry and medicine

### **Streszczenie**

W przemyśle, medycynie i nauce stosuje się wiele urządzeń wykorzystujących promieniowanie jonizujące, co rodzi konieczność monitorowania wynikających stąd zagrożeń. Jedną z najpowszechniej stosowanych obecnie metod detekcji promieniowania jest dozymetria termoluminescencyjna. W pracy opisano system pomiarowy firmy Panasonic oparty na tej technice i przeznaczony do oceny dawek w mieszanych polach promieniowania jonizującego o różnej energii. Jednocześnie z pomocą dawkomierzy UD-802, które są najbardziej popularnymi dawkomierzami stosowanymi w tym systemie, wykonano szereg pomiarów w placówkach medycznych stosujących instalacje do wytwarzania promieniowania jonizującego. Uzyskane wyniki porównano z rezultatami osiągniętymi równoległe przez dawkomierze Gamma-31, które są od dawna stosowane w Głównym Instytucie Górnictwa do oceny zagrożenia w podziemnych zakładach górniczych, gdzie mogą występować promieniotwórcze osady, emitujące promieniowanie gamma. Dla celów obligatoryjnego systemu kontroli w tych zakładach i środowiska wokół nich mogą być również stosowane dawkomierze UD-802, chociaż ich konstrukcja jest bardziej wrażliwa na niekorzystne warunki środowiskowe (zapylenie, wilgotność i uszkodzenia mechaniczne).

**Słowa kluczowe:** *promieniowanie jonizujące, dozymetria, termoluminescencja, pola mieszane*

### **Abstract**

Plenty of devices using ionizing radiation, found application in industry, medicine and science. This application may cause the necessity for monitoring related hazards. One of widely applicable methods for radiation detection which is currently in use is

thermo luminescence dosimetry. This publication describes the measuring system based on the same technique made by Panasonic. The system is intended for dose assessment in mixed radiation field with various energies. Simultaneously, by means of the Panasonic dosimeters, which are the most popular in this kind of systems, several measurements in medical institutions using the installations for ionizing radiation production, were made. All results were compared with indication of the dosimeters Gamma-31(exposed in the same time) which have for many years been used in Central Mining Institute. Gamma-31 are intended for assessment of radiological hazard in underground coal mines, caused by radioactive sediments emitting gamma radiation. For the purposes of mandatory control system in the mines and the environment around them, UD-802 dosimeters can also be used, although their construction is more sensitive to adverse environmental conditions (dust, moisture and mechanical damage).

**Keywords:** *ionizing radiation, dosimetry, thermo luminescence, mixed fields*

## **Wstęp**

W ostatnich latach można zaobserwować duży rozwój aktywnych metod monitorowania zagrożeń wynikających z obecności promieniowania jonizującego. W rezultacie na rynku pojawiło się wiele zminiaturyzowanych dawkomierzy wyposażonych w detektory półprzewodnikowe, przydatne do prowadzenia dozymetrii indywidualnej. Większość z nich jest przeznaczona do detekcji jonizującego promieniowania fotonowego, a niektóre zostały przystosowane również do pomiarów w mieszanych polach fotonowo-neutronowych (EPDN, EPD). Wciąż jednak dominującą pozycję na rynku usług zajmują dozymetry pasywne, w tym przede wszystkim dozymetry termoluminescencyjne, które zastąpiły powszechnie stosowane w poprzednich dekadach błony dozymetryczne. Aktualnie stosowane techniki pasywnej kontroli zagrożenia powodowanego przez promieniowanie jonizujące, umożliwiające pozyskanie informacji o dawce skumulowanej w określonym czasie, są powszechnie akceptowaną i praktykowaną metodą dozymetryczną [1].

Termoluminescencja to jarzenie pewnych substancji, poddanych uprzednio ekspozycji na promieniowanie (nie tylko jonizujące), w momencie ich wygrzewania. Zjawisko można wytłumaczyć w oparciu o model pasmowy. Substancje wykazujące takie właściwości posiadają stosunkowo wysoką przerwę energetyczną, gdzie skutek różnych domieszek dodatkowo występują lokalne poziomy energetyczne usytuowane blisko pasma przewodnictwa (pułapki elektronowe) i walencyjnego (pułapki dziurowe). Promieniowanie jonizujące przenikając przez materiał powoduje jonizację atomów i uwolnienie elektronów z sieci krystalicznej, które są następnie przechwytywane przez „pułapki elektronowe” w paśmie zabronionym. Pod wpływem energii dostarczonej podczas podgrzewania materiału, następuje transfer elektronów z pułapek i emisja

fotonów rejestrowanych w układach pomiarowych zwanych czytnikami. Jedną z najważniejszych zalet materiałów termoluminescencyjnych jest wysoka czułość na promieniowanie jonizujące, co pozwala na rejestrowanie dawek poniżej 1 Gy oraz liniowa odpowiedź do około kilku grejów. Charakteryzują się ponadto odpornością na wysoką wilgotność oraz silne pola magnetyczne i nie wymagają zasilania. Oprócz termoluminescencji (TL), do detekcji promieniowania wykorzystuje się jeszcze takie zjawiska luminescencji jak optyczna stymulacja luminescencyjna (OSL) czy radiofotoluminescencja (RTL).

W Głównym Instytucie Górnictwa od kilku dekad z dobrym rezultatem wykorzystuje się metodę termoluminescencji opartą na detektorach MCPN (LiF: Mg, Cu, P) oraz Da-2 (CaSO<sub>4</sub>:Dy), które zostały opracowane w Instytucie Fizyki Jądrowej w Krakowie. Do tej pory dawkomierze Gamma-31 wyposażone w detektory MCPN były stosowane do oceny zagrożenia w podziemnych zakładach górniczych, gdzie średnia energia promieniowania fotonowego (gamma) wynosi około 400 keV. W takich dość jednorodnych polach metoda zdaje egzamin. Odczyt detektorów prowadzony jest w atmosferze azotu w temperaturze 240°C. Dawkomierze Da2/Da3 (CaSO<sub>4</sub>:Dy/CaSO<sub>4</sub>:Tm) zostały przystosowane do detekcji promieniowania alfa i nie są stosowane w Głównym Instytucie Górnictwa do innych celów.

Dawkomierze UD-802 systemu Panasonic są wyposażone w cztery detektory: dwa detektory typu Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>:Cu (LiBO) oraz dwa typu CaSO<sub>4</sub>:Tm (CaSO) o naturalnej zawartości izotopów Li oraz B. Każdy z nich jest przesłonięty określonym filtrem, co po zastosowaniu odpowiedniego algorytmu obliczeniowego, pozwala na ocenę dawek w mieszanych polach promieniowania fotonowego i beta z uwzględnieniem oddziaływania promieniowania o różnych energiach. Możliwa jest również ocena jakościowa obecności neutronów termicznych podczas ekspozycji dawkomierza.

## Ocena dawek w mieszanych polach promieniowania jonizującego

Dla oceny dawki w bardziej złożonych polach promieniowania jonizującego, niż na przykład te, które występują w podziemnych zakładach górniczych niezbędna jest informacja o energii i rodzaju promieniowania. Jedną z metod umożliwiających uzyskanie charakterystyki energetycznej promieniowania fotonowego jest wykorzystanie filtrów o stosunkowo wysokiej efektywnej liczbie porządkowej Z (glin, miedź, lub wapń). Użycie odpowiedniej konfiguracji filtrów uzależnia reakcję detektora od energii promieniowania. Potwierdzają to badania wykonane przez Daltro [2]. Niekiedy tę metodę wykorzystuje się jako alternatywny sposób wyznaczania rozkładu energetycznego pola promieniowania na przykład w środowisku pracy [3]. Wykorzystanie filtrów pozwala również zredukować wpływ niskoenergetycznych fotonów, w stosunku do których niektóre materiały wykazują nadczułość. Dotyczy to zwłaszcza przypadków, kiedy stosowane są detektory zawierające siarczan wapnia (CaSO<sub>4</sub>).

Podczas opracowywania materiałów przeznaczonych do detekcji promieniowania jonizującego, zwraca się po pierwsze uwagę na ich czułość oraz strukturę, która powinna być jak najbardziej zbliżona do tkanki, w której dawkę należy ocenić. W dozymetrii, materiał detektora uznaje się za dobry odpowiednik tkanki, jeśli posiada porównywalną efektywną liczbę atomową, czyli  $Z_{\text{eff}}=7,42$  [4].

W tab.1 przedstawiono popularnie stosowane luminofory uznawane za satysfakcjonujący odpowiednik tkanki.

Tabela 1. Wykaz wybranych materiałów TLD wraz z wartością ich efektywnej liczby atomowej  
Table 1. List of selected materials TLD with the value of the effective atomic number

Efektywna liczba atomowa $Z_{\text{eff}}$				
LiF	CaF <sub>2</sub>	Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> (LiBO)	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	CaSO <sub>4</sub>
8,3	16,3	7,35	11,3	15,7

Źródło (Source): M.A. Lopez Ponte, C.M. Castellani, L.Currivan, J.W.E. Van Dijk, R. Falk, P. Olko, C. Wernli, *A catalogue of dosimeters and dosimetric services within Europe – an update Radiat. Prot. Dosim. 112 (1), 54-68 (2004)*

Spośród materiałów termoluminescencyjnych najlepszymi odpowiednikami tkanki są detektory typu LiF oraz LiBO. Materiały TLD oparte na czteroboranie litu wydają się być optymalnymi równoważnikami miękkiej tkanki ze względu na ich efektywną liczbę atomową wynoszącą  $Z_{\text{eff}}=7,35$ . Dla materiałów określonych w tabeli, różnice w odpowiedzi, znormalizowane względem sygnału uzyskanego dla określonej wartości kerry w powietrzu i źródła Cs-137 o energii 662 keV, nie przekraczają 30% w przypadku fotonów poniżej 30keV. W szczególności, dla luminoforu LiBO, różnica ta jest nie większa niż 10% [5].

Pomiar dawki z wykorzystaniem materiałów TL staje się bardziej skomplikowany w przypadku ekspozycji w niskoenergetycznym polu promieniowania jonizującego jak na przykład fotonowe oraz beta. Możliwość oceny dawek w takich polach to obecnie podstawowy cel programów dozymetrycznych. W celu sprostania coraz szerszym wymaganiom, stosowany system powinien umożliwiać identyfikację rodzaju promieniowania i pozwalać na ocenę zagrożenia od poszczególnych składników. W takich sytuacjach problemem nastroczającym wiele trudności jest pomiar intensywności promieniowania o słabej przenikliwości, gdzie istotnym jest zarówno grubość filtra jak i grubość detektora. Przejawia się to szczególnie w stosowanych współczynnikach korekcji, niezbędnych do konwersji sygnału na dawkę pochłoniętą w tkance w celu oceny  $H_p(10)$  lub  $H_p(0.07)$ . O ile dla promieniowania fotonowego współczynniki korekcji mogą się wahać od 0,9 do 1,5 to dla cząstek beta od około 1 aż do 50 dla niskoenergetycznego promieniowania beta emitowanego przez Pm-147 [6].

Kolejną komplikację niesie ze sobą ocena dawek w polu o niskich energiach fotonów i wysokich energiach promieniowania beta. Wówczas obydwa rodzaje

promieniowania wykazują zbliżony stopień penetracji materii, podczas gdy stosowane współczynniki korekcji znacznie od siebie odbiegają. Przyjęła się praktyka, zgodnie z którą odpowiedź detektora osłoniętego gęstym filtrem i przeznaczonego do oceny wyłącznie promieniowania fotonowego, zostaje pomniejszona o sygnał od ekranowanego słabym filtrem detektora wnoszącego wkład od cząstek beta. W rozważanym przypadku niskoenergetyczne promieniowanie fotonowe generuje jednak niewielki sygnał w bardziej osłoniętym detektorze w porównaniu z sygnałem od słabo osłoniętego detektora, zaś dla wysokoenergetycznych fotonów sytuacja będzie odmienna. Z drugiej strony wysokoenergetyczne promieniowanie beta może stać się źródłem sygnału nawet w detektorze osłoniętym najgęstszym filtrem. Dobrym rozwiązaniem było w tym przypadku osłonięcie detektora przeznaczonego do detekcji promieniowania fotonowego filtrem stanowiącym efektywną przeszkodę nawet dla cząstek beta o największej przenikliwości, przy jednoczesnym przedstawianiu sygnału z tego detektora w funkcji energii promieniowania fotonowego.

W rezultacie opracowany został system oparty na dawkomierzu złożonym z czterech detektorów: po dwa detektory typu  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  oraz  $\text{CaSO}_4$ . Z powodu zróżnicowanej efektywnej liczby atomowej reagują one w odmienny sposób na promieniowanie jonizujące, co w połączeniu z doбором odpowiednich filtrów, pozwala scharakteryzować własności pola promieniowania, w którym prowadzona była ekspozycja. W oparciu o te przesłanki powstał dawkomierz UD-802, który jest podstawowym składnikiem prezentowanego systemu Panasonic.

### SYSTEM PANASONIC

System dozymetryczny firmy Panasonic (rys. 1) zakupiony przez Główny Instytut Górnictwa składa się z:

- czteroelementowych dawkomierzy termoluminescencyjnych typu UD-802,
- zautomatyzowanego czytnika (UD-7900M),
- urządzenia przeznaczonego do napromieniowywania dawkomierzy (UD-794D).



Rys. 1. Od lewej: czytnik UD-7900M oraz urządzenie UD-794D

Fig. 1. From left: reader UD-7900M and the device UD-794D

## Dawkomierze

Dawkomierz UD802 składa się z obudowy wykonanej z sztucznego tworzywa i kasety zawierającej dwa detektory  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ : Cu (E1, E2) domieszkowane miedzią oraz dwa detektory  $\text{CaSO}_4$ : Tm (E3, E4) z domieszką tulu. Każdy z detektorów jest przesłonięty filtrem z tworzywa sztucznego o określonej masie powierzchniowej, a ostatni z nich dodatkowo warstwą ołowiu (tab. 2).

Tabela 2. Dawkomierz UD-802 z kasetą UD-874.ATM

Table 2. UD-802 dosimeter with cassette UD-874.ATM

Pozycja	Rodzaj luminoforu	Grubość filtra, mg/cm <sup>2</sup> (dawkomierz)	Grubość filtra, mg/cm <sup>2</sup> (kasety)	Grubość filtra, mg/cm <sup>2</sup> (dawkomierz+kasety)
E1	LiBO	14 (plastik)	3 (plastik)	17
E2	LiBO	160 (plastik)	160 (plastik)	320
E3	CaSO	160 (plastik)	160 (plastik)	320
E4	CaSO	700 (ołów)	160 (plastik)	860

Przedstawiona konfiguracja pozwala dodatkowo na wykrywanie obecności promieniowania neutronowego. W tym jednak przypadku możliwa jest wyłącznie ocena jakościowa, a nie ilościowa. W celu doboru odpowiedniego współczynnika korekcji, niezbędne jest określenie charakterystyki energetycznej promieniowania fotonowego. Wykorzystuje się tu wskazania detektorów E3 i E4 zbudowanych z tego samego luminoforu, lecz osłoniętych filtrami o różnej masie powierzchniowej. W większości przypadków wskazania tych detektorów są równocześnie podstawą do oceny dawek. Przy większych jednak dysproporcjach, dawka jest wyliczana w oparciu o sygnał z detektora E2 będącego dobrym odpowiednikiem tkanki, a wskazania detektorów E3 i E4 korygują odpowiednio wartość dawki od promieniowania fotonowego. Duże dysproporcje we wskazaniach detektora E1 przesłoniętego filtrem o najmniejszej masie powierzchniowej, a wskazaniami dobrze ekranowanego detektora E4 dowodzą obecności promieniowania beta. Wówczas dawka od promieniowania beta jest proporcjonalna do odpowiednio skorygowanych sygnałów od niskoenergetycznego (E1) i wysokoenergetycznego (E4) promieniowania beta pomniejszonego o wkład wnoszony do wskazań E1 i E4 przez promieniowanie fotonowe (E2). W rezultacie zastosowanie dawkomierza wyposażonego w cztery ekranowane przez filtry detektory oraz zastosowanie odpowiedniego algorytmu obliczeniowego, pozwala na ocenę dawek zarówno w dyskretnych polach promieniowania jonizującego, jak i również dla bardziej skomplikowanych warunków pomiarowych spotykanych w środowisku pracy, w szerokim zakresie energii promieniowania jonizującego różnego typu.

Metoda oparta na dawkomierzach z zastosowaniem dozymetrów typu LiBO oraz CaSO<sub>4</sub> (wspomaganych algorytmem obliczeniowym Panasonic) uznana została w ubiegłych latach za drugą co do ilości wdrożonych technik TLD na terenie Unii Europejskiej (Olko i inni 2006).

Ze względu na użycie zróżnicowanych typów luminoforów wykazujących odmienną reakcję na poszczególne składowe promieniowania jonizującego oraz wykorzystanie różnych filtrów dla poszczególnych detektorów, możliwe jest uzyskanie informacji o złożonych polach promieniowania. W tab. 3 przedstawiono zakresy pomiarowe, w których mogą działać dawkomierze UD-802.

Tabela 3. Zakresy pomiarowe dla dawkomierzy UD-802

Table 3. Measuring ranges for UD-802 dosimeters

Promieniowanie	X-ray	Gamma	Beta
Zakresy dawek	0,1mSv – 10 Sv	0,1 mSv – 10 Sv	0,1 mSv – 10 Sv
Zakres energii	10 keV – 10MeV	10 keV – 10MeV	10 keV – 1000MeV

### Czytnik UD-7900M oraz urządzenie UD-794D

Czytnik jest automatycznym urządzeniem przeznaczonym do odczytu dawkomierzy typu UD. Konstrukcja komory czytnika pozwala na umieszczenie dawkomierzy w dziesięciu odrębnych magazynkach mieszczących maksymalnie po 50 dawkomierzy, co pozwala na odczyt jednorazowo 500 dawkomierzy/4 godziny. Odczyt dawkomierzy odbywa się poprzez podgrzanie eksponowanych dawkomierzy i rejestrację emitowanych kwantów promieniowania. Każdy z detektorów jest podgrzewany trzykrotnie. Pierwszy raz w celu wyeliminowania niskotemperaturowych zakłócających właściwy pomiar sygnałów TL, drugi w celu właściwego odczytu, a trzeci żeby usunąć wszelką pozostałą informację i przygotować dawkomierz do następnego pomiaru. Każdy z dawkomierzy posiada identyfikator, który system pomiarowy kojarzy z rezultatami odczytów i przesyła do plików tekstowych w wskazanym przez operatora katalogu.

Zgodnie z obserwacjami dokonanymi przez użytkowników systemu, system wyróżnia szereg pozytywnych cech:

- doskonała odpowiedź dawkomierzy w szerokim zakresie energetycznym, szczególnie dla promieniowania gamma oraz rentgenowskiego,
- możliwość stosowania dawkomierzy do oceny dawek w mieszanych polach promieniowania,
- zautomatyzowanie procesu odczytów minimalizuje wszelkie negatywne skutki związane z ręczną obsługą dawkomierzy,
- kształt oraz niewielki rozmiar dozymetrów [7].

Urządzenie UD-794D stanowi uzupełnienie całego systemu. Pozwala w sposób bezpieczny i automatyczny dokonać seryjnego napromieniowania dawkomierzy z pomocą wysokoaktywnego źródła Cs-137. W ten sposób można określić indywidualne względne współczynniki korekcji dla poszczególnych dawkomierzy należących do całej szarży. Nie jest to jednak metoda kalibrowania samego czytnika. Kalibracja jest prowadzona w innych warunkach, na stanowiskach wyposażonych w instalacje do wytwarzania promieniowania i fantomy, gdzie z pomocą komór jonizacyjnych jest wyznaczana wzorcowa kerma promieniowania jonizującego.

## **Ocena dawek**

Oprócz oprogramowania dostarczonego przez firmę Panasonic, którego przeznaczeniem jest sterowanie pracą czytnika, na potrzeby systemu opracowano dodatkowe oprogramowanie UD7900 umożliwiające ocenę dawek na podstawie importowanych danych, których źródłem są pliki zawierające wyniki odczytów oraz informacje dotyczące kontrolowanych osób lub miejsc. W celu prawidłowego przeprowadzenia wszelkich operacji obliczeniowych koniecznym jest by dokumenty tekstowe bądź pliki EXCEL generowane były w niezmiennym formacie. W przypadku plików tekstowych zawierających wyniki odczytów można to osiągnąć przez odpowiednią konfigurację parametrów sterujących pracą czytnika.

W oparciu o odpowiedzi uzyskane z poszczególnych detektorów dawkomierza możliwym jest wyliczenie odpowiednich wielkości radiologicznych. Program stanowi wielozadaniowe narzędzie realizujące czynności niezbędne dla prawidłowej oceny dawek. Wszelkie zadania obliczeniowe odbywają się na podstawie danych wytwarzanych w procesie odczytu dawkomierzy. Funkcjonuje niezależnie od oprogramowania sterującego pracą czytnika i pozwala na obliczenie współczynników kalibracji czytnika, wyznaczanie współczynników korekcji dawkomierzy oraz szacowanie dawek i ich niepewności. Oprogramowanie współpracuje z określoną grupą baz danych, których rekordy są wykorzystywane do przechowywania współczynników korekcji, kalibracji i danych z wykonanych kontroli dozymetrycznych. Po zaimportowaniu plików tekstowych zawierających wyniki odczytów, wszystkie informacje z nimi związane dołączane są do jednej z baz danych, gdzie można następnie przeprowadzić rejestrację oraz modyfikację parametrów odnoszących się do wykonywanych pomiarów. Struktura programu umożliwia elastyczny dobór tła promieniowania oraz wartości biegu własnego dawkomierzy. Wszystkie wyniki otrzymywane w trakcie odczytu dawkomierzy korygowane są z pomocą indywidualnych współczynników korekcji. Współczynniki te są automatycznie kojarzone przez program z wynikami ekspozycji poszczególnych dawkomierzy.

Oprócz wyżej wymienionych funkcjonalności, jedną z zasadniczych modułów oprogramowania jest ocena dawek oparta na algorytmie opracowanym w Physikalish-Technische Bundesanstalt (PTB), który można stosować do pól fotonowych różnej



energii. Pozwala na oszacowanie indywidualnego równoważnika dawki  $H_p(10)$ . Drugim algorytmem wspierającym pracę systemu jest procedura opracowana przez firmę Panasonic, stosowana w przypadku, kiedy dawkomierze ekspozycyjne są w polu promieniowania fotonowego o różnych energiach, czy w sytuacji obecności promieniowania beta. W tab. 4 przedstawiono podstawową charakterystykę omawianych narzędzi obliczeniowych.

Tabela 4. Charakterystyka algorytmów dozymetrycznych programu UD7900

Table 4. Dosimetric algorithms characteristics of program UD7900

Algorytm	Pole promieniowania	Wielkość radiologiczna
PTB	- Gamma+Rentgenowskie	$H_p(10)$
Panasonic	- Gamma+Rentgenowskie - Beta - Neutronowe	$H_p(10)$ , $H_p(3)$ , $H_p(0,07)$ $H_p(0,07)$ Tak/Nie

Wszelkie przeliczenia, jakie dokonuje się w oparciu o powyższe algorytmy realizowane są za pomocą opracowanego oprogramowania zewnętrznego. Wybór procedury obliczeniowej jest opcjonalny, a jej zastosowanie uzależnione od zaistniałych warunków pomiarowych, bądź potrzeb użytkowników systemu dozymetrycznego.

## Pomiary

Przed analizą wyników pomiaru, przeprowadzono kalibrację czytnika UD-7900M. W tym celu wybrane dawkomierze referencyjne poddano napromieniowaniu na atestowanym źródle Cs-137 wykorzystując urządzenie IM6/M-2 wytwarzające skolimowaną wiązkę promieniowania. Aparatura sprzężona jest z optyczną ławą kalibracyjną, na której rozlokowano dawkomierze. Określono dwie odległości od źródła Cs-137 o aktywności 100 Ci, umożliwiając tym samym otrzymanie dawek aktywujących pracę obu liczników sygnałów czytnika. Dodatkowo przeprowadzono podobny proces naświetlając dawkomierze szeroką panoramiczną wiązką promieniowania emitowanego przez Cs-137. Dawkomierze napromieniowywano z fantomem prostopadłościennym lub bez jakiegokolwiek fantomu. Wszystkie czynności przeprowadzono zgodnie z opracowanymi procedurami, zaś wszelkie niezbędne przeliczenia realizowano przy użyciu oprogramowania UD7900.

Uwzględniając współczynniki kalibracji i bieg własny, limity detekcji dla poszczególnych detektorów w dawkomierzu UD-802 wynoszą około 30  $\mu\text{Gy}$  dla detektorów LiBO (E1, E2) i 1  $\mu\text{Gy}$  dla detektorów CaSO (E3, E4) dla poziomu istotności 5%. Większa czułość detektorów CaSO niż LiBO nie przekłada się zatem na podobny wzrost biegu własnego. Ponieważ w większości przypadków, podstawą do wyliczenia

dawk są wyłącznie wskazania detektorów CaSO, oszacowany limit detekcji oznacza, że dawki na poziomie tła naturalnego można zmierzyć już w przeciągu 1 doby, podczas gdy w rutynowych pomiarach okres kontroli wynosi od 1 miesiąca do 3 miesięcy. Dawkomierze Gamma-31 mają dwukrotnie mniejszy limit detekcji: 0,5  $\mu\text{Gy}$ , jeśli pomiar prowadzi się w polu promieniowania gamma o energiach zbliżonych do tych, jakie emitują naturalne nuklidy promieniotwórcze. Nie wynika to z większej indywidualnej czułości detektorów, lecz z faktu, że każdy z nich mierzy tę samą wielkość (promieniowanie gamma), a wynik pomiaru jest wartością wypadkową. Stąd niższy limit detekcji.

Dla sprawdzenia zachowania się dawkomierzy w rzeczywistych warunkach, wykonano pomiary indywidualne jak i środowiskowe w placówkach służby zdrowia, równoległe z pomocą dawkomierzy UD-802 i Gamma-31. Badaniami objęto następujące stanowiska:

Przychodnia lekarska wyposażona w aparaturę Rtg:

- operatorzy aparatury Rtg,
- gabinet naświetleń Rtg, w bezpośrednim sąsiedztwie aparatury Rtg,
- stanowisko sterownicze aparatury Rtg za ochronnym oknem ołowianym,
- ciemnia w sąsiedztwie instalacji Rtg,
- szatnia w sąsiedztwie instalacji Rtg,
- operatorzy aparatu mammograficznego,
- stanowisko sterownicze pracowni mammograficznej za ochronnym oknem ołowianym,
- pracownia mammograficzna, w bezpośrednim sąsiedztwie aparatury.

Oddział Tomografii Komputerowej w szpitalu:

- operatorzy tomografu,
- pomieszczenia sąsiadujące z pracownią tomografii.

Gabinet stomatologiczny:

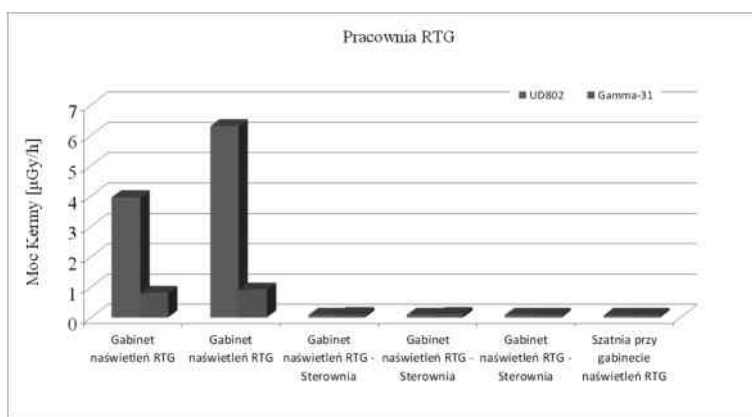
- operatorzy aparatury Rtg,
- bezpośrednie sąsiedztwo aparatury Rtg,

Wyniki otrzymane przez obydwa rodzaje dawkomierzy wykazują dobrą zgodność poza jednym przypadkiem. Jedne z miejsc znajdowało się w bezpośrednim sąsiedztwie aparatury rentgenowskiej (rys. 2), gdzie mogło docierać bezpośrednio promieniowanie rentgenowskie podczas wykonywanych ekspozycji diagnostycznych. W rezultacie średnia moc kermy wyliczona na podstawie wskazań dawkomierzy UD-802 wyniosła  $6\mu\text{Gy/h}$ , podczas gdy dla Gamma-31 była 7-krotnie mniejsza. Ponieważ współczynniki kalibracji otrzymane dla obydwu typów dozymetrów dla promieniowania emitowanego przez Cs137 były niemal dokładnie równe, wskazuje to na znacznie lepszą czułość dawkomierzy UD-802 w odniesieniu do miękkiego promieniowania fotonowego. Można dodatkowo przypuszczać, że niskoenergetyczne promieniowanie

fotonowe jest w większym stopniu absorbowane przez kasetę ochronną dawkomierza Gamma-31, niż w kasecie dawkomierza UD-802. Wartość  $6 \mu\text{Gy/h}$  znacznie przekracza poziom tła naturalnego, która w woj. śląskim wynosi w otwartym terenie  $0,07 \mu\text{Gy/h}$ , jednak wyniki pomiarów wykonywanych na odizolowanych od aparatury rentgenowskiej stanowiskach, takich jak miejsca w sterowniach czy pomieszczeniach przylegających do pracowni Rtg, nie odbiegają już od tego poziomu (rys. 2 i 4). Podobnie zresztą jak rezultaty przeprowadzonych kontroli indywidualnych personelu obsługującego aparaturę (rys. 3) oraz rezultaty pomiarów środowiskowych.

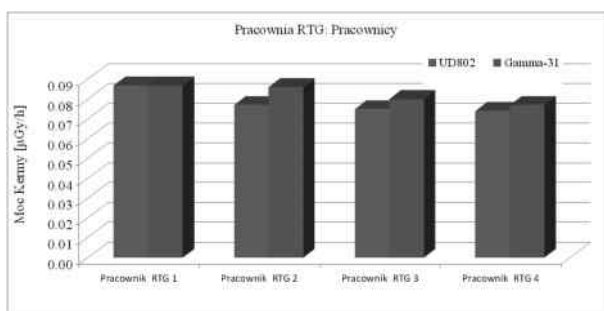
W pracowni mammograficznej dawkomierze rozmieszczono bezpośrednio przy mammografie oraz na stanowisku sterowniczym za ekranem ze szkła ołowianego. Monitoring obejmował również operatora urządzenia. Otrzymane wyniki nie różniły się znacząco od tła naturalnego, zarówno dla pomiarów indywidualnych jak i środowiskowych. Średnie rozbieżności wskazań dla poszczególnych typów dozymetrów nie przekraczały 4% (rys 5). W pracowni tej wykonano ponownie pomiary środowiskowe po wymianie aparatury diagnostycznej. Wówczas różnice we wskazaniach poszczególnych dawkomierzy sięgały 20% (rys. 6).

Na rys. 7 zebrano wyniki kontroli dozymetrycznej przeprowadzonej w gabinecie stomatologicznym wyposażonym w aparat radiograficzny. Wartości mocy kermy dla dawkomierzy eksponowanych w pobliżu stanowiska do naświetleń oraz pomieszczeń znajdujących się w bliskim sąsiedztwie tego gabinetu były podobne i oscylowały w granicach  $0,08\text{--}0,09 \mu\text{Gy/h}$ . W tym przypadku średnie wyznaczone dla obydwu rodzajów dawkomierzy były dokładnie równe  $0,084 \mu\text{Gy/h}$ . Niewiele wyższe były moce zmierzone w gabinecie tomografii komputerowej (rys. 8). Średnie wartości dla dawkomierzy UD-802 i Gamma31 wyniosły po  $0,098 \mu\text{Gy/h}$ .



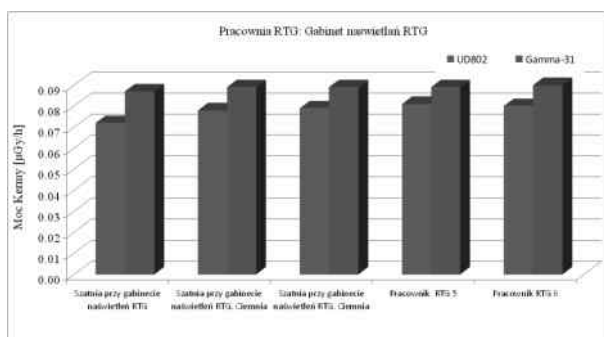
Rys. 2. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach kontroli dozymetrycznej Pracowni RTG

Fig. 2. Comparison of indications UD-802 dosimeters and Gamma-31 obtained under the control of the Laboratory of X-ray dosimetry



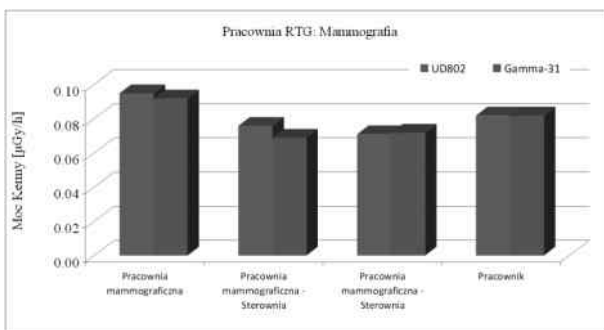
Rys. 3. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach indywidualnej kontroli dozymetrycznej personelu Pracowni RTG

Fig. 3. Comparison of indications UD-802 dosimeters and Gamma-31 obtained under the individual dosimetric control X-ray Laboratory staff



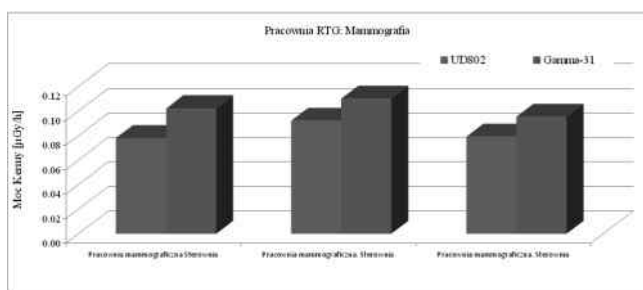
Rys. 4. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach kontroli dozymetrycznej pomieszczeń i personelu Gabinetu nasświetlan w Pracowni RTG

Fig. 4. Comparison of indications UD-802 and Gamma-31 dosimeters obtained under the dosimetry control of the irradiating rooms and personnel of Cabinet X-ray



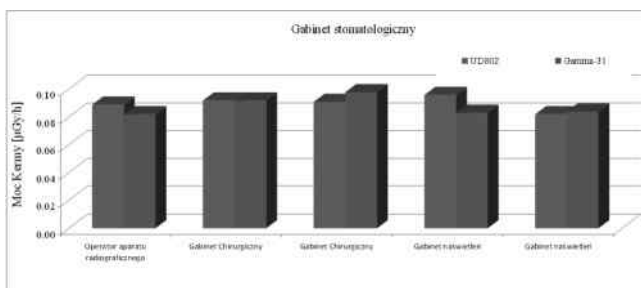
Rys. 5. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach kontroli dozymetrycznej pomieszczeń i personelu Pracowni mammograficznej

Fig. 5. Comparison of indications UD-802 and Gamma-31 dosimeters obtained under the dosimetry control of the irradiating rooms and personnel of mammographic laboratory



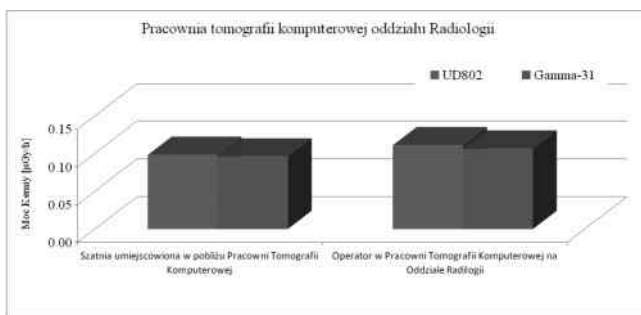
Rys. 6. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach kontroli dozymetrycznej pomieszczeń i personelu Pracowni mammograficznej

Fig. 6. Comparison of indications UD-802 and Gamma-31 dosimeters obtained under the dosimetry control of the irradiating rooms and personnel of mammographic laboratory



Rys. 7. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach kontroli dozymetrycznej pomieszczeń i personelu Gabinetu Stomatologicznego

Fig. 7. Comparison of indications UD-802 and Gamma-31 dosimeters obtained under the dosimetry control of rooms and personnel of dental cabinet



Rys. 8. Porównanie wskazań dawkomierzy UD-802 oraz Gamma-31 otrzymanych w ramach kontroli dozymetrycznej gabinetu tomografii komputerowej

Fig. 8. Comparison of indications UD-802 and Gamma-31 dosimeters obtained under the dosimetry control of cabinet computed tomography

## Podsumowanie

Zastosowanie systemu dozymetrycznego Panasonic umożliwia pomiary dawek w złożonych polach promieniowania o różnej energii. Możliwa jest ocena dawek od promieniowania rentgenowskiego, gamma i beta, oraz na rozstrzygnięcie kwestii, czy podczas ekspozycji do dawkomierzy UD-802 docierały neutrony termiczne. Tę funkcjonalność uzyskuje się dzięki zastosowaniu różnych typów detektorów, w które są wyposażone dawkomierze, materiałów filtrujących promieniowanie o różnej masie powierzchniowej oraz zastosowaniu odpowiednich algorytmów obliczeniowych. Zwalnia to użytkowników od konieczności wcześniejszej analizy spektrometrycznej warunków, w których ma nastąpić ekspozycja i pomiar dawek, pozwalając tym samym na szybkie podjęcie odpowiednich działań prewencyjnych.

Przeprowadzone pomiary porównawcze wskazują na dobrą zgodność w odpowiedziach dawkomierzy UD-802 i Gamma-31, jeśli tylko ich ekspozycja przebiegała w warunkach odpowiadających możliwościom dawkomierzy Gamma-31: brak niskoenergetycznego promieniowania fotonowego. Jeśli warunek ten nie był spełniony, wyniki uzyskiwane z pomocą dawkomierzy UD-802 były znacząco większe, co potwierdza ograniczenia możliwości stosowania dawkomierzy Gamma-31 w takich polach promieniowania.

Badania wykonano w zakresie pracy statutowej Głównego Instytutu Górniczego w Katowicach p.t. „Nowy system monitorowania dawek promieniowania jonizującego w oparciu o nowe dawkomierze EPDN2 i UD-802”, Nr.11220122-370.

## Literatura

- [1] Olko P.: *Advantages and disadvantages of luminescence dosimetry*, Radiation Measurements, 45, 506–511 (2010).
- [2] Daltro T.F.L., Campos L.L., Banados Perez H.E.: *Thermoluminescence dosimeter for equivalent dose assesment in mixed beta and gamma field*, Radiation Protection Dosimetry, 85, 145-148 (1999).
- [3] Bakshi A.K., Nayak M.K., Haridas G., Chatterjee S., Kher R.K.: *Estimation of Bremsstrahlung photon energy In the environment of high-energy elektron akcelerator Rusing CaSO<sub>4</sub>:Dy based TL dosimeter*, Radiat. Prot. Dosim. 128(1),43-48 (2008).
- [4] Furetta C., Prokic M., Salamon R., Prokic V., Kitis G.: *Dosimetric characteristics of tissue equivalent thermoluminescent solid TL detectors based on lithium borate*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 456, 411 – 417 (2001).
- [5] Lopez Ponte M.A., Castellani C.M., Currivan L., Van Dijk J.W.E., Falk R., Olko P., Wernli C.: *A catalogue of dosimeters and dosimetric services within Europe – an update*, Radiat. Prot. Dosim. 112(1),54-68 (2004).

- [6] Standford N., McCurdy D.E.: *A single TLD Dose Algorithm to Satisfy Federal Standards and Typical Field Conditions*, Health Phys. Vol. 58, No. 6, pp 691-704 (1990).
- [7] Currivan L., Spain D., Donnelly H., Colgan P.A.: *A thermoluminescence dosimetry system for personal monitoring in Ireland*, Radiat. Prot. Dosim. 96(1-3),209-212 (2001).