

Artykuły oryginalne

Zastosowanie detektorów termoluminescencyjnych MTS-N do dozymetrii *in vivo* u chorych napromienianych wiązkami Co-60 i promieniowania XMichał Waligórski^{1,2}, Edyta Bubula¹, Jan Lesiak¹, Edward Byrski¹

Cel. Opracowanie metodyki klinicznej dozymetrii *in vivo* wykorzystującej zestalone, indywidualnie kalibrowane detektory termoluminescencyjne (TL) produkcji krajowej.

Materiał i metody. Użyto spiekane detektory LiF: Mg,Ti typu MTS-N wyprodukowane przez TLD Niewiadomski & Co (IFJ) w Krakowie. Detektory napromieniano za pomocą aparatów: ALCYON II i THERATRON 780E (Co-60) oraz akceleratora Neptun 10 PC (9 MV). Odczyt detektorów wykonywano metodą liniową i trójstopniową. Dla każdego detektora wyznaczano Indywidualny Współczynnik Czulości. Określono kryteria dokładności i powtarzalności odczytu detektorów. Wykonano dawkomierze *in vivo* składające się z detektorów TL i obudowy zapewniającej uzyskanie warunków równowagi elektronowej. *Wyniki i wnioski.* Określono dokładność i powtarzalność odczytu dawki z detektorów oraz z dawkomierzy *in vivo* w warunkach kalibracyjnych. W wyniku zastosowania powtarzalnej obróbki temperaturowej, Indywidualnych Współczynników Czulości detektorów i doboru odpowiedniej konstrukcji dawkomierza, możliwe jest zapewnienie w warunkach *in vivo* odczytu dawki metodą termoluminescencyjną, z niepewnością nie przekraczającą 2%.

Application of MTS-N thermoluminescent detectors in *in vivo* dosimetry of patients irradiated with Co-60 and X-ray beams

The Aim of the Study. Development of a method of clinical *in vivo* dosimetry using stable, individually calibrated, thermoluminescent (TL) detectors manufactured in Poland.

Materials and methods. Sintered LiF:Mg,Ti TL detectors type MTS-N manufactured by TLD Niewiadomski & Co (INP) in Krakow, Poland, were used. Detectors were irradiated using ALCYON II and THERATRON 780E Cobalt units and a Neptun 10 PC linear accelerator (9 MV X-rays). Linear and three-step readout of TL detectors was performed. An Individual Calibration Factor was evaluated for each detector. Criteria of accuracy and repeatability of detector readout were established. Dosimeters for *in vivo* applications, consisting of detectors and a container assuring electron equilibrium, were manufactured.

Results and conclusions. The accuracy and repeatability of dose readout from detectors and from dosimeters were evaluated in a calibration set-up. Due to repeatable thermal treatment of detectors, application of Individual Calibration Factors, and suitable design of the dosimeter, it is possible to evaluate doses in *in vivo* conditions with an overall uncertainty not exceeding 2%.

Słowa kluczowe: dozymetria termoluminescencyjna, dozymetria *in vivo*, dokładność odczytu dawki

Key words: thermoluminescence dosimetry, *in vivo* dosimetry, accuracy of dose readout

Wprowadzenie

W klinicznej dozymetrii *in vivo*, głównie ze względu na możliwość bieżącego odczytu wartości dawki pochłoniętej, najczęściej wykorzystuje się dawkomierze półprzewodni-

kowe, rzadziej komory jonizacyjne. Tylko nieliczne ośrodki w Polsce rutynowo wykorzystują do tego celu również dozymetrię termoluminescencyjną (TLD), która, choć dostarcza wynik dopiero po zakończeniu napromieniania i odczycie dawkomierza, umożliwia równoczesny pomiar dawki nawet w kilkudziesięciu punktach na ciele pacjenta. Dawkomierze termoluminescencyjne są tanie, posiadają niewielkie rozmiary, nie wymagają zewnętrznego zasilania (kabli łączących ich z zasilaczem i elektromotorem) – są więc wygodne i bezpieczne dla pacjenta. Po-

¹ Zakład Fizyki Medycznej

² Centrum Onkologii–Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie w Krakowie
Instytut Fizyki Jądrowej w Krakowie

nadto, na wartość odczytu dawkomierza TL nie wpływa temperatura, w której był napromieniany, moc dawki ani wartość dawki skumulowanej w poprzednich pomiarach [1,2]. Z drugiej strony, technika dozymetrii termoluminescencyjnej, gdzie odczyt dawki pochłoniętej w napromienionym detektorze odbywa się przez podgrzanie detektora w specjalnym czytniku i analizie tzw. krzywej wyświecania tego detektora, jest dość specyficzna i wymaga od fizyka medycznego pewnego doświadczenia. Dozymetria termoluminescencyjna stanowi cenne uzupełnienie innych metod dozymetrii *in vivo*, np. w zastosowaniu do technik napromieniania całego ciała [2]. Celem niniejszej pracy było opracowanie dozymetrii *in vivo* w wiązkach fotonowych – promieniowania gamma Co-60 i promieni X (9 MV), z wykorzystaniem dawkomierzy TL opartych na detektorach LiF:Mg,Ti, i czytnikach produkowanych w Polsce. Realizacja tego celu wymagała: a) optymalizacji elementów samej techniki termoluminescencji (obróbka temperaturowa, czyli tzw. anilacja detektorów, wybór metody nagrzewania detektora przy jego odczycie, wybór metody analizy zmierzonych krzywych wyświecania); b) opracowania techniki korekcji czułości indywidualnych detektorów naświetlanych w warunkach kalibracyjnych, czyli wyznaczania tzw. indywidualnych współczynników czułości – IWC oraz badania stabilności IWC w warunkach cyklicznego odczytu i anilacji detektorów; c) zbadania zakresu liniowości sygnału TL detektora w zakresie dawek od ok. 0,5 Gy do ok. 2,5 Gy i określenia precyzji pomiaru dawki w tym zakresie; d) optymalizacji dozymetrycznych charakterystyk dawkomierza (warunków zachowania równowagi elektronowej, zależności kątowych) w polach promieniowania Co-60 i promieni X o energii 9 MV. Część wyników autorów, dotycząca dozymetrii TL *in vivo* w polach Co-60, została już opublikowana [3, 4]. Podobnie jak w przypadku innych metod dozymetrii klinicznej – opracowanie dawkomierza opartego na detektorach TL do zastosowania w dozymetrii *in vivo* polega więc nie tylko na zaprojektowaniu samego dawkomierza, ale również na szczegółowym opracowaniu wszystkich elementów przygotowania detektorów, warunków ich napromieniania oraz analizy uzyskanych wyników, zgodnie z wymaganiami współczesnych systemów zapewnienia jakości w radioterapii.

Materiał i metody

Wykorzystano spiekane detektory LiF:Mg,Ti typu MTS-N, produkowane w Instytucie Fizyki Jądrowej w Krakowie (TLD Niewiadomski & Co, Poland), w postaci cylindrycznych peletek o średnicy 4,5 mm i grubości 0,8 mm, masie powierzchniowej ok. 30 mg/cm² i efektywnej liczbie atomowej $Z_{\text{eff}} = 8,14$. Detektory te są odpowiednikiem materiału TLD-100 produkowanego przez firmę Harshaw (USA). Do badań wykorzystano dwie grupy detektorów, liczące 100 i 75 detektorów, napromienianych odpowiednio w polu promieniowania Co-60 i promieni X o energii 9 MV.

Detektory odczytywano za pomocą laboratoryjnego czytnika termoluminescencyjnego (czytnika/analizatora) typu RA'94 (Pracownia Elektronicznej Aparatury Laboratoryjnej MIKROLAB w Krakowie). Stosowano dwie metody odczytu detektorów:

- tzw. odczyt liniowy – z liniowym narastaniem temperatury w zakresie 50–60 °C (3 °C/s) i kumulacyjnym (całkującym) odczytem sygnału TL w zakresie temperatur 150–280 °C,

- tzw. odczyt trójstopniowy – w okresach (t) dla skokowo zmienianych temperatur (T): pierwszy: $t_1 = 3$ s, $T_1 = 160$ °C, drugi: $t_2 = 8$ s, $T_2 = 270$ °C, trzeci: $t_3 = 3$ s, $T_3 = 300$ °C. W etapie pierwszym następuje opróżnianie, bez odczytu, niskotemperaturowych pułapek TL, w etapie drugim odczytywany jest kumulacyjny (całkowany) sygnał TL, w etapie trzecim następuje anilacja detektora, bez odczytu sygnału.

Odczyt liniowy pojedynczego detektora trwa ok. 1,5 minuty, zaś odczyt trójstopniowy – 15 sekund.

Korzystając ze specjalnego pieca (Vinten, Cambridge, Anglia), zastosowano typową dla MTS-N (TLD-100) anilację przedeksperymentalną detektorów: 400 °C \pm 0,6 °C przez okres 1 godziny, następnie 100 °C \pm 1,3 °C przez 2 godziny i szybkie schłodzenie detektorów na grubej płycie aluminiowej. Po napromienieniu detektorów, przed ich odczytem, detektory anilowano w temperaturze 100 °C przez 10 minut.

Do napromieniania detektorów stosowano aparaty kobaltowe ALCYON II (CGR MeV, Francja) i THERATRON 780E (Theratronics, Kanada) oraz liniowy akcelerator medyczny NEPTUN 10PC (ZDAJ, Świerk Polska) o energii wiązki fotonów 9 MV. Detektory były napromieniane w fantomach: wodnym i stałym (pleksiglas), w polu o wymiarach 10 x 10 cm², i standardowych odległościach źródło – powierzchnia (SSD): 80 cm w przypadku aparatów kobaltowych i 100 cm dla akceleratora. Kalibracja detektorów wykonywana była zawsze dawką 1 Gy w wodzie.

Dla każdej grupy detektorów wykonano sześciokrotnie cykl naświetlenia kalibracyjnego w polach Co-60 i X 9 MV, odczytu (liniowego lub trójstopniowego) i anilacji. W każdym z sześciu cykli k dla każdego detektora i w danej grupie wyznaczano Indywidualny Współczynnik Czułości, $IWC_{i,k}$:

$$IWC_{i,k} = C_{i,k} / \bar{C}_k \quad (1)$$

gdzie:

i – numer detektora, $i = 1, \dots, n$: $i = 1, \dots, 100$ (Co-60); $i = 1, \dots, 75$ (X 9 MV)

k – numer cyklu pomiarowego (serii), $k = 1, \dots, 6$,

$IWC_{i,k}$ – indywidualny współczynnik czułości dla i -tego detektora w k -tym cyklu pomiarowym,

$C_{i,k}$ – sygnał TL (scalkowane wartości dla krzywej temperaturowej) dla i -tego detektora w k -tym cyklu pomiarowym,

$$\bar{C}_k = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n C_{i,k} - \text{średnia wartość sygnału TL dla partii}$$

n detektorów w k -tym cyklu pomiarowym.

Dokładność odczytu detektorów była określana w każdym cyklu pomiarowym poprzez analizę rozkładu wartości IWC tych detektorów, dla grupy n detektorów.

Powtarzalność lub *stabilność* detektorów określano, analizując rozkład wartości IWC każdego detektora we wszystkich cyklach pomiarowych (dla detektora i jest to rozkład sześciu wartości $IWC_{i,k=1..6}$).

Jako miarę dokładności lub powtarzalności przyjęto odpowiednie wartości procentowe współczynnika zmienności, czyli stosunku wielkości odchylenia standardowego do wartości średniej, wyrażonego w procentach.

Do obliczenia dawki (w cGy) zaabsorbowanej w detektorze, D_i , użyto następującego wzoru:

$$D_i = \frac{C_i}{(IWC_{sr})_i \cdot WK_i} = \frac{CN_i}{WK_i} \quad (2)$$

gdzie:

C_i – odczyt sygnału TL dla i -tego detektora,

$(IWC_{sr})_i$ – średnia wartość indywidualnego współczynnika czułości dla i-tego detektora ze wszystkich cykli pomiarowych (serii kalibracyjnych),

WK_1 – współczynnik kalibracyjny – wartość średnia odczytu sygnałów TL w serii kalibracyjnej dla tego doświadczenia, znormalizowana do wartości 100 cGy (jednostki WK_1 : Gy^{-1})

$CN_i = C_i / (IWC_{sr})_i$ – wartość sygnału dla i-tego detektora, znormalizowana do wartości średniej w danej serii.

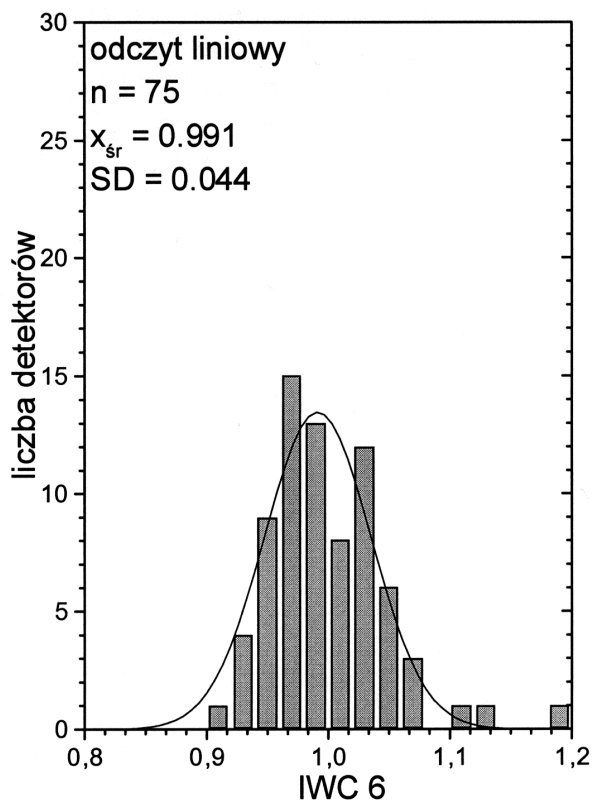
Dawkomierze konstruowano umieszczając detektory w obudowie zapewniającej warunki równowagi elektronowej wokół detektorów oraz osłaniającej przed czynnikami zewnętrznymi.

Liniowość wskazań dawkomierzy w zakresie 0,50–2,50 Gy oceniono metodą regresji liniowej, zaś zależność kątową odpowiedzi dawkomierzy oceniono napromieniając dawkomierze wiązkami Co-60 lub X-9 MV pod różnymi kątami w zakresie 0° – 60° .

Wyniki

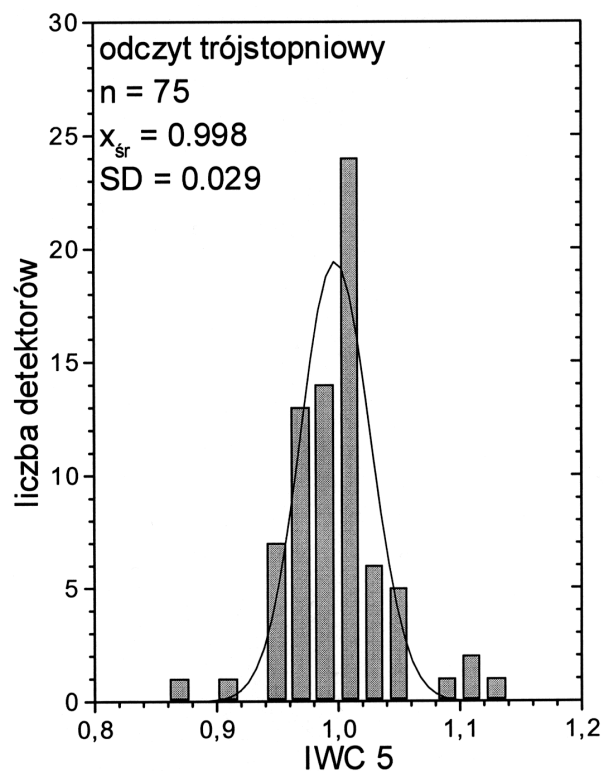
Dokładność i powtarzalność odczytu detektorów

Jak już stwierdzono, dla detektorów napromienianych wiązką Co-60 i odczytywanych liniowo [3], zastosowanie indywidualnych współczynników czułości znacznie zmniejsza niepewność określenia dawki przez dany detektor. W grupie 100 detektorów napromienianych wiązką Co-60 do dawki 1 Gy, względna wartość odchylenia standardowego różnic pomiędzy wartością dawki podanej a wartością zmierzoną maleje od około 4,5%, dla nie korygowanych indywidualnie detektorów, do 2,1 %, przy zastosowaniu indywidualnych



Ryc. 1. Rozkład wartości indywidualnego współczynnika czułości (IWC) dla partii 75 detektorów MTS-N w szóstej serii kalibracyjnej. Detektory napromieniane wiązką promieni X, 9 MV, odczyt liniowy: histogram i dopasowana krzywa Gaussa.

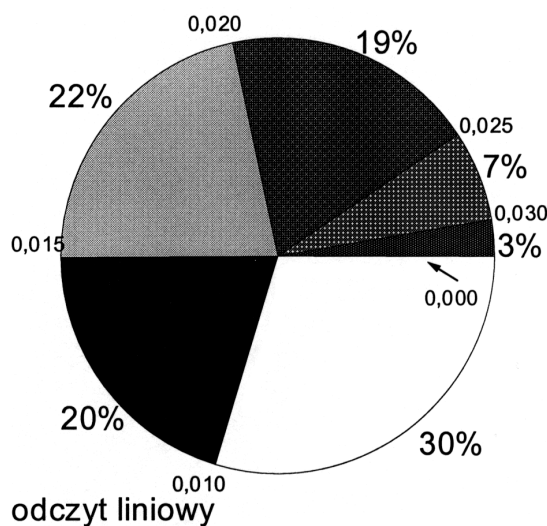
współczynników czułości poszczególnych detektorów [3]. Podobne wyniki uzyskuje się dla detektorów napromienianych wiązką promieni X o energii 9 MV [4]. Cechą charakterystyczną grupy detektorów jest rozkład ich współczynników czułości, IWC. Jako przykłady, zilustrowano rozkłady wartości indywidualnego współczynnika czułości (IWC) dla partii 75 detektorów MTS-N, napromienianych wiązką promieni X o energii 9 MV, dla których zastosowano odczyt liniowy (Ryc. 1) lub trójstopniowy (Ryc. 2). Sposób od-



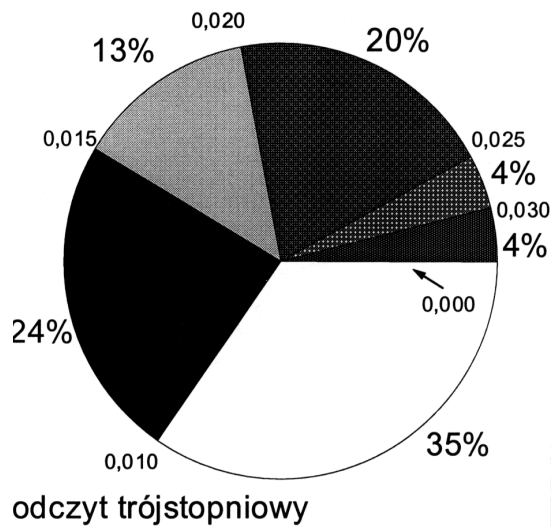
Ryc. 2. Rozkład wartości indywidualnego współczynnika czułości (IWC) dla partii 75 detektorów MTS-N, w piątej serii kalibracyjnej. Detektory napromieniane wiązką promieni X, 9 MV, odczyt trójstopniowy: histogram i dopasowana krzywa Gaussa.

czytu nie wydaje się znacząco wpływać na charakter tego rozkładu.

Powtarzalność (stabilność) sygnału TL detektorów określano przez procentowe współczynniki zmienności odchylenia od średnich wartości ich współczynników IWC w kolejnych cyklach. Szeregując rosnąco wartości tych współczynników zmienności utworzono „ranking” detektorów. Grupując współczynniki zmienności w zadanych przedziałach rosnących wartości dla detektorów kalibrowanych fotonami X o energii 9 MV otrzymano procentowe rozkłady zilustrowane na Ryc. 3 (detektory odczytywane liniowo) i Ryc. 4 (odczyt trójstopniowy). Pomimo nieznaczących różnic pomiędzy rozkładami w zakresie niewielkich wartości, niezależnie od metody odczytu, można stwierdzić, że ok. 90% całkowitej liczby detektorów wykazuje współczynniki zmienności nie przekraczające 2,5 %.



Ryc. 3. Procentowy rozkład powtarzalności IWC detektorów – rozkład względnej liczby detektorów, dla których odchylenia standardowe rozkładu IWC w sześciu seriach kalibracyjnych, względem średnich wartości IWC_{sr}, mieszczą się w przedziałach: 0,010, 0,015, 0,020, 0,025, 0,030. Detektory napromieniane wiązką promieni X, 9 MV, odczyt liniowy.



Ryc. 4. Procentowy rozkład powtarzalności IWC detektorów – rozkład względnej liczby detektorów, dla których odchylenia standardowe rozkładu IWC w sześciu seriach kalibracyjnych, względem średnich wartości IWC_{sr}, mieszczą się w przedziałach: 0,010, 0,015, 0,020, 0,025, 0,030. Detektory napromieniane wiązką promieni X, 9 MV, odczyt trójstopniowy.

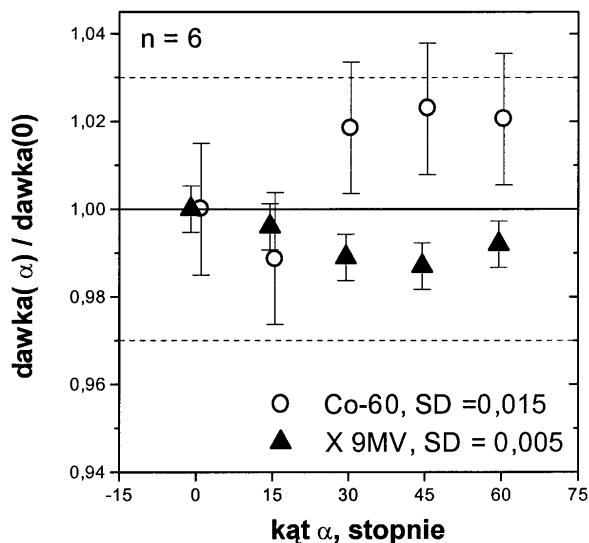
Konstrukcja dawkomierza i ocena jego własności dozymetrycznych

W wyniku pomiarów ustalono optymalny kształt dawkomierza, na który składają się detektory (najlepiej trzy, aby obniżyć niepewność pomiaru) oraz obudowa zapewniająca uzyskanie warunków równowagi elektronowej i optymalną możliwą do uzyskania niezależność oceny dawki od kierunku wiązki padającej na dawkomierz. Do dozymetrii w polu Co-60 wybrano ostatecznie cylindryczny pojemnik z pleksiglasu o zewnętrznej średnicy 20 mm i wysokości 5 mm zawierający trzy detektory ułożone obok siebie. Do dozymetrii w polu promieni X o energii 9 MV na pojemnik ten zakładana jest zewnętrzna osłona wykonana ze stali nierdzewnej o grubości ścianek 2 mm. Potwierdzono pomiarem, że w tak skonstruowanych dawkomierzach występują w obszarze detektorów warunki równowagi elektronowej dla obu wiązek radioterapeutycznych.

W wyniku badania liniowości dawkomierza w zakresie 0,5–2,5 Gy, dla obu rodzajów promieniowania stwierdzono, że dla dawek przekraczających 0,5 Gy odchylenia pomiędzy wartościami dawek odczytanymi ze wskazań detektorów na podstawie dopasowanej zależności liniowej, a wartościami dawek podanych, nie przekraczają 1,5 %.

Celem oceny zależności kątowych dawkomierze umieszczano na powierzchni fantomu wodnego i napromieniano wiązkami, których osie skierowane były pod kątami 0°, 15°, 30°, 45°, 60° w stosunku do osi symetrii dawkomierza. Stosowano wiązki Co-60 (dawkomierze w obudowie pleksiglasowej) oraz wiązki fotonów 9 MV (dawkomierze w obudowie pleksiglasowej osłonięte nakładką stalową). Na podstawie zilustrowanych na Ryc. 5 wyników, w postaci odczytów dawki odniesionych do wartości otrzymanej dla wiązki padającej na dawkomierze prostopadle, można stwierdzić, że odchylenia względne w zakresie kątów 0–60° zarówno dla Co-60, jak i dla foto-

nów X 9 MV, nie przekraczają 2%. Miarą błęd pomiarowego zaznaczonego na Ryc. 5 jest standardowe odchylenie od wartości średniej, obliczone dla sześciu detektorów (w dwóch kolejnych eksperymentach napromieniano dawkomierze zawierające po trzy detektory).



Ryc. 5. Odczyty dawki dla dawkomierzy napromienianych pod kątem 0°, 15°, 30°, 45° i 60°, znormalizowane do odczytu dawki dla kąta 0°. W wiązce Co-60 napromieniany był dawkomierz z pojemnikiem z pleksiglasu zawierającym trzy detektory TL. W wiązce fotonów X o energii 9 MV napromieniany był dawkomierz w postaci pojemnika z pleksiglasu z nakładką stalową o grubości ścianek 2 mm, zawierający trzy detektory TL.

Podsumowanie

Analizując przyczynki do niepewności określenia dawki pochłoniętej w detektorach TL dawkomierzy *in vivo* napromienianych w warunkach kalibracyjnych na po-

wierzchni fantomów, można przyjąć, że stosując: wysoce powtarzalną obróbkę temperaturową detektorów, procedury kalibracyjne pozwalające określać indywidualne współczynniki czułości każdego detektora oraz właściwie zaprojektowane pojemniki zapewniające warunki równowagi elektronowej i niezależność sygnału od kąta padania wiązki w dostatecznie szerokim zakresie kątów, niepewność określenia dawki przez trzy detektory TL znajdujące się w dawkomierzu mieści się w granicach 2%, jest więc dostateczna dla zastosowania klinicznego. Dodatkowych rozważań wymaga niepewność określenia dawki w obszarze napromienianym pacjenta, wyznaczonej na podstawie pomiaru dawki wlotowej (i ewentualnie wylotowej), w warunkach rzeczywistej radioterapii. Interesujące będzie bezpośrednie porównanie odczytów dozymetrii *in vivo* prowadzonych metodą dozymetrii TL i metodą dozymetrów półprzewodnikowych, u pacjentów napromienianych wiązkami fotonów. Porównania te należy poprzedzić pomiarami wykonanymi z użyciem fantomu antropomorficznego, co stanowi obecnie przedmiot badań w Centrum Onkologii–Instytucie w Krakowie.

Doc. dr hab. Michał Wałigórski
Zakład Fizyki Medycznej
Centrum Onkologii–Instytut Oddział w Krakowie
ul. Garcarska 11
31-115 Kraków
e-mail: Michal.Waligorski@ifj.edu.pl

Piśmiennictwo

1. Kron T. Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine – part I: Physics materials and equipment. *Australian Physica & Engineering Sciences in Medicine* 1994; 17: 175-199.
2. Kron T. Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine – part II: History and applications. *Australian Physica & Engineering Sciences in Medicine* 1995; 18: 1-25.
3. Bubula E, Byrski E, Lesiak J, Wałigórski MPR. Development of TL Dosimeters based on MTS-N (LiF:Mg,Ti) Detectors for *in vivo* dosimetry in a Co-60 Beam, Rep. *Pract Oncol Radiother* 1998; 3: 43-47.
4. Wałigórski MPR, Lesiak J, Bubula E I wsp. Application of individually calibrated solid LiF:Mg,Ti (MTS-N) detectors in clinical dosimetry. *Radiat Prot Dosim* 1999; 85: 377-380.

Otrzymano: 29 grudnia 1999 r.
Przyjęto do druku: 4 lutego 2000 r.