



## Detektory MOSFET jako narzędzie do weryfikowania dawek promieniowania X w radioterapii

Marcin Dybek<sup>1</sup>, Włodzimierz Łobodziec<sup>1</sup>, Tomasz Iwanicki<sup>1</sup>, Aneta Kawa-Iwanicka<sup>1</sup>, Sebastian Markisch<sup>2</sup>, Wiktor Zipper<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Zakład Radioterapii, Szpital im. S. Leszczyńskiego, ul. Raciborska 27, 40-074 Katowice, <sup>2</sup>Zakład Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań, Instytut Fizyki, Uniwersytet Śląski, ul. Bankowa 14, 40-007 Katowice

Rep Pract Oncol Radiother 2004;9:45-50, original paper

Received December 11<sup>th</sup>, 2004; received in a revised form February 23<sup>th</sup>, 2004; accepted February 27<sup>th</sup>, 2004

### Streszczenie

**Cel:** Zastosowanie detektorów typu MOSFET (Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) do pomiaru dawki in vivo w radioterapii.

**Metody i materiały:** Wykonano pomiary polegające na zbadaniu zależności wskazań detektorów MOSFET od podanej dawki promieniowania, temperatury ich otoczenia, kierunku padania wiązki promieniowania na detektor oraz od wielkości napromienianego pola – dla wiązek fotonów 6MV i 16 MV. Pomiary zależności wskazań detektorów zostały wykonane w fantomie oraz w powietrzu, w warunkach równowagi elektronowej. W tym celu, ze względu na bardzo małe wymiary detektorów, zaprojektowano nakładki z aluminium, które zapewniały warunki równowagi elektronowej podczas pomiaru dawki. Detektory zostały wykalibrowane z pomocą komory jonizacyjnej typu Farmer 0,6 cm<sup>3</sup>.

**Wyniki:** Wyniki badań wymienionych wyżej zależności przedstawiono na wykresach. Wykonane, wykalibrowanymi detektorami, pomiary in vivo dawki wejściowej (na głębokości maksymalnej dawki) wykazały zgodność między zaplanowaną i zmierzoną dawką – w granicach tolerancji  $\pm 5\%$  - u 86% pacjentów poddanych radioterapii z użyciem wiązki fotonów 6MV i u 91% pacjentów z użyciem wiązki fotonów 15MV (SD=3.5%).

**Wniosek:** Detektory MOSFET stanowią dobre narzędzie pomiarowe w radioterapii do weryfikowania zaplanowanej dawki promieniowania X wytwarzanego w liniowych przyspieszaczach.

**Słowa kluczowe:** detektory MOSFET, dozymetria in vivo.

## MOSFET detectors as a tool for dose verification in photon beam radiotherapy

### Summary

**Purpose:** Application of MOSFET detectors in photon beam dose measurements in vivo in radiotherapy.

**Materials and methods:** Before measuring doses in vivo the following parameters such as: the dosimeter response to dose absorption, temperature, gantry angles and field side changes were determined using 6MV and 15MV photon beams. All measurements were made in a phantom to investigate the MOSFET accuracy, in electron equilibrium with a 0.6 cm<sup>3</sup> Farmer ionization chamber.

**Results:** MOSFET parameters are presented in graphs. The conformity between the planned dose and the dose measured in vivo within  $\pm 5\%$  was observed in 86% of patients treated with 6MV photon beams and 91% patients treated with 15MV, respectively (SD=3.5%).

**Conclusions:** MOSFET detectors are a useful tool for verifying the planned dose in external photon radiotherapy.

**Key words:** MOSFET detector, in vivo dosimetry.

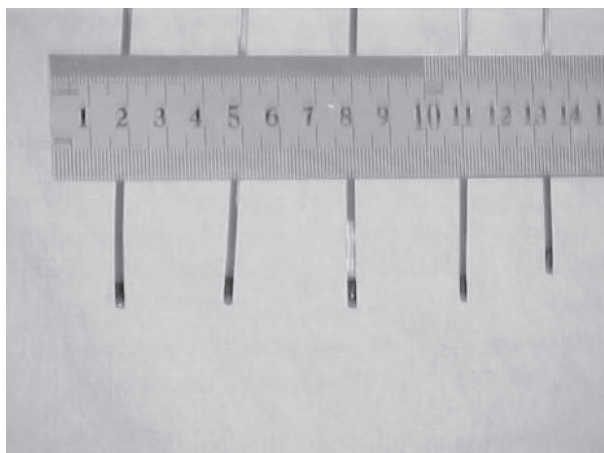
## Wstęp

Pomiar dawki in vivo w trakcie napromieniania chorego jest jednym z istotnych elementów zapewnienia jakości radioterapii. Dotyczy to zapewnienia zgodności dawki zaplanowanej z zaaplikowaną pacjentowi. W praktyce takie pomiary wykonuje się dla weryfikacji zaplanowanej dawki wejściowej i/lub wyjściowej, bądź sprawdzenia podanej dawki na skórze w obszarach zainteresowania. W tym celu, do zmierzenia dawki promieniowania, najczęściej używa się detektorów półprzewodnikowych [1,2] oraz detektorów termoluminescencyjnych (TLD) [3]. W ostatnich latach ukazały się miniaturowe detektory typu MOSFET (Metal – Oxide Semiconductor Field Effect Transistor). Badania detektorów na użytek radioterapii przeprowadzono w Zakładzie Radioterapii Szpitala im. S. Leszczyńskiego w Katowicach.

Celem pracy jest zbadanie odpowiedzi miniatur owych detektorów na dawkę promieniowania i możliwości ich zastosowania w radioterapii dla wiązek promieniowania X wytwarzanego w liniowych przyspieszaczach.

## Materiał i metoda

Zestaw miniaturowych detektorów MOSFET przedstawiono na *Rycinie 1*. Aktywna objętość detektora jest mniejsza niż 1 mm<sup>3</sup>. Detektor umocowany jest na cienkim półprzezroczystym pasku z poliamidu, pod warstwą czarnej żywicy epoksydowej, o grubości około 1 mm, zapewniającej podczas pomiaru częściowy efekt „build – up”. Stąd wskazania detektora umieszczonego w powietrzu czy na powierzchni fantomu są uzależnione od kierunku ustawienia płaszczyzny detektora w stosunku do kierunku padającej wiązki promieniowania.



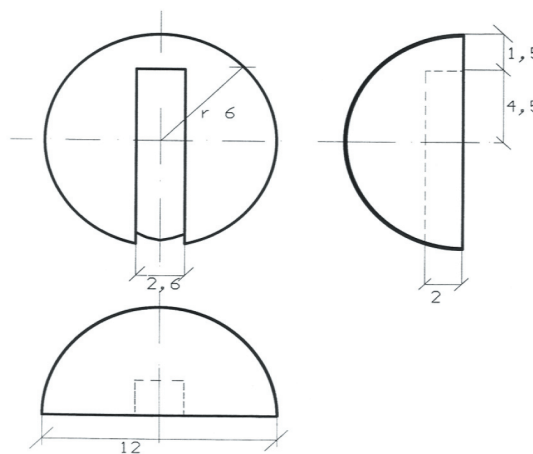
**Rycina 1.** Detektory MOSFET.  
**Figure 1.** MOSFET detectors.

Podczas napromieniania detektory podłączone są do zasilacza (standardowej lub wysokiej czułości). Po wykonaniu napromieniania detektory podłącza się do czytnika celem odczytu wartości zmierzonej dawki poprzez

odczyt zmiany napięcia. Detektory mogą skumulować ładunek (korespondujący z dawką promieniowania) powodujący maksymalną zmianę napięcia 20 V. Dawka promieniowania około 1 cGy powoduje zmianę napięcia 1 mV w przypadku zasilacza standardowej czułości lub 3 mV w przypadku zasilacza wysokiej czułości. Zatem maksymalna skumulowana dawka promieniowania wynosi około 200 Gy lub 70 Gy (dane producenta) [4,5]. Jednak wykorzystując w naszym Zakładzie Radioterapii detektory do pomiarów in vivo, zaobserwowano maksymalną zmianę wartość napięcia w przedziale od 16,8 – 18,9 V. Odpowiada to wartości skumulowanej dawki w przedziale około 160 Gy – 170 Gy (dla zasilacza standardowej czułości).

W celu zastosowania detektorów do pomiaru dawki na użytek radioterapii, zbadano zależność ich wskazań od: podanej dawki promieniowania, temperatury otoczenia detektorów, kierunku padania wiązki promieniowania na detektor oraz wielkości napromienianego pola – gdy detektory umieszczano w środku tego pola.

Ze względu na bardzo małe wymiary detektorów, zaprojektowano nakładki z aluminium, w celu zapewnienia równowagi elektronowej podczas pomiaru dawki. Kształt i wymiary nakładek (tzw. nakładki build – up) przedstawiono na *Rycinie 2*.



**Rycina 2.** Szkic nakładek z aluminium na detektory MOSFET wraz z wymiarami (mm).

**Figure 2.** A schematic lay-out of Al applicators on MOSFET detectors (dimensions given in mm).

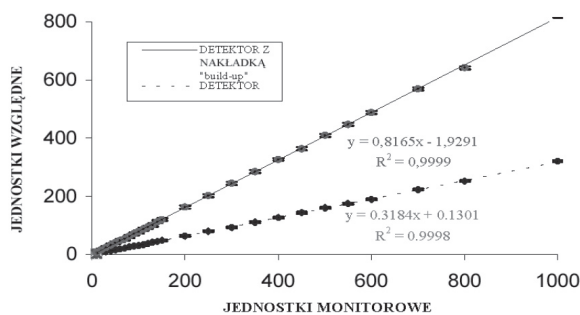
## Wyniki i dyskusja

### Zależność wskazań detektorów od podanej dawki

Pomiary zależności wskazań detektorów od podanej dawki przeprowadzono dla promieniowania X 6 MV i 15 MV, umieszczając poszczególne detektory w powietrzu w odległości 100 cm od źródła promieniowania (izocentrum).

Pole napromieniania w tej odległości wynosiło 10 cm x 10 cm. Zależność wskazań detektorów od liczby jednostek monitorowych (LJM) przeprowadzono w zakresie od 10 JM do 1000 JM. Doświadczalnie stwierdzono, że istnieje liniowy związek między LJM a wartością dawki. Jedna JM w badanym układzie geometrii odpowiadała dawce około 1cGy w fantomie na głębokości dawki maksymalnej.

Wyniki wskazań detektorów z nakładką aluminiową i bez nakładki, dla promieniowania X 6 MV i 15 MV, przedstawiono odpowiednio na *Rycina 3a i 3b*. Detektory, podczas napromieniania, były zorientowane stroną płaską w kierunku osi wiązki.

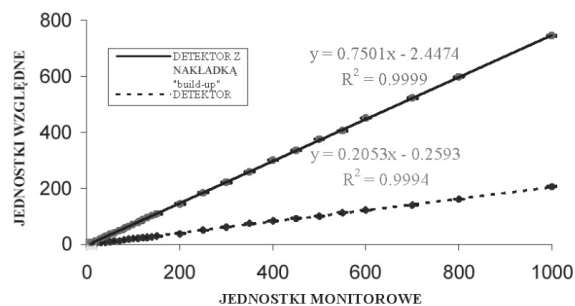


**Rycina 3a.** Zależność wskazań detektora MOSFET od podanej dawki: a) dla wiązki promieniowania X 6 MV.

**Figure 3a.** MOSFET readings as a function of a dose applied with: a) 6MV X-rays.

Można wysunąć wniosek, że zależność wskazań detektorów od podanej dawki ma charakter liniowy w całym badanym zakresie LJM. Fakt ten potwierdzają linia regresji i współczynnik korelacji podany na wykresie.

Ponieważ liniowość wskazań detektorów od dawki zachowana jest w całym badanym zakresie LJM, zatem dalsze pomiary parametrów detektorów przeprowadzono dla 100 JM.

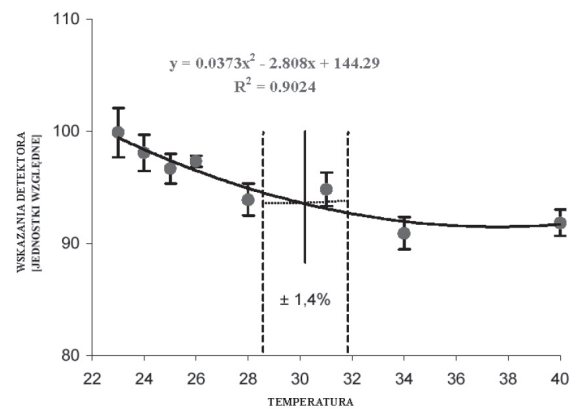


**Rycina 3b.** Zależność wskazań detektora MOSFET od podanej dawki: b) dla wiązki promieniowania X 15 MV.

**Figure 3b.** MOSFET readings as a function of a dose applied with: b) 15 MV X-rays.

### Zależność wskazań detektorów od temperatury

Zależność wskazań detektorów od temperatury otaczającego je środowiska zbadano, umieszczając detektory w wodzie na głębokości dawki maksymalnej. Pozostałe warunki pomiarowe to: odległość źródła do powierzchni wody 100 cm, a pole napromieniania w tej odległości wynosiło 10 cm x 10 cm. Temperaturę zmieniano w zakresie od 22°C – 40°C. Wyniki pomiarów przedstawiono na wykresie (*Rycina 4*).



**Rycina 4.** Zależność wskazań detektora MOSFET od temperatury.

**Figure 4.** MOSFET readings as a function of temperature.

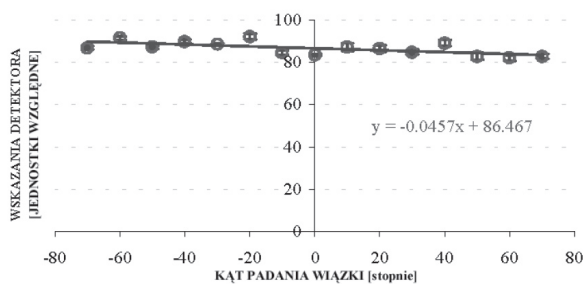
W zakresie tych temperatur odnotowano spadek czułości detektorów dochodzący do 9% na brzegach badanego przedziału temperatur. Jednak w przedziale temperatur będących odpowiednikiem temperatury na skórze pacjenta tj. 28°C – 32°C  $\pm$  0,5°C, różnice we wskazaniach detektorów w stosunku do temperatury 30°C (środek przedziału) wynosiły  $\pm$  1,4% (por. *Rycina 4*). Taki przedział temperatury określono na podstawie pomiarów temperatury na skórze pacjenta. W takich, bowiem warunkach przeprowadzane są pomiary in vivo. Spadek czułości detektorów dla temperatury 30,0°C w stosunku do temperatury ich wzorcowania (22°C) wynoszący 5,1% wymusza wprowadzenie poprawki na temperaturę przy pomiarach in vivo.

### Zależność wskazań detektorów od kierunku padania wiązki promieniowania

W kolejnym etapie badań parametrów detektorów, przeprowadzono pomiary odpowiedzi detektorów na podaną LJM, w zależności od kierunku padania wiązki promieniowania. Pomiary wykonano, umieszczając detektory w powietrzu, w izocentrum, z użyciem nakładek aluminiowych (por. *Rycina 2*) zapewniających równowagę elektronową. Pole napromieniania w miejscu lokalizacji detektorów wynosiło 10 x 10 cm.

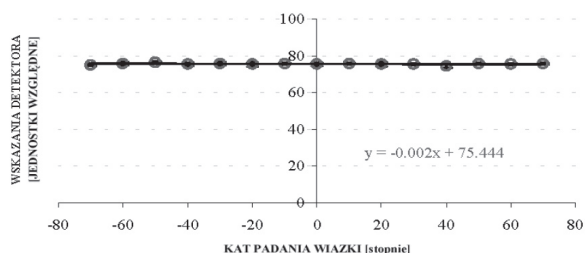
Wyniki pomiarów dla wiązek promieniowania X 6 MV

i 15 MV przedstawiono odpowiednio na *Rycina 5a i 5b*. Wyniki pomiarów wskazują, że w zakresie kątów  $\pm 70^\circ$ , detektory zachowują się stabilnie. Z regresji liniowej punktów pomiarowych wynika, że różnice wskazań detektorów w krańcowych położeniach wiązki, w stosunku do prostopadłego kierunku padania wiązki na detektory, wynoszą  $\pm 1.6\%$  (SD=2.1%) i  $\pm 1.1\%$  (SD=1.5%) odpowiednio dla wiązki promieniowania 6 MV i 15 MV.



**Rycina 5a.** Zależność wskazań detektora MOSFET z nakładką „build up” od kierunku padania wiązki promieniowania X: a) 6 MV.

**Figure 5a.** MOSFET (with Al „build up” applicators) readings as a function of the angle of incident of X-rays with energies of a) 6 MV.



**Rycina 5b.** Zależność wskazań detektora MOSFET z nakładką „build up” od kierunku padania wiązki promieniowania X: b) 15 MV.

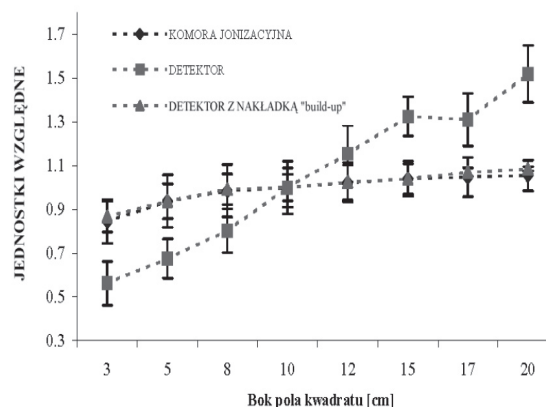
**Figure 5b.** MOSFET (with Al „build up” applicators) readings as a function of the angle of incident of X-rays with energies of b) 15 MV.

### Zależność wskazań detektorów od wielkości napromienianego pola

Pomiary zależności wskazań detektorów od wielkości napromienianego pola wykonano, umieszczając detektory w osi wiązki na powierzchni fantomu. Pomiary przeprowadzano zarówno dla detektora z nakładką aluminiową jak i bez nakładki. Ponadto, dla porównania, przeprowadzono podobne pomiary komorą jonizacyjną (Farmer 0.6 cm<sup>3</sup>), umieszczając ją w fantomie na głębokości dawki maksymalnej. Wszystkie pomiary wykonywano dla: 100 JM, SSD = 100 cm, kwadratowego pola napromieniania w zakresie boku kwadratu od 3 cm do 20 cm. Wartości wskazań detektorów normalizowano dla pola 10 cm x 10 cm.

Wyniki pomiarów dla fotonów 15 MV przedstawiono na

wykresach (*Rycina 6*). Przerwane linie łączące punkty naniesiono jedynie dla łatwiejszego śledzenia zależności. Wyniki wskazują, że w zakresie stosowanych wartości pól, wskazania detektora z nakładką aluminiową są bliskie wskazaniom komory jonizacyjnej. Znaczy to, że detektory z nakładką aluminiową mierzą ten sam efekt jak komora jonizacyjna – wynikający ze zwiększonego rozproszenia – w miarę wzrostu pola napromieniania. Uwaga ta jest o tyle istotna, gdyż pozwala pominąć, przy wyznaczaniu dawki, współczynnik korekcji na pole podczas pomiarów in vivo. W odniesieniu do detektora bez nakładki, różnice wskazań, w stosunku do komory jonizacyjnej, są większe. Jest to związane z brakiem materiału o odpowiedniej grubości zapewniającego równowagę elektronową.



**Rycina 6.** Zależność wskazań detektora MOSFET od wielkości pola napromieniania; linie łączące punkty naniesiono w celu łatwiejszego śledzenia zależności.

**Figure 6.** MOSFET readings as a function of the irradiation field size. The lines between points make it easier to determine the relationship.

### Wzorcowanie detektorów MOSFET

Zastosowanie detektorów MOSFET do pomiaru dawki promieniowania wymaga uprzedniego ich wzorcowania. Ze względu na małe wymiary aktywnej objętości detektorów (około 1 mm<sup>3</sup>), ich wzorcowanie należałoby przeprowadzać w zależności od zamierzonego celu wykonywania pomiarów dawki. W naszym Zakładzie Radioterapii, detektory MOSFET wykorzystuje się do:

- weryfikacji in vivo dawki wejściowej i zaplanowanej z pomocą systemu planowania leczenia (SPL) oraz
- weryfikacji in vivo podanej dawki w wybranych miejscach na skórze chorego w stosunku do zaplanowanej dawki w punkcie centrowania (PC) podczas napromieniania całego ciała (TBI). Jest to punkt referencyjny zlokalizowany w środku ciała chorego [6].

W pierwszym przypadku, wzorcowanie przeprowadza się poprzez wyznaczenie współczynnika dawki wejściowej ( $F_{WE}$ ) będącego wynikiem ilorazu dawki zmierzonej komorą jonizacyjną i wskazań detektora MOSFET [2,7]. W tym

celu detektor z nakładką aluminiową umieszcza się na powierzchni fantomu, a komorę jonizacyjną na głębokości dawki maksymalnej.

W drugim przypadku wzorcowanie przeprowadza się poprzez wyznaczenie współczynnika dawki (F), będącego wynikiem ilorazu dawki zmierzonej komorą jonizacyjną i wskazań detektora MOSFET (bez nakładki aluminiowej), umieszczając detektory w wodzie, w warunkach równowagi elektronowej, np. na głębokości 10 cm, gdzie dawkę uprzednio zmierzono komorą jonizacyjną. Tak wycechowany detektor pozwala zmierzyć dawkę w miejscu jego lokalizacji.

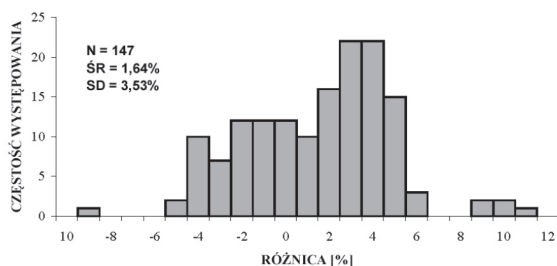
### Wyniki pomiarów dawki wejściowej

Weryfikacja *in vivo* dawki wejściowej polega na porównaniu dawki wejściowej określonej przy pomocy SPL Helax i zmierzonej wycechowanym detektorem MOSFET [8]. Błąd cechowania detektorów wynosił  $\pm 2,2\%$  (1 SD). Procentową różnicę tych dawek obliczono według poniższego wzoru:

$$\% \Delta = 100 \cdot \frac{\text{Dawka}_{\text{MOSFET}} - \text{Dawka}_{\text{HELAX}}}{\text{Dawka}_{\text{MOSFET}}}$$

Jako dopuszczalne procentowe odchylenie dawki zmierzonej od zaplanowanej, w stosowanym u nas systemie zarządzania jakością, przyjęto przedział  $\pm 5\%$ .

Weryfikacji dawki zaplanowanej i zmierzonej poddano 605 chorych (147 chorych napromieniano fotonami 6 MV oraz 448 chorych fotonami 15MV). Wynik weryfikacji przedstawiono na histogramach (Rycina 7a i 7b). Zgodność dawki zaplanowanej i zmierzonej w przyjętym przedziale  $\pm 5\%$  zaobserwowano u 86% leczonych promieniowaniem X 6 MV; odchylenie w przedziale 6 – 8% stwierdzono u 12% leczonych.

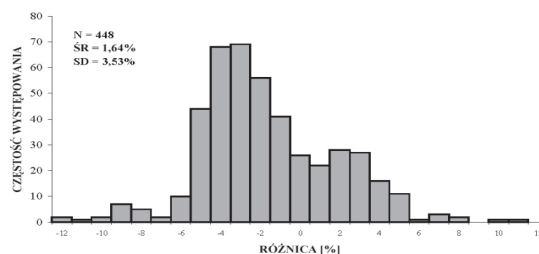


**Rycina 7a.** Histogram procentowych różnic między dawką wejściową zmierzoną i zaplanowaną; a) dla promieniowania V 6 MV.

**Figure 7a.** A percent histogram of the differences between the input dose, measured and planned, for a) 6 MV X-rays.

U trzech chorych (2% leczonej populacji) przeprowadzono powtórny symulację napromienianych pól leczenia, po której wynik pomiaru dawki wejściowej chorych co spowodowane było niewłaściwym umiejscowieniem

detektora. mieścił się w przyjętym przedziale tolerancji. Dla podanej grupy pomiarowej, SD wynosiło 3,5% natomiast średnia procentowa wartość różnicy odchylenia wynosiła 1,6%.



**Rycina 7b.** Histogram procentowych różnic między dawką wejściową zmierzoną i zaplanowaną; b) dla promieniowania V 15 MV.

**Figure 7b.** A percent histogram of the differences between the input dose, measured and planned, for b) 15 MV X-rays.

W przypadku stosowania promieniowania X 15 MV, zgodność dawki zaplanowanej i zmierzonej w przyjętym przedziale  $\pm 5\%$  zaobserwowano u 91% leczonych chorych; odchylenie w przedziale 6 – 8% stwierdzono u 8% badanych. Podobnie jak w przypadku promieniowania X 6 MV, przekroczenie dopuszczalnego przedziału odchylenia spowodowane było niewłaściwym umiejscowieniem detektora. Powtórnej symulacji ułożenia napromienianych pól poddano 1% leczonych chorych. Dla podanej grupy pomiarowej SD wynosiło 3,5% natomiast średnia wartość procentowej różnicy odchylenia wynosiła – 1,7%.

### Wyniki weryfikacji dawki *in vivo* na skórze chorego w technice TBI

Porównanie średnich dawek obliczonych i zmierzonych detektorami MOSFET w kilkunastu wybranych miejscach na skórze chorego, podczas napromieniania całego ciała, przedstawiono w Tabeli 1. Procentowe standardowe odchylenie wynosiło 3% i 4% odpowiednio dla obliczonych i zmierzonych dawek. Można zauważyć zgodność dawek obliczonych i zmierzonych.

### Wnioski

Na podstawie przedstawionych charakterystyk parametrów badanych detektorów oraz wyników pomiarów dawek *in vivo*, nasuwa się wniosek, że detektory MOSFET, szczególnie osłonięte odpowiednio dobraną nakładką zapewniającą warunki równowagi elektronowej, stanowią dobre narzędzie pomiarowe w radioterapii do weryfikowania zaplanowanej dawki promieniowania X wytwarzanego w liniowych przyspieszaczach.



**Tabela 1.** Porównanie średnich dawek obliczonych i zmierzonych detektorami MOSFET – w kilkunastu wybranych miejscach na skórze chorego – podczas napromieniania całego ciała.

**Table 1.** Comparison of the mean measured and planned doses using MOSFET detectors in a dozen or so places on the patient's skin during total body irradiation.

Położenie punktu	Planowana dawka w PC 12 Gy		Planowana dawka w PC 13.2 Gy	
	Wyliczona	Zmierzona	Wyliczona	Zmierzona
Ramię - strona prawa	12,9	12,9	13,8	14,2
Ramię - strona lewa	13,0	12,9	14,0	14,1
Głowa - strona prawa	12,8	12,5	14,3	13,9
Głowa - strona lewa	12,8	12,4	14,2	13,8
Klatka piersiowa - strona prawa	12,5	12,2	13,7	13,8
Klatka piersiowa - strona lewa	12,5	12,3	13,7	13,9
Środek wiązki (PC) - strona prawa	12,8	12,7	14,6	14,0
Środek wiązki (PC) - strona lewa	12,8	12,7	14,4	14,1
Staw kolanowy - strona prawa	12,7	12,6	14,1	14,1
Staw kolanowy - strona lewa	12,7	12,6	14,1	14,1
Stopa (staw skokowy) - strona prawa	12,6	13,0	13,9	14,4
Stopa (staw skokowy) - strona lewa	12,6	13,0	13,9	14,4

## Piśmiennictwo

1. Heukelom S, Lanson JH, Mijnheer BJ. Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chamber and silicon diodes. *Phys Med Biol.* 1991;36:47–59.
2. Łobodziec W, Orlef A, Maniakowski Z. Metoda bezpośredniego pomiaru dawki promieniowania X lub gamma u chorych napromienianych wiązkami zewnętrznymi (dozymetria in vivo). *Nowotwory* 1996;46: 67–71.
3. Łobodziec W, Orlef A, Maniakowski Z, Miszczyk L, Maciejewski B. Dozymetria in vivo detektorami TLD dla oceny precyzji radioterapii nowotworów w obrębie głowy i szyi. *Nowotwory* 1993:Supl 43;102–8.
4. Scalchi P. Application of mosfets in radiotherapy dosimetry. *Fisica Sanitaria* 1996; U.I.S.S.6, Vicenza, Italy.
5. Introduction to the mosfet dosimeter, Technical Note, Thomson & Nielsen Electronics LTD 1996 No 4.
6. Kawa – Iwanicka A, Dybek M, Iwanicki T, Łobodziec W, Radkowski A. The technique of total body irradiation applied at the Leszczyński Memorial Hospital. *Rep Prac Oncol Radiother.* 2002;7:53–60.
7. Scalchi P, Francescon P. Calibration of a mosfet detection system for 6 – MV in vivo dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1998;40:987–93.
8. Voordeckers M, Goossens H, Rutten J, Bogaert W. The implementation of in vivo dosimetry in small radiotherapy department. *Radiother Oncol.* 1998; 47:45–8.