

Analiza wyników kilkuletnich pomiarów dawki wejściowej metodą *in vivo* u pacjentów leczonych technikami wysokospecjalistycznymi w Zakładzie Teleradioterapii II Centrum Onkologii – Instytutu w Warszawie na Ursynowie

Agnieszka Walewska, Marta Zalewska, Małgorzata Kania,
Joanna Rostkowska, Wojciech Bulski

Cel. Pomiar dawki wejściowej jest jedną z metod kontroli jakości w radioterapii. Celem opracowania była analiza wyników dozymetrii *in vivo*, wykonywanej u pacjentów leczonych technikami wysokospecjalistycznymi, w Zakładzie Teleradioterapii II CO-I w Warszawie na Ursynowie w okresie od marca 2004 r. do kwietnia 2009 r.

Materiał i metody. Analizowano wyniki 8 031 pomiarów przeprowadzonych przy napromienianiu nowotworów w różnych lokalizacjach. Kryteria akceptacji wyników pomiarów ustalono na poziomie $\pm 5\%$ dla pól otwartych oraz $\pm 7\%$ dla pól klinowanych (kliny mechaniczne i dynamiczne).

Wyniki. Analizując wyniki 8 031 pomiarów, wykryto jedynie cztery błędy, powstałe podczas przygotowania bądź realizacji planu leczenia (co stanowi mniej niż 0,05% wszystkich pomiarów).

Wnioski. Rutynowe wykonywanie dozymetrii *in vivo* podnosi koszty procedur medycznych, a także wydłuża czas trwania seansu terapeutycznego. Potencjalne korzyści są niewspółmierne do poniesionych nakładów.

An analysis of *in vivo* measurements of the entry dose carried out over consecutive years in patients treated with high standard techniques at the Department of Teleradiotherapy II of the Center of Oncology in Warsaw - Ursynów

Aim. The *in vivo* measurements of the entry dose is one of the methods of quality control in radiotherapy. The aim of this study was to analyse the results of *in vivo* measurements for patients undergoing the high standard radiotherapy treatments at the Teleradiotherapy Department II of the Centre of Oncology in Warsaw – Ursynów between March 2004 and April 2009.

Material and methods. We analysed 8031 *in vivo* measurements for the radiotherapy procedures of tumours in various localizations. The acceptance criteria were set to $\pm 5\%$ for open fields and $\pm 7\%$ for wedged fields (mechanical and dynamic wedges).

Results. During the analysis of 8031 measurements only 4 results were found to be outside the level of acceptance due to errors in planning or administering radiotherapy treatment ($< 0.05\%$ of all measurements).

Conclusions. Routine *in vivo* dosimetry measurements increase the costs and duration of irradiation. The potential gain does not justify the costs and the effort.

Słowa kluczowe: dozymetria *in vivo*, diody półprzewodnikowe, Mosfety

Keywords: *in vivo* dosimetry, silicon diodes, Mosfets

Wstęp

Pomiar dawki wejściowej jest jedną z metod kontroli jakości w radioterapii. Celem opracowania była analiza wyników pomiarów dawki wejściowej, wykonanych metodą *in vivo*, przez techników elektroradiologii u pacjentów leczonych technikami wysokospecjalistycznymi w Zakładzie Teleradioterapii II Centrum Onkologii – Instytucie w Warszawie na Ursynowie.

Materiał i metody

Pomiary *in vivo* dawki wejściowej D_{\max} (dawki, na głębokości, której osiąga ona wartość maksymalną) były wykonywane u pacjentów leczonych technikami wysokospecjalistycznymi (z wyłączeniem radioterapii stereotaktycznej oraz IMRT), z użyciem wysokoenergetycznego promieniowania X. Wiązki o energiach nominalnych 4, 6, 15 MV były generowane przez 7 medycznych akceleratorów liniowych (firmy Varian) oraz akcelerator polskiej produkcji Co-Line (firmy ZDAJ). Akceleratory firmy Varian nadzorowane były przez system zarządzania Varis (następnie Aria), a akcelerator firmy ZDAJ pracował poza systemem zarządzania.

Tab. I. Liczba pomiarów wykonanych w okresie 03.2004 – 04.2009

Rok	2004		2005		2006		2007		2008		2009	
Rodzaj detektora	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody
Liczba pomiarów	0	149	389	264	2151	111	1986	13	2218	174	565	11

Pomiary *in vivo* wykonywano dla jednego z pól terapeutycznych, z wyłączeniem pól pozaosiowych, półwiasek oraz pól dla których $D_{max} \leq 30$ cGy. Pomiary wykonywano na początku każdego etapu leczenia lub po zmianie planu leczenia.

Plany leczenia przygotowane były z użyciem komputerowych systemów planowania leczenia: Helax i Oncentra MasterPlan (firmy Nucletron) oraz Eclipse (firmy Varian).

Pomiary wykonywano używalnymi detektorami typu TN-502RD-H (system MOSFET 20 firmy Thomson&Nielsen) [1, 2] oraz diodami półprzewodnikowymi typu EDP-10 (firmy Scanditronix) [3, 4] z dawkomierzami: DPD-3 (firmy Scanditronix) i Vivodos (firmy PTW).

Każdy z detektorów typu MOSFET kalibrowano tylko raz, przed rozpoczęciem wykonywania pomiarów *in vivo* tym detektorem. „Czas życia” detektora (czas zakumulowania dawki uniemożliwiającej dalsze pomiary) wynosił około 30 dni. Wykorzystano 215 detektorów. Średni błąd wyznaczenia współczynnika kalibracji przyjęto jako 2,4% (dwa odchylenia standardowe), maksymalny 3,6%.

Diody półprzewodnikowe kalibrowano raz w miesiącu. Średni błąd wyznaczenia współczynnika kalibracji przyjęto jako 0,2% (dwa odchylenia standardowe), maksymalny 0,3%.

Po zbadaniu charakterystyk obu rodzajów detektorów (zależność od temperatury, kąta padania wiązki, mocy dawki, wielkości pola) podjęto decyzję o rezygnacji z uwzględniania jakichkolwiek współczynników poprawkowych.

Granice tolerancji zgodności pomiędzy wynikami pomiarów *in vivo* i danymi z systemu planowania leczenia zostały określone na poziomie $\pm 5\%$ dla pól otwartych oraz $\pm 7\%$ dla pól klinowanych (kliny mechaniczne i dynamiczne).

Spśród wszystkich wykonanych pomiarów w opracowaniu nie uwzględniono 43 przypadków, w których wynik pomiaru różnił się od dawki obliczonej przez system planowania leczenia o więcej niż 10%. Stanowi to 0,5% wszystkich wyników (odpowiednio 0% w roku 2004 r., 0,6% w 2005 r., 0,6% w 2007 r., 0,5% w 2008 r., 0,4% w 2009 r.). Wszystkie odrzucone pomiary wykonane zostały detektorami typu MOSFET.

W przypadku otrzymania ponad 10% różnicy pomiędzy wynikiem pomiaru i dawką obliczoną przez system planowania leczenia wykonywano pomiar kontrolny współczynnika kalibracyjnego detektora i sprawdzano poprawność umieszczenia detektora w nakładce *build-up*. We wszystkich 43 przypadkach zaobserwowano uszkodzenie detektora, objawiające się nieuzasadnioną, skokową zmianą współczynnika kalibracyjnego bądź

niewłaściwe umieszczenie detektora w nakładce *build-up* (część aktywna detektora poza nakładką). Obserwacje te uprawniają do odrzucenia 43 wyników spośród wszystkich wykonanych i niewłączania ich do analizy. Po stwierdzeniu uszkodzenia detektora bądź niewłaściwego umieszczenia detektora w nakładce *build-up* wykonywano powtórne pomiary, ale ich wyniki uwzględniano w analizie jako wyniki wykonywane po raz pierwszy.

W opracowaniu nie rozważano problematyki dokładności wyznaczania wartości dawki wejściowej przez systemy planowania leczenia.

Wyniki i ich omówienie

W okresie od marca 2004 r. do kwietnia 2009 r. wykonano 8 031 pomiarów *in vivo* (7 309 pomiarów detektorami typu MOSFET i 722 pomiary diodami półprzewodnikowymi) – Tabela I.

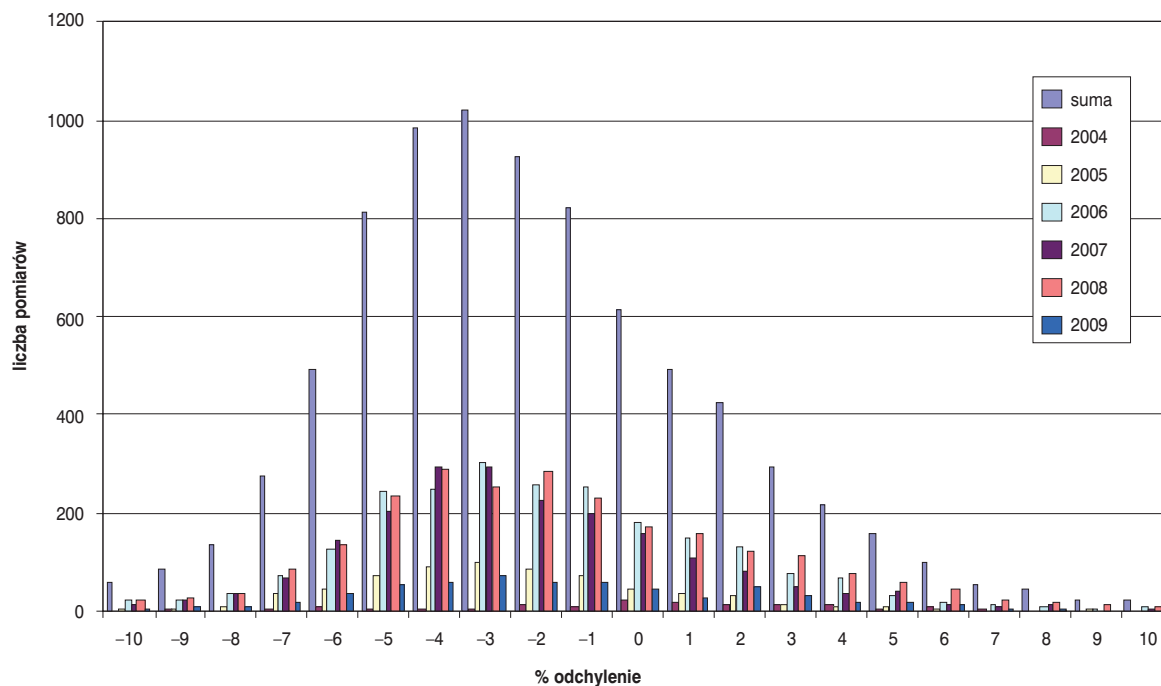
Wyniki pomiarów porównano z wartościami dawki wejściowej, obliczonymi przez system planowania leczenia. Średnie odchylenie wyniku pomiaru od wartości oczekiwanej dla wszystkich zmierzonych pól wynosi: -1,9%, a odchylenie standardowe 3,5% (Ryc. 1), odpowiednio dla pól otwartych: -2,3% i 3,2% (Ryc. 2); dla pól klinowanych: -1,6% i 3,7% (Ryc. 3).

Analizie poddano pomiary wykonane w okresie od marca 2004 r. do kwietnia 2009 r. Spśród pomiarów *in vivo* wykonanych wszystkimi detektorami, w 9% przypadków wyniki pierwszego pomiaru przekroczyły przyjęte granice tolerancji. Pomiary wykonane detektorami MOSFET w 9,6% wykroczyły poza przyjęte granice tolerancji, zaś w przypadku pomiarów wykonanych diodami półprzewodnikowymi powtórne pomiary wykonano w 3,5% przypadków.

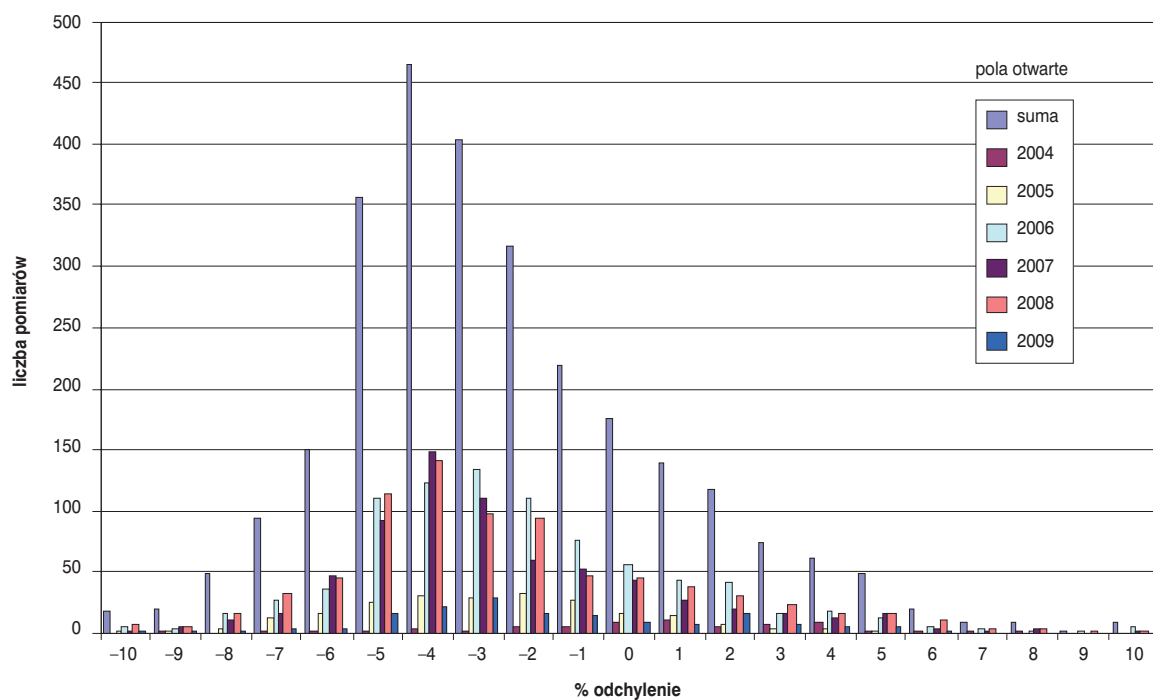
Z porównania parametrów rozkładu zawartych w Tabeli II oraz danych zawartych w Tabeli III nie można wyciągnąć wniosku o poprawie dokładności wykonywania dozimetrii *in vivo* w kolejnych latach, czego oczekiwano. Zmniejszenie liczby powtórnych pomiarów *in vivo*, wyko-

Tab. II. Zestawienie parametrów rozkładu procentowych różnic pomiędzy danymi z systemu planowania leczenia, a wynikami pomiarów dla pól otwartych i klinowanych

Rok	2004		2005		2006		2007		2008		2009	
	pola otwarte	pola klinowane	pola otwarte	pola klinowane	pola otwarte	pola klinowane	pola otwarte	pola klinowane	pola otwarte	pola klinowane	pola otwarte	pola klinowane
Wartość średnia	0,8	0,1	-2,6	-2,3	-2,2	-1,7	-3,4	-2,2	-2,4	-1,2	-1,8	-1,4
SD	2,4	4,1	2,7	3,4	3,3	3,5	3,1	3,4	3,4	3,9	3,2	3,9
Liczba pomiarów	60	89	220	433	844	1418	684	1315	781	1611	152	424



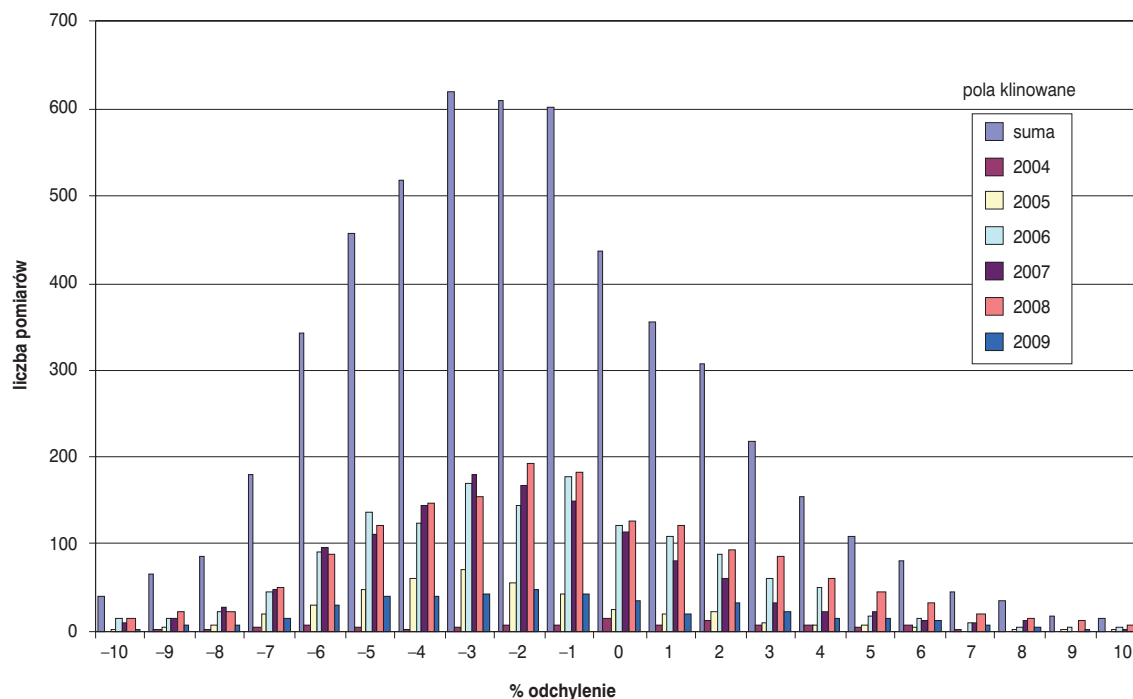
Ryc. 1. Procentowa różnica pomiędzy wynikiem pomiaru *in vivo*, a danymi z systemu planowania leczenia



Ryc. 2. Procentowa różnica pomiędzy wynikiem pomiaru *in vivo*, a danymi z systemu planowania leczenia dla pól otwartych

Tab. III. Zestawienie liczby pomiarów wykraczających poza przyjęte granice tolerancji

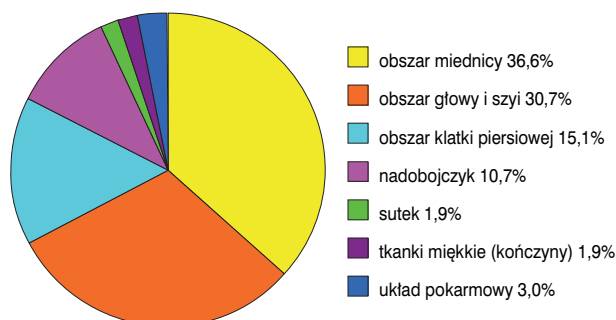
Rok	2004		2005		2006		2007		2008		2009	
Rodzaj detektora	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody
% powtórnych pomiarów	0	8,1	12,6	2,7	8,6	0	8,9	0	11,1	1,7	7,4	0
Liczba pomiarów	0	149	389	264	2151	111	1986	13	2218	174	565	11



Ryc. 3. Procentowa różnica pomiędzy wynikiem pomiaru *in vivo*, a danymi z systemu planowania leczenia dla pól klinowanych

nywanych diodami w kolejnych latach, sugeruje opanowanie przez personel procedury wykonywania tych pomiarów i wskazuje na przewagę diod w rutynowej dozymetrii *in vivo* z powodu braku możliwości oddzielenia detektora od nakładki *build-up*.

Analizowano procentowe różnice pomiędzy wynikami pomiarów a danymi z systemu planowania leczenia dla pól otwartych (2 741 pomiarów) i klinowanych (5 290 pomiarów). Analiza parametrów rozkładu (wartość średnia i odchylenie standardowe) otrzymanych wyników (Tab. II) pokazuje, że wartość bezwzględna wartości średniej odchylenia od wartości oczekiwanej jest większa dla pól otwartych, a odchylenie standardowe jest większe dla pól klinowanych. Zależność ta powtarzała się przez wszystkie lata wykonywania dozymetrii *in vivo*. Większą wartość odchylenia standardowego dla pól klinowanych można tłumaczyć szybką zmianą dawki w kierunku klinowanym. Niedokładne umieszczenie detektora w polu promieniowania spowoduje większą procentową różnicę pomiędzy wynikiem pomiaru, a wartością oczekiwaną dla pól klinowanych niż dla pól otwartych.



Ryc. 4. Lokalizacja napromienianego obszaru

Analizowano wyniki, z uwzględnieniem lokalizacji napromienianego obszaru. Wyróżniono obszary: miednica, głowa i szyja, klatka piersiowa, nadobojczyk, sutek, tkanki miękkie (kończyny) i układ pokarmowy. Udział poszczególnych obszarów przedstawiono na Ryc. 4.

Badano procentowe różnice pomiędzy wynikiem pomiaru, a danymi z systemu planowania leczenia, z uwzględnieniem lokalizacji napromienianego obszaru (Ryc. 5). Średnie odchylenie wyniku pomiaru od wartości oczekiwanej dla obszaru miednicy wynosi: -0,7%, odchylenie standardowe 3,6%, odpowiednio dla obszaru głowy i szyi: -2,6% i 3,2%, dla obszaru klatki piersiowej: -2,2% i 3,8%, dla nadobojczyków: -3,6% i 2,5%, dla sutków: -1,7% i 3,3%, dla tkanek miękkich: -1,1% i 3,4%, a dla układu pokarmowego: -1,4% i 3,5%.

Analizowano zależność pomiędzy rodzajem detektora użytego do wykonania pomiarów, a liczbą wyników przekraczających przyjęte granice tolerancji w poszczególnych lokalizacjach napromienianego obszaru. W Tabeli III przedstawiono procentowy udział powtórnych pomiarów, z uwzględnieniem lokalizacji napromienianego obszaru oraz rodzaju użytego detektora. Zamieszczono również podstawowe parametry rozkładu (wartość średnia i odchylenie standardowe).

Z Tabeli IV wynika, iż diody półprzewodnikowe posiadające nakładkę *build-up*, nierozzerwalnie związaną z detektorem, są lepszym narzędziem do wykonywania dozymetrii *in vivo* niż detektory systemu MOSFET, wyposażone przez użytkownika w indywidualne nakładki *build-up*.

Ponadto błąd wyznaczenia współczynnika kalibracji (dwa odchylenia standardowe), przyjęty dla diod pół-

Tab. IV. Porównanie parametrów rozkładu procentowych różnic pomiędzy danymi z systemu planowania leczenia, a wynikami pomiarów wykonanych detektorami MOSFET i diodami półprzewodnikowymi

Lokalizacja	obszar miednicy		obszar głowy i szyi		obszar klatki piersiowej		nadobojczyk		sutek		tkanki miękkie (kończyny)		układ pokarmowy	
	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody	system MOSFET	diody
% powtórnych pomiarów	6,9	5,0	7,5	3,3	12,1	0	21,2	-	8,5	2,1	4,2	0	6,9	0
Liczba pomiarów	2784	159	1975	487	1206	8	862	0	106	47	143	12	233	9
Wartość średnia odchylenia	-0,8	0,2	-2,9	-1,9	-2,2	0,5	-3,6	-	-2,9	0,7	-1,1	0	-1,5	-0,1
SD	3,6	2,9	3,1	3,2	3,8	2,7	2,5	-	2,8	2,9	3,4	2,6	3,5	3,3

przewodnikowych jest o rząd wielkości mniejszy niż dla detektorów typu MOSFET.

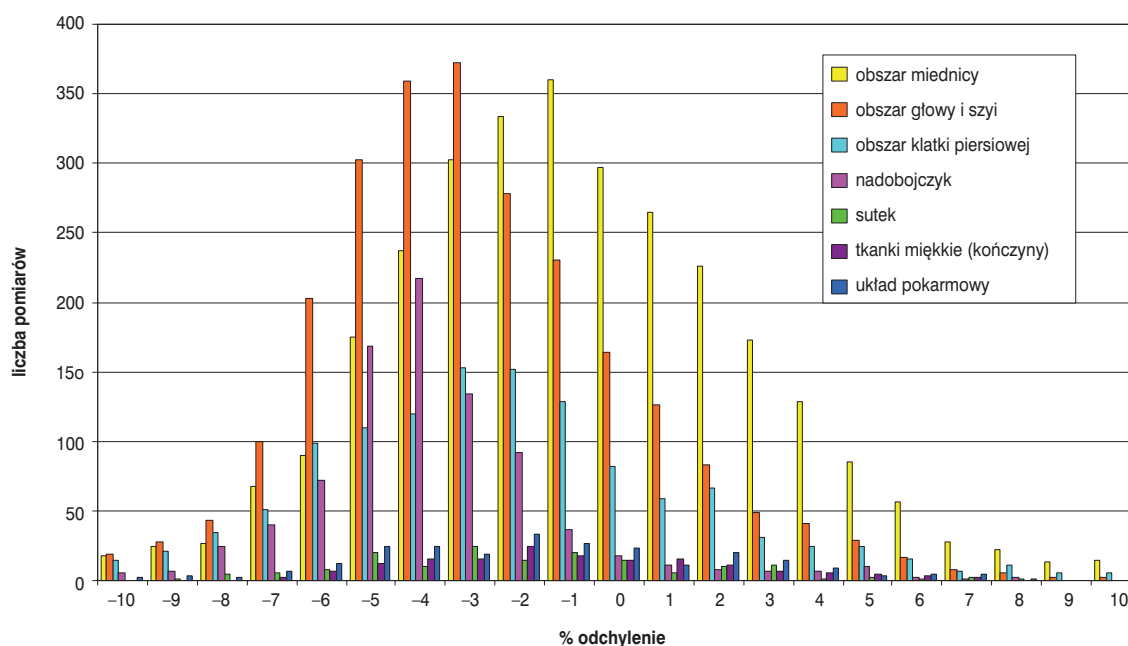
Wyniki pomiarów wykonywanych diodami rzadziej wykazywały poza przyjęte granice tolerancji, niezależnie od lokalizacji napromienianego obszaru. Wartość średnia odchylenia od wartości oczekiwanej pomiarów wykonanych diodami jest bliższa zeru, zaś odchylenie standardowe mniejsze niż dla wyników pomiarów wykonanych detektorami typu MOSFET.

Ujemną wartość średniego odchylenia od wartości oczekiwanej wyników pomiarów wykonanych detektorami MOSFET można tłumaczyć zmianą czułości tych detektorów wraz ze wzrostem zakumulowanej dawki. Podobnej zależności nie obserwowano dla diod półprzewodnikowych.

Najczęstsze przyczyny przekraczania granic tolerancji to niemożliwe do wyeliminowania uwarunkowania

anatomiczne pacjentów: położenie punktu pomiarowego na krzywiźnie ciała (nadobojczyk, rejon głowy i szyi), ruchy oddechowe (obszar klatki piersiowej i miednicy), otyłość pacjentów (obszar miednicy). W technikach wielopolowych (stosowanych np. w radioterapii nowotworów układu pokarmowego) wyniki pomiarów dawki wejściowej przekraczały granice tolerancji z powodu niskiej wartości D_{max} (bliskiej przyjętej wartości granicznej 30 cGy) w większości dostępnych do pomiaru pól.

Spośród wszystkich wykonanych pomiarów *in vivo*, w 9% przypadków wyniki pierwszego pomiaru przekroczyły przyjęte granice tolerancji. Zgodnie z procedurą, w tych przypadkach przeprowadzono postępowanie wyjaśniające (m.in. sprawdzenie poprawności transferu danych z systemu planowania leczenia do karty dozimetrii *in vivo* i do karty pacjenta, niezależną kontrolę liczby



Ryc. 5. Procentowa różnica pomiędzy wynikiem pomiaru *in vivo*, a danymi z systemu planowania leczenia w różnych lokalizacjach napromienianego obszaru

jednostek monitorowych) oraz wykonywano powtarzalne pomiary.

W czterech przypadkach (co stanowi mniej niż 0,05% wszystkich pomiarów) wyniki przekraczające przyjęte granice tolerancji były skutkiem błędów przypadkowych. W trzech przypadkach w planie leczenia nie uwzględniono współczynnika pochłaniania tacy do osłon. Błąd ten powinien zostać wykryty na etapie sprawdzania planu leczenia przed rozpoczęciem radioterapii. Wykryto także jeden przypadek błędu w realizacji planu leczenia (nieprawidłowe SSD), który powinien zostać wykryty przy pomocy kontroli portalowej.

We wszystkich tych przypadkach odtworzono zrealizowane frakcje leczenia i rozkłady dawek. Podjęto działania mające na celu zminimalizowanie skutków błędów, tak by zachowany został efekt terapeutyczny leczenia.

Doniesienia o dozymetrii *in vivo* wykonywanej detektorami Mosfet [5], jak i diodami półprzewodnikowymi [6-8], raportują o podobnym udziale procentowym pomiarów wykraczających poza 5% granice tolerancji, jak wykazany w niniejszym opracowaniu. Ustalony 5% poziom tolerancji jest typowym poziomem reagowania, w innych badaniach nie ustalano odrębnego, podwyższonego poziomu reagowania dla pól klinowanych, co jest zgodne z konkluzją niniejszego opracowania.

Wnioski

Akceleratory medyczne, symulatory, tomografy komputerowe i systemy planowania leczenia podlegają systematycznej kontroli jakości. Celem dozymetrii *in vivo* jest wykrywanie błędów w realizacji standardowej radioterapii, takich jak np. zamiana klina, błąd w ustawieniu SSD. W nowoczesnych ośrodkach teleradioterapii, wyposażonych w systemy zarządzania i weryfikacji, w których wdrożone są procedury kontroli portalowej i niezależnego sprawdzania planów leczenia (jednostek monitorowych), tego rodzaju błędy są praktycznie wyeliminowane. Wyniki analizy pomiarów wykonanych w ciągu niemal 5 lat w Zakładzie Teleradioterapii II Centrum Onkologii – Instytutu w Warszawie na Ursynowie potwierdzają ten fakt. Wykryte cztery przypadki błędów, na 8 031 wykonanych pomiarów (co stanowi mniej niż 0,05%), powinny zostać zauważone na etapie sprawdzania planu leczenia przed rozpoczęciem napromieniania pacjenta lub przy pomocy kontroli portalowej.

W ośrodkach radioterapeutycznych należy położyć nacisk na wdrażanie systemów zarządzania, których poprawność działania powinna być sprawdzona przed rozpoczęciem użytkowania. Weryfikacja portalowa, wykonywana z wykorzystaniem pól terapeutycznych i ortogonalnych, powinna być obowiązkowym elementem nowo-

czesnej radioterapii. Te dwie metody kontroli jakości, wykorzystywane niezależnie od siebie, są skuteczniejsze niż dozymetria *in vivo*.

Wartości średnie odchylenia od wartości oczekiwanej dawki oraz odchylenia standardowe dla pól klinowanych sugerują, że przyjmowanie szerszego przedziału tolerancji niż dla pól otwartych nie jest uzasadnione.

Omówiona w artykule metoda dozymetrii *in vivo* nie znalazła do tej pory rutynowego zastosowania w kontroli jakości radioterapii stereotaktycznej i IMRT, ze względu na specyfikę tych procedur.

Rutynowe wykonywanie dozymetrii *in vivo* podnosi koszty procedur medycznych, a także wydłuża czas trwania seansu terapeutycznego, co w wysokospecjalistycznych, wielopolowych technikach napromieniania może skutkować pogorszeniem jakości napromieniania. Potencjalne korzyści są niewspółmierne do poniesionych nakładów. Czas, poświęcany codziennie na wykonywanie dozymetrii *in vivo*, mógłby być przeznaczony na napromienienie dwóch lub trzech pacjentów dziennie więcej (w zależności od stopnia złożoności planu leczenia), na każdym z aparatów terapeutycznych.

Dr n. fiz. Wojciech Bulski

Zakład Fizyki Medycznej

Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie

ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa

Piśmiennictwo

- Scalchi P, Francescon P. Calibration of a Mosfet detection system for 6 MV *in vivo* dosimetry. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1998; 40: 987-93.
- Instrukcja obsługi systemu weryfikacji dawki *in vivo* MOSFET 20 (2001).
- Huyskens D, Bogaerts R, Verstraete J i wsp. Practical Guidelines for the implementation of *in vivo* dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose). *ESTRO Physics booklet* 2001; No 5.
- Rikner G, Rusell R. General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 1987; 32: 1109-117.
- Dybek M, Łobodziec W, Iwanicki T i wsp. Detektory MOSFET jako narzędzie do weryfikowania dawek promieniowania X w radioterapii. *Rep Pract Oncol Radiother* 2004; 9: 45-50.
- Fiorino C, Corletto D, Mangaili P i wsp. Quality assurance by systematic *in vivo* dosimetry: results on a large cohort of patients. *Radiother Oncol* 2000; 56: 85-95.
- Noel A, Aletti P, Bey P i wsp. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic *in vivo* dosimetry. *Radiother Oncol* 1995; 34: 144-51.
- Adeyemi A, Lord J. An audit of radiotherapy patient doses measured with *in vivo* semiconductors. *Br J Rad* 1997; 70: 399-408.

Otrzymano: 14 lipca 2010 r.

Przyjęto do druku: 13 października 2010 r.