



Porównanie detektorów dedykowanych małym polom w radioterapii

Compare radiation detectors dedicated to dosimetry in small photon fields in radiotherapy

Katarzyna Świątek, Bartosz Pawałowski, Adam Ryczkowski

Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 500 475 318, e-mail: katarzyna.swiatek@wco.pl

Streszczenie

Abstract

Wstęp: Małe pola w radioterapii odgrywają coraz większą rolę w leczeniu onkologicznym pacjentów. Ich coraz większe znaczenie przekłada się na konieczność dokonywania jak najdokładniejszych pomiarów. W tym celu wybrany detektor musi spełniać odpowiednie warunki, by nie wprowadzać błędów do dokonywanego pomiaru. Prezentowana praca ma na celu porównanie różnych typów detektorów wykorzystanych do pomiaru charakterystyki wiązek dla małych pól.

Materiały i metody: Do pomiaru wykorzystano pięć detektorów – dwa detektory półprzewodnikowe: microDiamond oraz Diode E, trzy komory jonizacyjne różniące się wymiarami objętości czynnej: SemiFlex 3D, SemiFlex oraz PinPoint 3D. Wybrane detektory wykorzystano do pomiaru Procentowej Dawki Głębokościowej, profili wiązki oraz współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola. Dane zebrane podczas pomiarów zestawiono z krzywymi otrzymanymi przy pomocy algorytmu Monte Carlo, które przyjęto jako wartości referencyjne.

Wyniki: Zebrane pomiary porównano między detektorami a symulacją Monte Carlo. Wartości uzyskane przy pomocy programu Mephysto firmy PTW zestawiono przy pomocy funkcji porównania krzywych, która pozwoliła na wyznaczenie wykresów różnicy.

Dyskusja: Wartości uzyskane z analizy zmierzonych krzywych oraz wykonane wykresy różnicy porównano dla różnych detektorów. Dla analizowanych detektorów krzywe różnicy zaprezentowano w formie wykresów oraz tabel i wyznaczono z nich detektor charakteryzujący się najmniejszymi wartościami. W przypadku wszystkich porównywanych wielkości najmniejsze różnice wyznaczono dla detektora microDiamond.

Podsumowanie: Przeprowadzone pomiary pozwoliły na wyznaczenie jako najbardziej adekwatnego detektora do pomiaru małych pól detektora półprzewodnikowego microDiamond.

Słowa kluczowe: dozymetria, dozymetria małych pól, detektory, microDiamond, PDG, profile wiązki, Monte Carlo

The small photon fields have been used more often in clinical practice in the past few years. The most accurate measurement is needed with the increase of their values in treatment. In that case, the proper radiation detector must be used for all of the measurements. The presented paper compares different types of radiation detectors used to perform beam characteristic curves in small fields.

Methodology: Type of the used detectors were – two semiconductor detectors: microDiamond and Diode E, and three ion chambers, which have different sizes of sensitive volumes: SemiFlex 3D, SemiFlex and PinPoint 3D. All of them were used to perform the measurements of Percentage Depth Dose (PDD), beam profiles and output factors. Measured data compared with reference curves from Monte Carlo simulation.

Results: Collected measurements compare to each other and Monte Carlo simulation. In PTW Mephysto all data was compared by using compare beam data function. In this way, we received the difference graphs.

Discussion: For all types of detectors, obtain values were compared. The difference graphs were presented and the main values were put into a table. The lowest scores were highlighted and the detector from which those scores comes was chosen. For all presented measurements, the best score was presented for the microDiamond detector.

Summary: Performed measurements shown that the most accurate detector for measurement in small photon fields was microDiamond.

Key words: dosimetry, small field dosimetry, radiation detectors, microDiamond, PDD, beams profile, Monte Carlo algorithm

otrzymano / received:

15.03.2023

poprawiono / corrected:

18.04.2023

zaakceptowano / accepted:

18.04.2023



Wprowadzenie

Szybka oraz precyzyjna diagnoza przyczyniła się do obserwowanego w ostatnich latach wzrostu liczby pacjentów, u których zdiagnozowano nowotwory o niewielkich rozmiarach. W przypadku kwalifikacji do radioterapii, zmiany takie wymagają zastosowania podczas leczenia bardzo małych pól wiązek promieniowania jonizującego. Współcześnie dzięki postępowi technologicznemu akceleratory medyczne umożliwiają precyzyjne dostarczanie wysokich dawek promieniowania nawet do niewielkich obszarów. Historycznie leczenie takie, ze względu na sposób lokalizowania zmiany nowotworowej, które porównywane było do stereotaktycznych zabiegów neurochirurgicznych, przyjęto nazwę radioterapia stereotaktyczna. Dzisiejsze akceleratory są w stanie nie tylko dopasować idealnie kształt wiązki do leczonej zmiany (dzięki kolimatorom), ale także kontrolować i śledzić ruchy pacjenta, których nie jesteśmy w stanie wyeliminować (przykładowo ruchy związane z oddechem). Dzięki temu możliwe jest włączenie promieniowania tylko w wybranym położeniu obszaru napromienianego względem pozostałych zdrowych struktur, które powinny otrzymać jak najmniejszą możliwą dawkę promieniowania. Wraz z wdrażaniem do praktyki klinicznej małych pól promieniowania jonizującego koniecznym stało się dokonywanie ich pomiarów dozymetrycznych. Wykonanie takich pomiarów zarówno w trakcie wdrażania akceleratora do pracy klinicznej, pomiarów weryfikacyjnych planów leczenia i testów zapewniających stałą jakość działania akceleratora wiąże się z wystąpieniem pewnych trudności, które wpływają na mierzoną dawkę. Wszelkie zaburzenia pomiarów realizowanych dla małych pól doprowadziły do konieczności określenia nowych wytycznych dokonywania pomiarów dozymetrycznych, uwzględniających małe pola oraz warunki niereferencyjne celem uzupełnienia raportu TRS 398 Międzynarodowej Agencji Atomistyki IAEA [1]. Zaproponowano zalecenia oraz metodykę pomiarową, tworząc raport TRS 483 [2], który obecnie stanowi podstawowe źródło wiedzy o pomiarach, które realizowane są w przypadku, gdy mamy do czynienia z małym polem promieniowania.

Rozmiar pola można zdefiniować na dwa sposoby: jako geometryczny rozmiar pola oraz rozmiar pola promieniowania. Geometryczny rozmiar pola zdefiniowany jest poprzez projekcję świetlną pola ukształtowanego przez kolimator w płaszczyźnie prostopadłej do osi wiązki, natomiast pole promieniowania zdefiniowane jest przez wymiary napromienianego obszaru ograniczonego przez odpowiednią izodozę. Dla normalnych wielkości wiązek szerokość połówkowa FWHM (Full Width at Half Maximum) zdefiniowana na poziomie 50% dawki jest równa geometrycznemu rozmiarowi pola. W przypadku małych pól ze względu na częściowe zastąpienie źródła promieniowania relacja ta ulega zaburzeniu ze względu na redukcje dawki w centralnej części wiązki. W takim przypadku wielkość pola zdefiniowana w 50% dawki nie jest równa z wielkością geometryczną pola określoną przez kolimator.

Zgodnie z raportem IAEA 483, aby określić pole jako małe, muszą być spełnione określone warunki. Głównym warunkiem opisującym małe pola jest utrata bocznej równowagi elektronowej. Zachodzi on w przypadku, gdy szerokość połówkowa lub promień wiązki jest mniejszy niż maksymalny zasięg elektronów wtórnych, które mogą mieć wymierny wpływ na dawkę absorbowaną. Warunek ten doprowadził do wprowadzenia parametru, który wyznacza zależność między minimalnym wymiarem detektora a wielkością pola, dla których zachowana zostanie równowaga elektronowa. Przy zachowanej równowadze elektronowej dawka zaabsorbowana będzie równa KERMIE kolizyjnej. Parametr ten zależy od jakości wiązki promieniowania (TPR lub PDG), a zależność ta określana jest przez wzór (1):

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382 \quad (1)$$

Gdy jakość wiązki określona jest przez Procentową Dawkę Głębokościową (PDG), wzór na r_{LCPE} ma postać:

$$r_{LCPE} = 77.97 \times 10^{-3} \times PDG_{20,10} - 4.112 \quad (2)$$

Parametr ten można bezpośrednio porównać z szerokością połówkową FWHM pola w przypadku dozymetrii małych pól, a relację między tymi parametrami opisuje poniższe równanie:

$$FWHM \geq 2r_{LCPE} + d \quad (3)$$

Warunek ten przekłada się na konieczność spełnienia określonych wymiarów, by możliwe było wykonanie pomiarów. Szerokość połówkowa musi być większa bądź równa sumie podwojonego zasięgu elektronów wtórnych i największego wymiaru użytego detektora d . Przykładowo dla TPR_{20,10} dla wiązki 6 MV równego 0,6666 zasięg elektronów r_{LCPE} wynosi 12 mm, zgodnie z równaniem 1. Jeżeli do pomiaru wykorzystamy detektor microDiamond o średnicy 2,2 mm i grubości objętości czynnej 1 μ m oraz objętości ściany detektora 0,101 g/cm², której materiał ma gęstość 3,52 g/cm³, to uwzględniając grubość ściany równą 0,3 mm zgodnie z równaniem 3, otrzymamy FWHM $\geq 26,8$ mm.

Kolejny warunek, wspomniany wcześniej, dotyczy kształtowania pola, na które wpływ mają systemy kształtujące wiązkę, które podczas kształtowania tak małego pola mogą spowodować zastąpienie źródła promieniowania i nałożenie się w obszarze pola promieniowania półcieni wiązki.

Każdy z tych warunków wpływa na wynik pomiaru otrzymywany przy pomocy detektorów. By możliwe było otrzymanie dawki zgodnej z dawką realnie deponowaną w punkcie, w którym znajduje się detektor oraz by sprostać warunkom pomiarowym małych pól, należy odpowiednio dobrać detektor, by zmierzony przy jego pomocy sygnał był jak najbardziej zgodny z wartością rzeczywistą. Prawidłowo dobrany detektor musi charakteryzować się jak najmniejszą objętością czynną. Im mniejsze mierzone pole, tym mniejsza powinna być objętość czynna detektora. W ofercie detektorów dostępne są zarówno komory jonizacyjne, jak i detektory półprzewodnikowe o małych objętościach czynnych. W prezentowanej pracy dokonano porównania pięciu detektorów firmy PTW Freiburg. Przy ich pomocy wykonano pomiary procentowej dawki głębokościowej, profili wiązki oraz współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola. Zebrane pomiary zestawiono z danymi otrzymanymi przy pomocy



algorytmu Monte Carlo i wybrano detektor, przy pomocy którego uzyskano wartości zmierzonej dawki najbardziej zbliżone do wartości wygenerowanych przez algorytm.

Materiały i metody

Detektory wykorzystane do przeprowadzonych pomiarów procentowej dawki głębokościowej, profili wiązek i współczynników zależności mocy dawki od wielkości pola wybrano z firmy PTW Freiburg (PTW Freiburg, Niemcy). Kryterium wyboru była wielkość objętości czynnej detektora oraz wartość najmniejszego pola, w którym według producenta detektor mógł być wykorzystywany. Na tej podstawie wybrano trzy komory jonizacyjne: SemiFlex 3D, SemiFlex 0,125 cm³, PinPoint 3D oraz dwa detektory półprzewodnikowe: Diodę E oraz microDiamond, które zaprezentowano na rycinie 1. Parametry opisujące detektory przedstawiono w tabeli 1. Detektory PinPoint 3D oraz microDiamond zgodnie ze wskazaniami producenta mogą być wykorzystywane do pomiaru małych pól. Dla tych detektorów w katalogu pojawia się dodatkowa wartość, która opisuje, jaki najmniejszy może być bok pola kwadratowego, by uzyskiwać realne wartości mierzonych dawek.

Tabela 1 Zestawienie parametrów opisujących wybrane detektory

NAZWA KOMORY	ROZMIAR POLA	MAŁE POLA	OBJĘTOŚĆ CZYNNA	WYMIARY OBJĘTOŚCI CZYNNEJ
PinPoint® 3D Typ 31022	(2 x 2) cm ² ... (40 x 40) cm ²	do 0,8 cm	0,016 cm ³	promień 1,45 mm długość 2,9 mm
Dioda E Typ 60017	(1 x 1) cm ² ... (10 x 10) cm ² ... (1 x 1) cm ² ... (40 x 40) cm ²	-	0,03 mm ³	przekrój kołowy 1 mm ² grubość 30 μm
microDiamond Typ 60019	(1 x 1) cm ² ... (40 x 40) cm ²	do 0,4 cm	0,004 mm ³	promień 1,1 mm grubość 1 μm
Semiflex 3D Typ 31021	(2.5 x 2.5) cm ² ... (40 x 40) cm ² (3.0 x 3.0) cm ² ... (40 x 40) cm ² ≥ 18 MV	-	0,07 mm ³	promień 2,4 mm długość 4,8 mm
0,125 cm ³ Semiflex Typ 31010	(3 x 3) cm ² ... (40 x 40) cm ²	-	0,125 cm ³	promień 2,75 mm długość ,65 mm

Źródło: [4].

Pomiary zostały wykonane na akceleratorze liniowym TrueBeam firmy Varian (Varian by Siemens Healthineers Company, Germany), który dysponuje czterema energiami dostępnymi klinicznie 6 MV, 6FFF MV, 10FFF MV oraz 15 MV. Detektory pomiarowe umieszczano w fantomie wodnym BeamScan (PTW, Freiburg, Germany). Do kształtowania wielkości pola promieniowania wykorzystano tylko szczęki akceleratora. Zakres mierzonych pól rozpoczął się od najmniejszej wartości, jaka jest możliwa na akceleratorze, czyli od wartości boku pola równiej 0,5 cm do wartości granicznej dla małych pól promieniowania, czyli dla pola o boku równym 4 cm. Ze względu na to, że wymiary mierzonych pól były niewielkie, nie można było wykorzystać detektora referencyjnego, który pozwoliłby na zniwelowanie zaburzeń pomiarowych. Detektor taki umieszcza się w powietrzu, nad fantomem wodnym i ustawia się go tak, by znajdował się on w rogu pola promieniowania. W przypadku małych pól nawet niewielka część detektora umieszczona w wiązce mogłaby zaburzyć pomiar z detektora głównego, którego rozmiar w niektórych przypadkach może być większy niż samo pole promieniowania. Pomiaru procentowej dawki głębokościowej dokonywano od głębokości 350 mm do powierzchni wody, natomiast profili wiązki oraz współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola

na głębokościach przyjętych za głębokości referencyjne dla danych efektywnych potencjałów przyspieszających. Dla wiązki 6 MV dokonywano pomiaru na głębokości 50 mm, a dla wiązek 10 i 15 MV na głębokości 100 mm. Dokonując pomiaru profili wiązki, detektor przesuwano w dwóch osiach w fantomie wodnym, natomiast dla pomiaru współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola detektory pomiarowe nie wykonywały żadnego ruchu. Programem, w którym ustawiano parametry



Ryc. 1 Detektory wybrane do dokonania pomiarów (od lewej): microDiamond, Dioda E, PinPoint 3D, SemiFlex 0,125 cm³, SemiFlex 3D

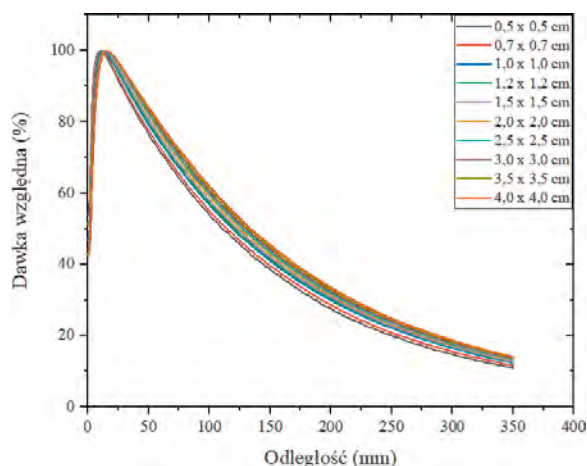
Źródło: Własne.

dotyczące zarówno pomiaru, jak i detektora oraz w którym otrzymywano wyniki zmierzonych wiązek, był program Mephisto mc² firmy PTW Freiburg. Parametry wykonywanych pomiarów, które w programie Mephisto były określane, to między innymi głębokość, wielkość pola promieniowania, jaki był nominalny potencjał przyspieszający wiązki oraz odległość między punktami pomiarowymi i czas zbierania sygnału przez detektor w tych punktach. Wartości uzyskane z programu Mephisto zaimportowano do programu OriginPro 2020 (OriginLab Corporation, USA), który pozwolił na wygenerowanie wykresów wszystkich mierzonych charakterystyk. Wartości referencyjne uzyskano przy pomocy algorytmu Monte Carlo, ze względu na to, że algorytm ten jest uważany jako najbardziej adekwatny model obliczeniowy dla promieniowania penetrującego dany ośrodek. Z tego względu wszystkie zebrane dane weryfikowano z tymi wartościami.

Wyniki

Procentowa dawka głębokościowa

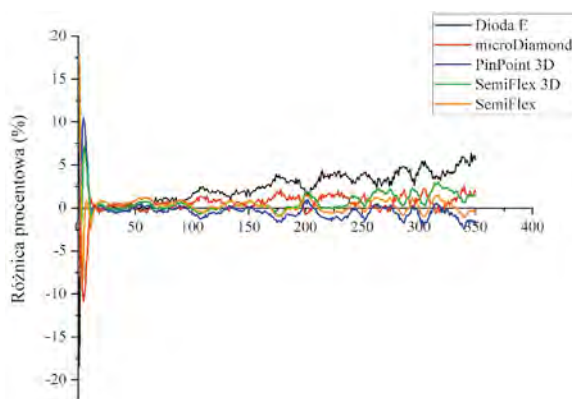
Wartości procentowej dawki głębokościowej zmierzono dla każdego potencjału przyspieszającego dostępnego w wykorzystanym akceleratorze. Głównej analizie poddano dane uzyskane dla pola promieniowania o wymiarach 2 na 2 cm ze względu na fakt, że mniejsze pola są rzadko wykorzystywane klinicznie. Mniejsze pola sprawiają także trudności w odpowiedniej weryfikacji dozymetrycznej, która jest niezbędna, by leczenie w zaplanowanych warunkach zostało zrealizowane. Wykresy krzywych procentowej dawki głębokościowej dla wszystkich małych pól generowanych przy pomocy szczęk pokazano na rycinie 2.



Ryc. 2 Procentowa dawka głębokościowa zmierzona przy pomocy detektora microDiamond
Źródło: Własne.

Im mniejsze pole promieniowania, tym większymi zaburzeniami w pomiarze obarczone są prezentowane krzywe. Pomimo wprowadzenia dłuższego czasu zbierania sygnału w punkcie pomiarowym wraz z malejącym wymiarem pola nie udało się

wyeliminować perturbacji w zbieranych pomiarach. Ze względu na podobny wygląd krzywych zebranych dla pozostałych potencjałów przyspieszających, wartości poddane analizie z danymi pochodzącymi z algorytmu Monte Carlo wybrano dla wymiaru pola 2 na 2 cm. Do analizy różnicy procentowej między pomiarem a wartościami obliczonymi posłużył program Mephisto. Dzięki funkcji porównywania danych otrzymano krzywe prezentujące różnice procentowe. Przedstawienie takich krzywych dla potencjału przyspieszającego 6 MV dla wszystkich detektorów pokazano na rycinie 3.



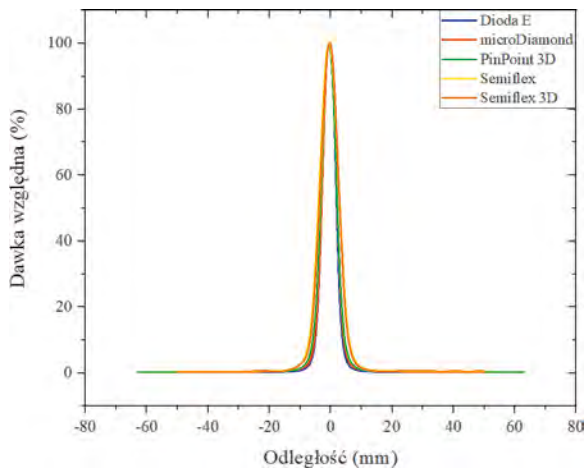
Ryc. 3 Różnica procentowa między algorytmem Monte Carlo a poszczególnymi detektorami dla wiązki 6 MV
Źródło: Własne.

Zestawiając krzywe dla każdego potencjału i dla każdego detektora, oszacowano, że najmniejsze różnice pojawiają się dla wartości zebranych przy pomocy detektora microDiamond.

Profile wiązek

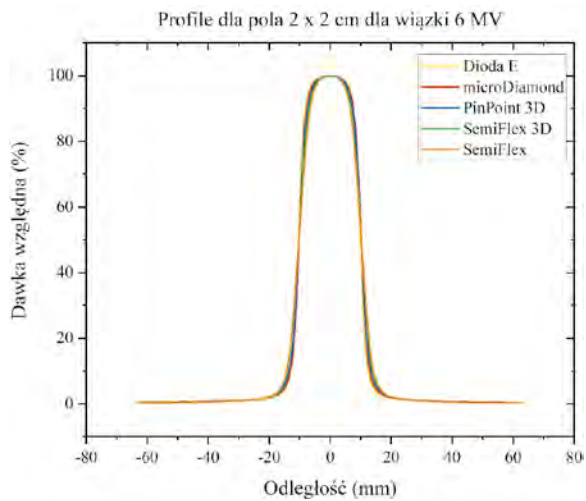
W zależności od wartości potencjału przyspieszającego profile wiązek mierzono na głębokości 50 lub 100 mm. Pomiaru dokonywano tylko dla osi x względem gantry, czyli definiowanej przez szczękę x. Głównymi parametrami podlegającymi ocenie są symetria krzywej oraz płaskość dla wiązek wykorzystujących filtr spłaszczający. Dla wiązek bez filtra spłaszczającego ocenia się głównie symetrię. Pod kątem oceny małych pól promieniowania na podstawie profili wiązki jesteśmy w stanie zaobserwować efekt uśredniania dawki, czyli poszerzenie obszaru półcienia z jednoczesnym zaniżeniem wartości dawki maksymalnej. Efekt ten dla wykorzystywanych w pomiarach detektorów pokazano na rycinie 4 dla pola najmniejszego o wymiarach 0,5 na 0,5 cm oraz na rycinie 5 dla pola 2 na 2 cm.

Dla analizowanych profili wyznacza się w programie Mephisto wielkości opisujące dane krzywe. Wartości dla tych danych przedstawiono w tabeli 2, gdzie dla każdego detektora wyznaczono z pomiarów rozmiar pola w odległości SID, rozmiar pola, półcień lewy oraz prawy, symetria i płaskość (dla wiązek z filtrem spłaszczającym). Przedstawione dane dotyczą krzywych mierzonych dla pola promieniowania 2 na 2 cm.



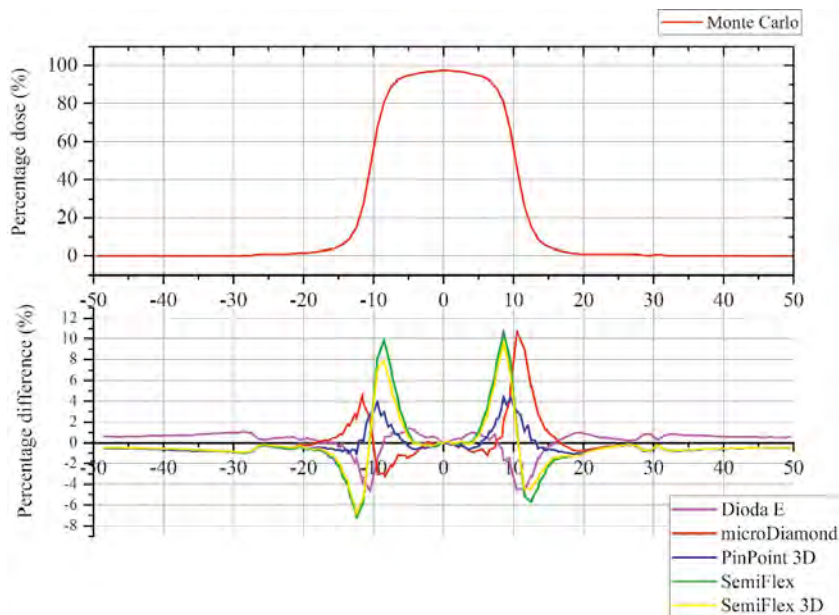
Ryc. 4 Profile wiązek dla wielkości pola 0,5 x 0,5 cm o potencjale przyspieszającym 6 MV

Źródło: Własne.



Ryc. 5 Profil dla pola 2 x 2 cm dla wiązki 6 MV

Źródło: Własne.



Ryc. 6 Zestawienie różnicy procentowej między profilami wyznaczonymi z pomiarów przy wykorzystaniu detektorów i symulacji Monte Carlo dla pola 2 x 2 cm względem profilu wyznaczonego algorytmu Monte Carlo

Źródło: Własne.

Tabela 2 Zestawienie parametrów opisujących profile wiązki dla pola 2 x 2 cm

Energia	Parametry profilu wiązki	Monte Carlo	Dioda E	micro-Diamond	PinPoint 3D	SemiFlex 3D	SemiFlex
6 MV	Rozmiar pola [cm]	2,074	2,03	2,04	2,04	2,05	2,05
	Półcień lewy [mm]	3,38	2,84	3,16	3,57	4,64	4,87
	Półcień prawy [mm]	3,40	2,82	3,14	3,56	4,61	4,83
	Płaskość [%]	7,60	6,51	7,28	8,57	11,38	11,82
	Symetria [%]	0,37	1,18	0,86	0,65	1,09	0,18
	Rozmiar pola w odległości SID [cm]	2,043	1,93	1,94	1,95	1,96	1,95

Źródło: Własne.

Wyznaczone profile dla pola 2 x 2 cm porównano z profilem dla takiej samej wielkości pola wyznaczonym przy pomocy algorytmu Monte Carlo. Wyniki tego zestawienia pokazano na rycinie 6.

Współczynnik zależności mocy dawki od wielkości pola

W przeciwieństwie do poprzednich prezentowanych pomiarów wartość współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola mierzono przy wykorzystaniu tylko microDiamonda, PinPointa 3D oraz SemiFlexa. Pomiar tej wartości odbywał się bez ruchu detektora przy zadanej liczbie jednostek monitorowych. Celem pomiarów było uzyskanie stosunku dawki w różnych wielkościach pola w stosunku do pola referencyjnego o wymiarach 10 na 10 cm, zgodnie z raportem IAEA 398. Zebrane wartości mierzonych dawek zestawiono z danymi uzyskanymi przy pomocy algorytmu Monte Carlo. W tabelach 2, 3 oraz 4 przedstawiono różnice między wartościami zmierzonymi przy pomocy detektorów a wartościami referencyjnymi.

**Tabela 3** Różnica procentowa dla współczynników zależności mocy dawki od wielkości pola dla detektora PinPoint 3D

PinPoint 3D	Crossplane (X)						
	2	3	4	5	7	10	
Inplane (Y)	2	-0,02	0,41	1,19	1,36	1,41	1,37
	3	-0,11	0,28	1,50	0,73	1,23	-0,07
	4	0,27	0,21	-0,10	0,10	0,88	0,45
	5	-0,20	0,61	0,86	0,34	0,29	-0,71
	7	0,04	0,50	0,80	-0,25	-0,26	-0,48
	10	-0,94	-0,32	1,10	0,59	0,35	0,00

Źródło: Własne.

Tabela 4 Różnica procentowa dla współczynników zależności mocy dawki od wielkości pola dla detektora SemiFlex

SemiFlex	Crossplane (X)						
	2	3	4	5	7	10	
Inplane (Y)	2	0,48	0,81	1,39	1,56	1,41	1,37
	3	0,09	0,39	1,50	0,73	1,13	-0,47
	4	0,47	0,21	-0,10	0,10	0,68	0,25
	5	0,00	0,71	0,86	0,24	0,09	-0,91
	7	0,14	0,50	0,80	-0,35	-0,36	-0,58
	10	-0,74	-0,22	1,10	0,49	0,05	0,00

Źródło: Własne.

Tabela 5 Różnica procentowa dla współczynników zależności mocy dawki od wielkości pola dla detektora microDiamond

microDiamond	Crossplane (X)						
	2	3	4	5	7	10	
Inplane (Y)	2	-0,98	-0,22	0,54	0,82	0,74	1,06
	3	-0,75	-0,12	1,15	0,38	0,92	-0,50
	4	-0,30	-0,15	-0,47	-0,16	0,44	0,17
	5	-0,77	0,35	0,58	0,21	-0,08	-1,00
	7	-0,72	0,20	0,43	-0,57	-0,62	-0,80
	10	-1,58	-0,62	0,74	0,24	-0,14	0,00

Źródło: Własne.

Dyskusja

Na podstawie zebranych danych dokonano analizy względem zgodności wartości zmierzonych z wartościami pochodzącymi z algorytmu Monte Carlo. Zgodnie z założeniem dla małych pól im mniejsza objętość czynna detektora, tym mniejszy efekt uśredniania dawki obserwujemy w dokonywanych pomiarach. Im większe pole promieniowania, tym coraz mniejsze różnice między krzywymi obserwuje się między mierzonymi wartościami. Największe zaburzenia pomiaru i trudności w dokonaniu pomiarów sprawiały pola poniżej 1 cm na 1 cm. Przy dokonywaniu pomiarów profili wiązek ważne jest, by detektor był jak najlepiej wypozycjonowany względem osi wiązki. W przypadku małych pól taki efekt przesunięcia detektora jest bardzo widoczny i pomiar taki nie można poddać analizie. W celu wyeliminowania tego typu niepewności pomiarowej wynikającej ze złego ustawienia detektora przeprowadza się dodatkowo przez protokół CAX (central axis), pozwalający na ustawienie przy pomocy programu Mephysto pozycji detektora względem osi wiązki. Protokół ten polega na zmierzeniu na dwóch głębokościach: 50 i 150 mm profili wiązki w osi x oraz y (odpowiednio crossplane i inplane), z których wyznacza się przesunięcie od osi wiązki. Protokół ten pozwala precyzyjnie wyznaczyć położenie detektora dla większych pól, w których niewielkie różnice w położeniu względem

środku wiązki nie wpływają aż tak na wynik pomiaru. W przypadku małych pól najmniejsze różnice są niezwykle widoczne, dlatego ważne jest precyzyjne ustawienie detektora.

Na rycinie 3 przedstawiono porównanie wartości zmierzonych do wartości otrzymanych z algorytmu Monte Carlo dla potencjału przyspieszającego 6 MV oraz pola 2 na 2 cm. Dla każdej krzywej przeanalizowano wartości tak, by wyznaczyć, dla którego detektora uzyskano najmniejsze różnice procentowe. W ten sam sposób porównywano wartości dla pozostałych potencjałów przyspieszających. W zależności od wykorzystywanych wiązek odpowiedź detektorów była różna względem wartości referencyjnych. Największe odchylenia od wartości uzyskanych z algorytmu Monte Carlo otrzymano dla wiązki o potencjale 6 MV bez filtra spłaszczonego. Zestawiając wszystkie wiązki, można zauważyć, że największe odchylenia w różnicy procentowej pojawiają się dla detektorów SemiFlex i SemiFlex 3D. Najmniejsze odchylenia pojawiały się dla detektorów półprzewodnikowych, z których najmniejsze różnice uzyskano dla detektora microDiamond.

Następnym etapem była analiza pomiarów dla profili wiązek. Zestawiano profile dla każdego detektora, dla każdej wielkości pola promieniowania oraz dla potencjału przyspieszającego 6 MV. W tabeli 2 pokazano wartości opisujące krzywe zmierzone w polu 2 na 2 cm. Wyznaczone z pomiarów rozmiary pola promieniowania (pierwszy wiersz) nie różnią się znacząco między detektorami. Bliższe wartości do rozmiaru pola promieniowania określanego przez szczękę aparatu uzyskano dla detektorów półprzewodnikowych. Ponadto największe różnice w analizowanych parametrach pomiarów widać dla wielkości półcieni. Im większy detektor, tym większe obszary półcienia. Ze względu na małą objętość czynną detektora microDiamond uzyskano najlepsze dopasowanie profili wiązek, które podlegały najmniejszemu wpływowi efektu objętościowego. Na podstawie ryciny 6 widać, że pomiary wykonane przy pomocy mniejszych detektorów charakteryzują się mniejszą różnicą procentową w zestawieniu z krzywą uzyskaną z Monte Carlo.

Przeprowadzono analizę wyników dla współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola, których różnice między algorytmem a pomiarem pokazano w tabelach 2, 3 oraz 4. Wyniki zaprezentowane dla pól o wymiarach od 2 na 2 cm do 10 na 10 cm, które traktujemy jako wartość, do której chcemy mieć skalibrowaną wydajność aparatu. Pola poniżej 2 na 2 cm są rzadko używane w praktyce klinicznej, dlatego nie brano ich pod uwagę podczas pomiarów. Dodatkowo należy też zwrócić uwagę, że wartość współczynnika dla pola 2 na 3 cm i 3 na 2 cm nie jest taka sama. Taka zależność wynika z ułożenia szczęk w głowicy akceleratora, które nie są na jednej wysokości, wobec czego inaczej oddziałują z generowanym promieniowaniem. Taka zależność przekłada się na inną wartość dawki zmierzoną przez detektor. Biorąc pod uwagę tylko wartości dla pól poniżej granicznej wartości definicyjnego małego pola, najlepsze dopasowanie uzyskuje się podobnie jak w poprzednich dwóch mierzonych charakterystykach dla detektora microDiamond.

W materiałach źródłowych [6, 10] detektor microDiamond jest najczęstszą rekomendacją, jeżeli chodzi o dozymetrię




Piśmiennictwo

małych pól. Wynika to przede wszystkim z jego małej objętości czynnej, która najlepiej sprawdza się do pomiaru małych pól. Dodatkowym atutem tego detektora jest fakt, że materiał jego jest zbliżony do wody, co jest ważnym aspektem w dozymetrii. Zasięg elektronów wytworzonych w materiale detektora jest mniejszy niż w przypadku komór jonizacyjnych. W przypadku małych pól dla większości detektorów stosuje się współczynniki korekcyjne, które mają zniwelować wpływ efektu objętościowego na rejestrowane pomiary. Współczynniki te zostały podane w raporcie IAEA 483 oraz różni autorzy podają swoje wartości współczynników. Zastosowanie tych współczynników ma na celu zbliżenie wartości do modelu obliczeniowego w systemie planowania leczenia. Wprowadzenie poprawnych danych jest konieczne, by planowane rozkłady dawek były realne z tymi, które będą realizowane na akceleratorze. Każdy akcelerator na początku pracy ma mierzone wartości PDG, profili oraz wydajność tak, by w kolejnych pomiarach, związanych z przeglądami, można było weryfikować poprawność tych wielkości i ewentualnie korygować wszelkie zmiany. Wynika to z tego, że pierwsze pomiary zostały wprowadzone do systemu planowania leczenia.

Dobór odpowiedniego detektora, by jak najlepiej zmierzyć wartości PDG, profili oraz współczynnika zależności mocy dawki od wielkości pola jest niezmiernie ważny, by prawidłowo wprowadzić poprawne dane do systemu planowania leczenia. W przypadku, gdyby wprowadzone dane obarczone były efektem objętościowym, plany obliczane na ten akcelerator nie byłyby poprawne z tym, co akcelerator realizowałby zgodnie z danymi wygenerowanymi z TPSu. Taka sytuacja doprowadziłaby do nieprawidłowości, które mogłyby być wyłapanie na etapie dokonywania dozymetrii klinicznej. W rezultacie algorytm wykorzystywany do obliczania dawek w systemie planowania leczenia nie odzwierciedlałby maszyny, której pomiarów dokonaliśmy i której model chcieliśmy wprowadzić. W przypadku leczenia stereotaktycznego wszelkie nieprawidłowości w realizowanych seansach terapeutycznych byłyby wielką szkodą dla pacjenta ze względu na wysokość dostarczanych dawek. Z tego powodu dozymetria małych pól jest niezwykle ważnym zagadnieniem, które w ciągu najbliższych lat będzie nieustannie rozwijane i poszerzane o kolejne udoskonalenia w stosunku do zaleceń stosowanych dla standardowych pól promieniowania. Na obecną chwilę możliwe jest wykorzystywanie jak najbardziej adekwatnych detektorów promieniowania oraz wykorzystywanie współczynników korekcyjnych zgodnie z raportem TRS 483.

Podsumowanie

Przeprowadzone pomiary procentowej dawki głębokościowej, profili wiązek oraz współczynnika zależności wartości mocy dawki od wielkości pola wskazują, że dla małych pól promieniowania wykorzystywanych w radioterapii najbardziej adekwatnym detektorem jest microDiamond. Jest to detektor, który najmniej podlega występowaniu efektu objętościowego, który ma ogromny wpływ na zaburzenie wartości dawki. 

1. P. Andreo, D.T. Burns, K. Hohlfeld, M.S. Huq, T. Kanai, F. Laitano, V. Smyth, S. Vynckier: *IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, International Atomic Energy Agency IAEA, Wiedeń 2000.
2. IAEA TRS-483 *Dosimetry of small fields used in external beam radiotherapy an international code of practice for reference and relative dose determination*, International Atomic Energy Agency IAEA, Wiedeń 2017.
3. *Small Field Dosimetry Application Guide*, PTW Freiburg.
4. *Detectors Including Codes of Practice*, PTW Freiburg, 2019/2020.
5. J. Seco, M. Partridge: *Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging*, Physics in Medicine and Biology, 09, 2014.
6. H. Keivan, D. Shahbazi-Gahrouei, A. Shani: *Evaluation of dosimetric characteristics of diodes and ionization chambers in small megavoltage photon field dosimetry*, International Journal of Radiation Research, 06, 2018.
7. J.U. Wuerfel: *Dose measurements in small fields*, Medical Physics International Journal, 1, 2013.
8. A.R. Beierholm, C.F. Behrens, P. Sibolt, H.S. Rønde, S.B.N. Biancardo, M.C. Aznar, J.B. Thomsen, L. Præstegaard, L. Nyvang, H.L. Riis: *Reference dosimetry and small-field dosimetry in external beam radiotherapy: Results from a Danish intercomparison study*, DTU Nutech, Danmark, 2014.
9. I.J. Das, P. Francescon: *Small field dosimetry: What have we learnt?*, Medical Physics, Fourteenth Mexican Symposium on Medical Physics, 07, 2016.
10. V. De Coste, P. Francescon, M. Marinelli, L. Masi, L. Paganini, M. Pimpinella, G. Prestopino, S. Russo, A. Stravato, C. Verona, G. Verona-Rinati: *Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry?*, Physics in Medicine and Biology, 62(17), 2017, 7036-7055, doi: 10.1088/1361-6560/

reklama

TESTY SPECJALISTYCZNE APARATURY RENTGENOWSKIEJ



copyright © LADIS

LABORATORIUM DOZYMETRII INDYWIDUALNEJ I ŚRODOWISKOWEJ

ul. Radzikowskiego 152 tel.: 12 662 80 81
31-342 Kraków fax: 12 662 81 58
e-mail: rtg@ifj.edu.pl

