



Wyznaczenie i stabilność położenia ogniska wiązki promieniowania X z filtrem spłaszczającym generowanej przez akcelerator TrueBeam

Determination and assessment of the invariant position of the X-ray beam focal spot with the flattening filter generated by the TrueBeam accelerator

Aleksandra Juda, Witold Skrzyński, Agnieszka Walewska

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie,
ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa, tel. +48 22 64 49 182, e-mail: a.juda@zfm.coi.pl

Streszczenie

Abstract

Zastosowanie małych pól promieniowania w radioterapii stereotaktycznej pozwala na precyzyjne zdeponowanie dawki w obszarze zmiany nowotworowej przy jednoczesnym maksymalnym oszczędzeniu zdrowych tkanek. Zastosowanie obrazowania (IGRT) podczas procesu radioterapii pozwala na jej osiągnięcie, pod warunkiem zachowania wymaganego poziomu zgodności położenia izocentrum obrazowania i promieniowania. Położenie ogniska (*focal spot*) wiązki promieniowania X jest jednym z parametrów, które mogą mieć wpływ zarówno na położenie izocentrum promieniowania, jak i symetrię wiązki, a także szerokość półcieni – szczególnie dla małych pól stosowanych w radioterapii stereotaktycznej.

Na podstawie pracy Chojnowskiego (J Appl Clin Med Phys. 2017;18(5):175-183) opracowano i wdrożono metodę badania położenia ogniska wiązki promieniowania X względem osi obrotu kolimatora. Rejestrowano obrazy portalowe generowane przez wiązki wysokoenergetycznego promieniowania X z filtrem spłaszczającym dla dwóch aparatów TrueBeam firmy Varian zainstalowanych w Zakładzie Radioterapii I w Centrum Onkologii – Instytucie im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie. Obrazy uzyskane dla pól kształtowanych przez szczęki kolimatora głównego i przez kolimator wielolistkowy analizowano z wykorzystaniem programu ImageJ.

Dla obu akceleratorów odległość między ogniskiem wiązki a osią obrotu kolimatora mierzona w płaszczyźnie lateralnej nie przekraczała 0,2 mm, a w ponad 90% przypadków mieściła się w granicach 0,1 mm. Odległości mierzone w płaszczyźnie strzałkowej były większe i sięgały 0,76 mm, przy czym dla jednego z akceleratorów nie przekraczały 0,4 mm.

The use of small fields of radiation in stereotactic radiotherapy allows for precise depositing of the dose in the area of neoplastic lesions with the simultaneous maximum saving of healthy tissues. The use of imaging (IGRT) during the radiotherapy process allows it to be achieved, provided that the required level compliance of the imaging and radiation isocenter is maintained. The focal spot position of the X-ray beam is one of the parameters that can affect both the position of the radiation isocentre and the symmetry of the beam, as well as the width of penumbra – especially for small fields used in stereotactic radiotherapy. Based on the Chojnowski paper (J Appl Clin Med Phys. 2017;18(5):175-183), a method for examining the location of the focal spot X-ray beam relative to the collimator rotation axis was developed and implemented. Portal images generated by high-energy X-ray beams with a flattening filter for two TrueBeam Varian accelerators installed in The Maria Skłodowska – Curie Memorial Cancer Center and Institute of Oncology in Warsaw were registered. The images obtained for the fields shaped by the jaws of the main collimator and the multi-leaf collimator were analyzed using the ImageJ program. For both accelerators, the distance between the beam focal spot and the collimator rotation axis measured in the crossplane direction did not exceed 0.2 mm, and in more than 90% of cases it was within 0.1 mm. The distances measured in the inplane direction were larger and for one accelerator reached even 0.76 mm, whereas for the one the range of results was smaller and did not exceed 0.4 mm.

Słowa kluczowe: ognisko, liniowy akcelerator medyczny, radiochirurgia stereotaktyczna, kontrola jakości

Key words: focal spot, linear medical accelerator, stereotactic radiosurgery, quality control

otrzymano / received:

25.04.2018

poprawiono / corrected:

07.05.2018

zaakceptowano / accepted:

09.05.2018

Wprowadzenie

Współczesna radioterapia wykorzystuje wiele nowoczesnych metod napromieniania, takich jak technika modulacji intensywności wiązki IMRT (*Intensity-Modulated RadioTherapy*), technika obrotowa z modulacją intensywności wiązki VMAT (*VoluMetric Arc Therapy*) czy radiochirurgia stereotaktyczna SRS (*Stereotactic RadioSurgery*). Niezbędne jest ciągłe udoskonalanie kontroli jakości medycznych akceleratorów liniowych w celu zapewnienia bezpieczeństwa leczonym pacjentom. Wymogi kontroli jakości akceleratorów medycznych wykorzystywanych do radiochirurgii stereotaktycznej powinny być surowsze niż dla akceleratorów wykorzystywanych do pozostałych technik w radioterapii [1].

Zastosowanie małych pól promieniowania w radioterapii stereotaktycznej pozwala na precyzyjne zdeponowanie dawki w obszarze zmiany nowotworowej przy jednoczesnym maksymalnym oszczędzeniu zdrowych tkanek. W technikach stereotaktycznych wymagana jest wysoka precyzja geometryczna i nałożenie (koincydencja przestrzenna) izocentrum promieniowania z izocentrum systemu obrazowania. Przesunięcie ogniska wiązki promieniowania względem osi obrotu kolimatora może mieć wpływ na precyzję informacji o ułożeniu pacjenta zawartej w obrazach portalowych, a przez to na pozycjonowanie pacjenta w procedurach IGRT (*Image-Guided RadioTherapy*) [2].

W przypadku małych pól, focal spot może być częściowo przesłonięty przez elementy formujące wiązkę i rzeczywisty kształt pola promieniowania zależeć będzie od wielkości i położenia ogniska wiązki. Położenie ogniska może wpływać także na szerokość półcienia. Kształt oraz pozycja focal spot może ulegać zmianom [2, 3], których efektem może być asymetria wiązki [3], a także może różnić się pomiędzy akceleratorami tego samego typu i energiami wiązek [4]. Wyznaczenie położenia focal spot, choć nie jest wprost wymagane przez AAPM TG-1425 [5], to istotny aspekt kontroli jakości aparatów dedykowanych do radioterapii stereotaktycznej. Celem pracy było wyznaczenie przesunięcia ogniska optycznego względem osi obrotu kolimatora dla dwóch akceleratorów TrueBeam (Varian) i analiza krótkoterminowej stabilności tego parametru.

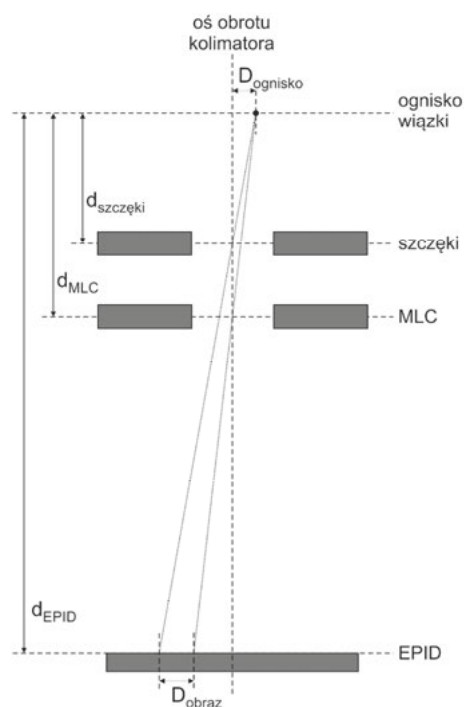
Materiały i metody

Zasada wyznaczania położenia ogniska wiązki względem osi obrotu kolimatora

Zastosowana metoda oparta jest na pracy Chojnowskiego [6] i wyznacza położenia środka pola promieniowania mierzonego w płaszczyźnie detektora portalowego (*Electronic Portal Imaging Device*, EPID). Ognisko wiązki promieniowania X to obszar tarczy (*targetu*) akceleratora, na który pada wiązka elektronów i z którego emitowane jest promieniowanie X. Rzeczywiste ognisko wiązki ma określone wymiary i kształt. W niniejszej pracy przyjęto uproszczenie, że położenie ogniska wiązki można opisać, podając współrzędne jednego punktu w przestrzeni. Jeżeli

ognisko wiązki nie znajduje się na osi obrotu kolimatora, położenie środka pola kształtowanego przez szczęki kolimatora głównego różni się od położenia środka pola kształtowanego przez kolimator wielolistkowy (*Multi-Leaf Collimator*, MLC). Różnica położenia środków obu pól wynika z różnej odległości szczęk kolimatora głównego i kolimatora MLC od źródła promieniowania. W oparciu o tę różnicę można obliczyć odległość między ogniskiem wiązki a osią obrotu kolimatora zgodnie z poniższym równaniem (oznaczenia jak na Rys. 1):

$$D_{\text{ognisko}} = D_{\text{obraz}} \cdot \frac{1}{\frac{d_{\text{EPID}} - d_{\text{szczęki}}}{d_{\text{szczęki}}} - \frac{d_{\text{EPID}} - d_{\text{MLC}}}{d_{\text{MLC}}}} \quad \text{Równanie 1}$$



Rys. 1 Wyznaczenie położenia ogniska względem osi obrotu kolimatora (D_{ognisko}) na podstawie położenia środka pola promieniowania w płaszczyźnie detektora portalowego (D_{obraz}) (rysunek schematyczny, skala nie jest zachowana)
Źródło: Opracowanie własne.

Akceleratorzy i detektory EPID

Pomiary były wykonywane na dwóch akceleratorach TrueBeam firmy Varian oznaczonych T1 i T2, zainstalowanych w Zakładzie Radioterapii I w Centrum Onkologii – Instytucie im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie. Akceleratorzy są wyposażone w różne detektory portalowe EPID (Tabela 1).

Tabela 1 Parametry detektorów portalowych EPID

Akcelerator	Typ matrycy EPID	Wymiary matrycy EPID		Rozmiar piksela [mm]
		[cm × cm]	[px × px]	
T1	aS1000	40 × 30	1024 × 768	0,392
T2	aS1200	43 × 43	1280 × 1280	0,336

Źródło: Opracowanie własne.



Rejestracja obrazów portalowych

Analiza obrazów portalowych

W systemie planowania leczenia Eclipse (Varian) przygotowano testowy plan. W planie stworzono po cztery pola o wymiarach 10 cm × 10 cm dla dwóch energii promieniowania fotonowego (X6 oraz X15). Dla każdego pola rejestrowano obraz portalowy EPID w trybie *integrated image* dla 20 MU (*Monitor Units*, jednostki monitorowe). Dane dla obu akceleratorów zbierano w ciągu czterech miesięcy – od stycznia do kwietnia 2018 z różną częstotliwością (kilka powtórzeń bezpośrednio po sobie, odstępy dzienne, tygodniowe). Pola z planu testowego przedstawiono w tabeli 2. Pola 1 i 2 były kształtowane przez szczęki kolimatora głównego przy całkowitym rozsunięciu liści MLC dla kątów kolimatora odpowiednio 90° i 270°. Pola 3 i 4 o tym samym wymiarze i tych samych kątach kolimatora zostały utworzone przez MLC, z maksymalnie rozsuniętymi szczękami. Sekwencje pól powtarzano dla drugiej energii.

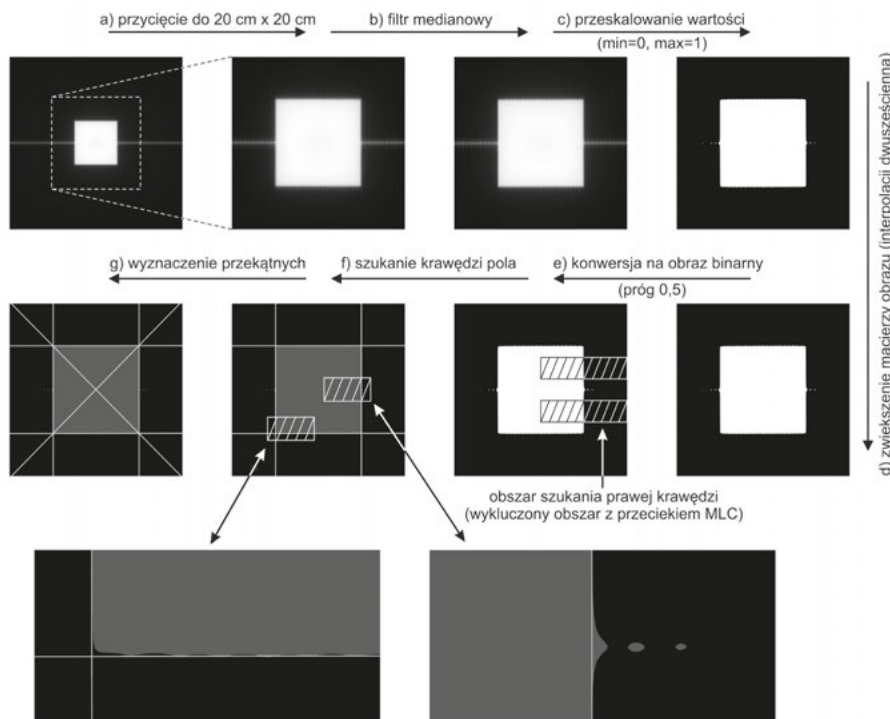
Tabela 2 Kolejność pól w testowym planie

Nr pola	Energia	Kąt kolimatora	MLC	Szczęki
1	X6	90°	rozsunięte	10 x 10 cm ²
2	X6	270°	rozsunięte	10 x 10 cm ²
3	X6	270°	10 x 10 cm ²	rozsunięte
4	X6	90°	10 x 10 cm ²	rozsunięte
5	X15	90°	rozsunięte	10 x 10 cm ²
6	X15	270°	rozsunięte	10 x 10 cm ²
7	X15	270°	10 x 10 cm ²	rozsunięte
8	X15	90°	10 x 10 cm ²	rozsunięte

Źródło: Opracowanie własne.

Każdy obraz portalowy analizowano w celu wyznaczenia położenia środka pola promieniowania. Wykorzystano opracowany przez autorów niniejszej pracy moduł opcjonalny (tzw. wtyczkę, *plug-in*) do programu ImageJ (wersja 1.50i), czyli ogólnie dostępnego programu do analizy obrazów charakteryzującego się pełnym dostępem do kodu źródłowego [7]. W pracy źródłowej [6] do analizy obrazu wykorzystano komercyjne oprogramowanie Matlab.

Schemat automatycznej analizy obrazu został przedstawiony na rysunku 2. Kroki oznaczone literami b÷e wykonywano zgodnie z opisem w pracy Chojnowskiego [6], kroki oznaczone literami f÷g zostały zmodyfikowane w stosunku do pracy źródłowej. Na początku każdy obraz przycięto do kwadratu o wymiarach 20 cm × 20 cm (a). Kolejnym krokiem było zastosowanie filtra medianowego (macierz 3 × 3 piksele) (b) w celu zmniejszenia szumu. Następnie wartości pikseli w obrazie zostały przeskalowane tak, żeby minimalna wartość wynosiła 0, a maksymalna 1 (c). W tak uzyskanym obrazie wartość 0,5 odpowiadała położeniu krawędzi pola promieniowania, definiowanej jako zbiór punktów, w których dawka osiąga 50% maksymalnej wartości (przy założeniu liniowej zależności wartości pikseli od dawki). Znalazienie w zarejestrowanym obrazie wartości najbliższych 0,5 pozwalało na detekcję krawędzi pola promieniowania z rozdzielczością przestrzenną wynikającą z wielkości piksela matrycy. Wymiary pola promieniowania wyznaczono z dokładnością większą niż rozdzielczość matrycy użytej do pomiaru [8]. W tym



Rys. 2 Automatyczne wyznaczenie współrzędnych środka pola promieniowania przez moduł opcjonalny do programu ImageJ

Źródło: Opracowanie własne.



celu macierz obrazu zwiększono z zastosowaniem interpolacji dwusześciennej (*bicubic*) (d). Następnie obraz zamieniono na binarny z progiem 0,5 (e). W wybranych obszarach znajdowano współrzędne punktów, dla których wartość pikseli zmienia się z 0 na 1, czyli punkty krawędzi pola promieniowania (f). Obszary poszukiwań krawędzi nie obejmowały rogów pola promieniowania oraz obszarów środkowych, w których obserwowano przecieki między listkami MLC mogące zaburzać detekcję krawędzi. Do współrzędnych punktów opisujących każdą z krawędzi pola dopasowywano funkcję liniową i obliczano współrzędne punktów przecięcia krawędzi, czyli współrzędne narożników pola promieniowania. W ostatnim kroku wyznaczano parametry funkcji liniowych opisujących przekątne pola i wyznaczano współrzędne punktu przecięcia, czyli współrzędne środka pola promieniowania (g).

Wyznaczanie przesunięcia ogniska wiązki względem osi obrotu kolimatora

Wartości współrzędnych środków pól różniących się kątem kolimatora, (np. pól 1 i 2 w tabeli 2) uśredniano. Obrót kolimatora o 180° pomiędzy polami (np. 1 i 2) eliminował błąd związany z ograniczoną dokładnością ustawienia elementów kształtujących pole (MLC lub szczęki). W wyniku uśrednienia wyników dla pól 1 i 2 otrzymywano współrzędne środka pola kształtowanego przez szczęki kolimatora głównego, a z uśrednienia wyników otrzymanych dla pól 3 i 4 – współrzędne środka pola kształtowanego przez MLC. Następnie wyznaczono różnicę między tymi współrzędnymi oznaczoną na rysunku 1 jako D_{obraz} . Niezależnie dla płaszczyzny strzałkowej (kierunek *gun-target*

GT) i płaszczyzny lateralnej (kierunek *left-right* LR) wstawiano do równania 1 w celu wyznaczenia przesunięcia ogniska względem osi obrotu kolimatora (D_{ognisko}).

Na podstawie dokumentacji technicznej akceleratora Tru-eBeam (Varian) przyjęto odległość $d_{\text{szczęki}} = 40,51$ cm dla szczęk X i $d_{\text{szczęki}} = 31,77$ cm dla szczęk Y, oraz $d_{\text{MLC}} = 50,98$ cm. Podczas pomiarów kolimator znajdował się w położeniu 90° lub 270°, więc wymiar pola w płaszczyźnie lateralnej kierunku LR był kształtowany przez szczęki Y. Równanie 1 przybrało następującą postać:

$$D_{\text{ognisko_LR}} = D_{\text{obraz_LR}} \cdot \frac{1}{\frac{d_{\text{EPID}} - d_{\text{szczęki_Y}}}{d_{\text{szczęki_Y}}} - \frac{d_{\text{EPID}} - d_{\text{MLC}}}{d_{\text{MLC}}}} \quad \text{Równanie 2}$$

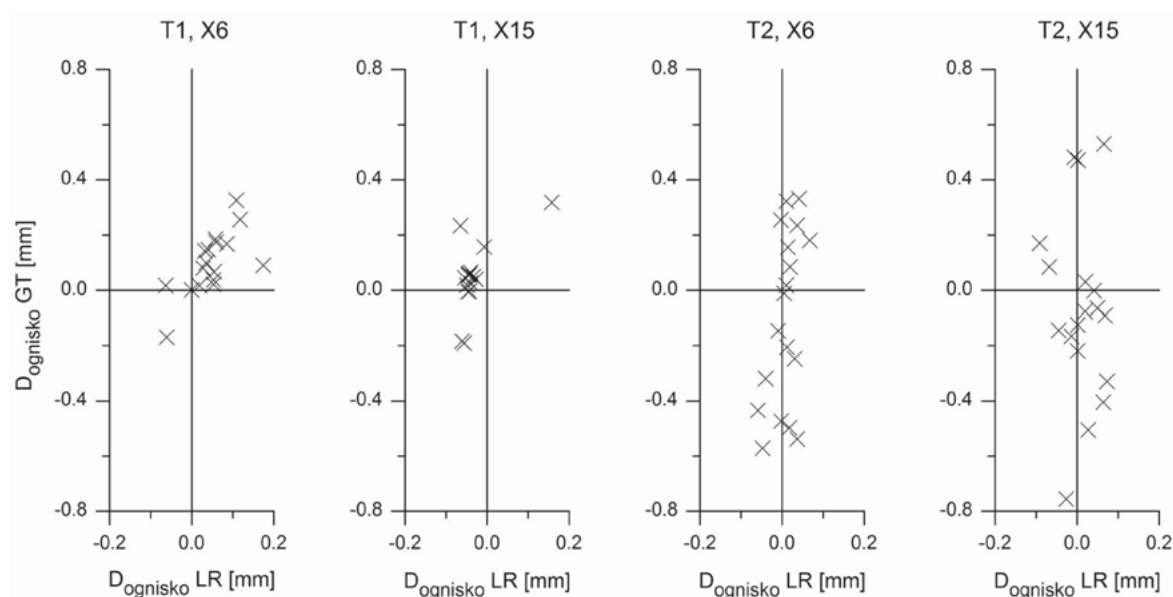
Odpowiednio dla płaszczyzny strzałkowej kierunku GT:

$$D_{\text{ognisko_GT}} = D_{\text{obraz_GT}} \cdot \frac{1}{\frac{d_{\text{EPID}} - d_{\text{szczęki_X}}}{d_{\text{szczęki_X}}} - \frac{d_{\text{EPID}} - d_{\text{MLC}}}{d_{\text{MLC}}}} \quad \text{Równanie 3}$$

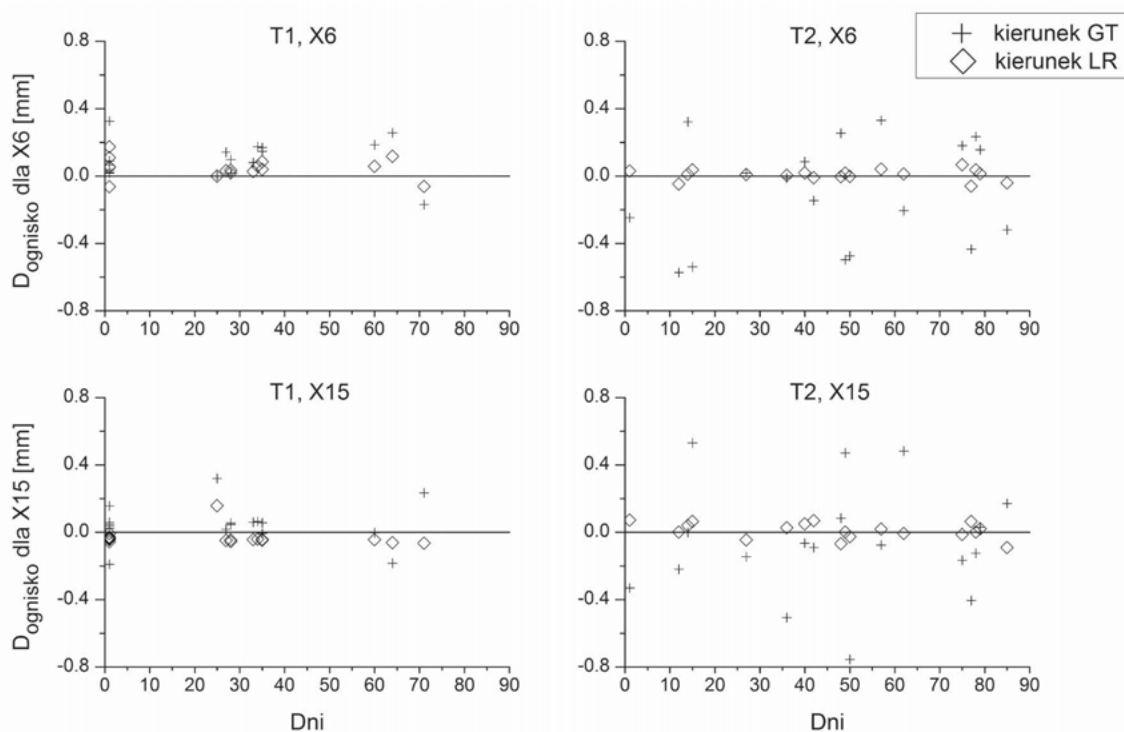
Nominalna odległość od źródła promieniowania do detektora portalowego (d_{EPID}) wynosiła 100 cm.

Wyniki i dyskusja

Wyniki dla akceleratorów T1 i T2 przedstawione są na rysunkach 3-5 oraz w tabelach 3 i 4. Znak „-” przy wartości przesunięcia focal spota od osi obrotu kolimatora oznacza kierunek na lewo do płaszczyzny lateralnej i w kierunku targetu do płaszczyzny strzałkowej.



Rys. 3 Położenie ogniska wiązki względem osi obrotu kolimatora dla energii X6 MV i X15 MV akceleratorów T1 T2
Źródło: Opracowanie własne.



Rys. 4 Zmiana położenia ogniska wiązki w czasie – porównanie wyników dla płaszczyzny strzałkowej (kierunek GT) i lateralnej (kierunek LR) oraz energii X6 MV i X15 MV
Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 3 Położenie ogniska wiązki względem osi obrotu kolimatora dla aparatu T1

Energia	Kierunek	D _{ognisko} [mm]				
		Wartość średnia	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Zakres (maks-min)	Odchylenie standardowe
X6	LR	0,05	-0,06	0,17	0,23	0,06
	GT	0,10	-0,17	0,33	0,50	0,11
X15	LR	-0,03	-0,07	0,16	0,23	0,05
	GT	0,05	-0,19	0,32	0,51	0,12

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 4 Położenie ogniska wiązki względem osi obrotu kolimatora dla aparatu T2

Energia	Kierunek	D _{ognisko} [mm]				
		Wartość średnia	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Zakres (maks-min)	Odchylenie standardowe
X6	(LR)	0,01	-0,06	0,07	0,13	0,03
	strzałkowy (GT)	-0,10	-0,57	0,33	0,90	0,32
X15	lateralny (LR)	0,01	-0,09	0,07	0,16	0,05
	strzałkowy (GT)	-0,06	-0,76	0,53	1,29	0,34

Źródło: Opracowanie własne.

Dla akceleratora T1 kierunek oraz wartości minimalnej i maksymalnej odległości pomiędzy focal spotem a osią obrotu kolimatora są zbliżone dla obu energii (X6 MV, X15 MV) w płaszczyźnie lateralnej, jak i strzałkowej (Tabela 3). Podobną tendencję zaobserwowano dla akceleratora T2 (Tabela 4).

Nie zaobserwowano znaczących różnic w średniej odległości pomiędzy focal spot a osią obrotu kolimatora pomiędzy akceleratorami T1 i T2. Dla żadnego akceleratora, energii ani kierunku wartość średnia nie wykraczała poza 0,1 mm (Tabele 3 i 4). Zaobserwowano większą zmienność wyników (wyrażaną

standardowym odchyleniem i zakresem) w płaszczyźnie strzałkowej (kierunek GT) niż w lateralnej (kierunek LR). W przypadku aparatu T2 wszystkie wyniki w kierunku lateralnym mieściły się w zakresie 0,1 mm, natomiast dla akceleratora T1 w czterech pomiarach (na 34) zaobserwowano wyniki wykraczające poza ten zakres. Maksymalna zaobserwowana odległość między ogniskiem a osią obrotu kolimatora dla płaszczyzny lateralnej wyniosła 0,17 mm (akcelerator T1, energia X6 MV). Dla akceleratora T1 większość wyników w płaszczyźnie lateralnej dla energii X6 MV jest dodatnia, a dla energii X15 MV ujemna, co wskazuje




na systematyczną zależność położenia ogniska od energii. Dla płaszczyzny strzałkowej widoczna jest wyraźna różnica między akceleratorami. Dla aparatu T1 jedynie w czterech pomiarach (na 34) stwierdzono wyniki wykraczające poza 0,2 mm, dla aparatu T2 takie wyniki otrzymywano w 50% przypadków. Maksymalna zaobserwowana odległość między ogniskiem a osią obrotu kolimatora dla płaszczyzny strzałkowej wyniosła 0,76 mm (akcelerator T2, energia X15 MV). Nie zaobserwowano trendów zmian wyników w czasie (Rys. 4 i 5).

Otrzymane wyniki są zbliżone do uzyskanych w pracy Chojnowskiego, w której dla trzech akceleratorów firmy Varian uzyskano wyniki mniejsze niż 0,1 mm, jedynie dla jednego akceleratora Varian Clinac 6EX stwierdzono przesunięcie ogniska o 0,43 mm w kierunku strzałkowym [6]. Przedstawiona metoda jest częściowo oparta na pracy Chojnowskiego [6]. W cytowanej pracy analiza obrazu była wykonywana w oprogramowaniu Matlab, stosowano także inny sposób wyznaczania współrzędnych środka pola promieniowania niż w niniejszej pracy. Inne opisane metody wyznaczania położenia źródła promieniowania zwykle wymagają jednak stosowania dodatkowych fantomów [2, 9]. Metoda opisana przez Chojnowskiego jest prosta, praktyczniejsza i łatwa do wdrożenia do rutynowej kontroli akceleratora. W niniejszej pracy wyznaczono i przeanalizowano zgodność położenia ogniska wiązki z osią obrotu kolimatora dla dwóch akceleratorów TrueBeam Varian, w okresie kilkunastu tygodni. Ocena długoterminowej stabilności tego parametru wymaga większej liczby danych. Uzyskane wyniki, w połączeniu z wynikami innych testów dotyczących mechanicznej dokładności napromieniania, mogą posłużyć do wskazania aparatów, które będą dedykowane do radioterapii stereotaktycznej. Odrębnym zagadnieniem pozostaje wyznaczenie granicznej wartości dla zgodności położenia ogniska wiązki z osią obrotu kolimatora. Wymaga to przeanalizowania wpływu zmiany położenia ogniska na realizację napromieniania, czyli na rozkład dawki. Położenie środka pola promieniowania, wyznaczone podczas analizy obrazów portalowych, było wyrażane w układzie współrzędnych matrycy portalowej. Współrzędne te mogą zostać wykorzystane do oceny zgodności położenia środka matrycy z osią obrotu kolimatora, czyli do oceny zgodności izocentrum EPID z izocentrum promieniowania, która jest krytyczna do dokładności portalowej weryfikacji poprawności pozycjonowania pacjenta [2]. Obrazy używane do weryfikacji ułożenia pacjenta są często rejestrowane z użyciem małej liczby jednostek monitorowych, czyli bezpośrednio po włączeniu wiązki promieniowania. Jednym z efektów mogących towarzyszyć startowi i stabilizacji wiązki promieniowania może być zmiana położenia ogniska [3, 10]. Dla pól z niską liczbą jednostek monitorowych (2-5 MU) obserwowano przesunięcie ogniska w kierunku strzałkowym do 0,7 mm dla akceleratorów Elekta SL-15 [2] i nawet do 2 mm dla akceleratora Philips SL75-5 [3]. W niniejszej pracy używano pól o większej liczbie jednostek monitorowych (20 MU), czyli weryfikowano średnie położenie ogniska podczas napromieniania terapeutycznego, a nie podczas weryfikacji obrazowej.

Ewentualna ruchomość ogniska bezpośrednio po włączeniu wiązki, wpływ zmiany położenia ogniska na dokładność danych obrazowych i na realizację planu leczenia, a także poszerzenie badań o wiązki wysokoenergetycznego promieniowania X bez filtra spłaszczającego i aparaty innego typu (Varian Clinac) będą stanowić przedmiot dalszych prac.

Wnioski

Na podstawie pracy Chojnowskiego [6] opracowano i wdrożono metodę wyznaczania położenia ogniska względem osi obrotu kolimatora. Zaobserwowano różnice pomiędzy wynikami dla wiązek o energiach X6 i X15 generowanych przez ten sam akcelerator. Zaobserwowane różnice położenia w stosunku do osi obrotu kolimatora są większe w płaszczyźnie strzałkowej (kierunek GT) niż w płaszczyźnie lateralnej (kierunek LR). Wyniki uzyskane dla obu akceleratorów różnią się znacząco zakresem i zmiennością w płaszczyźnie strzałkowej. 

Podziękowania

Autorzy dziękują Jackowi Chojnowskiemu za cenne wyjaśnienia dotyczące opisanej przez niego metody wyznaczania położenia ogniska źródła promieniowania akceleratora medycznego.

Literatura

1. T.D. Solberg, J.M. Balter, S.H. Benedict, et al: *Quality and safety considerations in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: Executive summary*, Pract Radiat Oncol, 2(1), 2012, 2-9.
2. E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, et al: *Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators*, Med Phys, 36(9Part1), 2009, 4197-4212.
3. J.J. Sonke, B. Brand, M. van Herk: *Focal spot motion of linear accelerators and its effect on portal image analysis*, Med Phys, 30(6), 2003, 1067-1075.
4. D. Jaffray, J.J. Battista, A. Fenster, P. Munro: *X-ray sources of medical linear accelerators: Focal and extra focal radiation*, Med Phys, 20(5), 1993, 1417-1427.
5. T.C. Zhu, B.E. Bjärngard, H. Shackford: *X-ray source and the output factor*, Med Phys, 22(6), 1995, 793-798.
6. J.M. Chojnowski, M.P. Barnes, J.R. Sykes, D.I. Thwaites: *Beam focal spot position: The forgotten linac QA parameter. An EPID-based phantomless method for routine Stereotactic linac QA*, J Appl Clin Med Phys, 18(5), 2017, 178-183.
7. W. Skrzyński: *ImageJ: program do analizy obrazów i jego zastosowania*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 2(3), 2013, 129-132.
8. A. Kowalski, M. Weselak: *Prosty model ilustrujący wynik pomiaru pola łukowego przy użyciu matrycy dozymetrycznej oraz jeszcze jeden sposób wyznaczenia wielkości pola promieniowania*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 6(2), 2017, 105-114.
9. B.J. Nyiri, J.R. Smale, L.H. Gerig: *Two self-referencing methods for the measurement of beam spot position*, Med Phys, 39(12), 2012, 7635-7643.
10. R.J. Barish, R.C. Fleischman, Y.M. Pipman: *Teletherapy beam characteristics: The first second*, Med. Phys, 14, 1987, 657-661.