

Celem pracy było wyznaczenie algorytmu pozwalającego na uzyskanie zadanego kąta nachylenia izodoz w akceleratorze liniowym Saturn 43F przy zastosowaniu automatycznego filtra klinowego. Przyjęto, że zadany kąt nachylenia izodozy referencyjnej można uzyskać ze złożenia dawek zaabsorbowanych podczas napromieniania polem otwartym oraz polem ze stałym klinem 60°. W celu znalezienia zależności pomiędzy kątami izodoz i czasem napromieniania, wykonano pomiary dawki w fantomie pleksyglasowym na głębokościach referencyjnych (5 cm dla energii promieniowania X 6 MV oraz 10 cm dla X 15 MV i X 25 MV) wzdłuż osi klina dla pola otwartego, a następnie dla pola z klinem 60°. Różnice w dawkach przeliczono na odpowiadające im różnice głębokości, które pozwoliły na wyznaczenie kąta nachylenia izodozy wzdłuż klina do izodozy dla pola otwartego.

Słowa kluczowe: obliczenia i pomiary dawek, automatyczny filtr klinowy.

The aim of the study was to determine an algorithm enabling to obtain an assigned inclination angle of isodoses in Saturn 43F linear accelerator with the use of an automatic wedge filter. It was assumed that in an assigned inclination angle of a reference isodose can be obtained after combining absorbed doses during irradiation with an open field and a field with a constant 60° wedge. In order to find relations between isodoses angles and an irradiating time the doses in a plexiglass phantom were measured in referring depths (5 cm for irradiating energy X 6 MV and 10 cm for X 15 MV and X 25 MV) down the wedge axis for an open field and later for a field of 60° wedge. The differences were calculated according to their respective depth differences, which enabled to determine an inclination angle of isodoses down the wedge to an isodose for an open field.

Key words: dose calculations and measurements, automatic wedge filter.

Obliczenia i pomiary dawek w radioterapii przy zastosowaniu automatycznego filtra klinowego

Dose calculations and measurements in radiotherapy with the use of automatic wedge filter

Tomasz Piotrowski, Magdalena Popielarz

Wielkopolskie Centrum Onkologii, Poznań

WPROWADZENIE

Filtry klinowe spełniają w planowaniu leczenia 2 podstawowe role. Po pierwsze pozwalają na zmniejszenie dawek w miejscach, gdzie kumulacja dawki nie jest wskazana; po drugie umożliwiają uzyskanie większej jednorodności rozkładu dawki w obszarze zmiany nowotworowej, gdy powierzchnia ciała jest skośna względem wiązki promieniowania [5].

Klasyczne filtry klinowe mają jednak pewne wady. Ograniczają dobór kątów i wielkości napromienianych pól, są ciężkie i trudne w instalacji. Jednym ze sposobów uniknięcia tych niedogodności jest zastosowanie automatycznych filtrów klinowych. W głowicy akceleratora Saturn 43F zainstalowano na stałe klin 60°. Efekt dowolnego nachylenia izodoz w napromienianym obiekcie osiąga się poprzez napromienianie tego samego miejsca wiązką, w której umieszczony jest klin 60°, a następnie wiązką bez klina (tzw. polem otwartym).

Celem pracy było wyznaczenie proporcji czasu napromieniania polem otwartym i polem z klinem 60°, co pozwoliło uzyskać zadany kąt nachylenia izodozy w napromienianym obiekcie.

METODA

Pomiary automatycznego filtra klinowego wykonywane były dla akceleratora liniowego Saturn 43F dawkomierzem terapeutycznym IONEX 2500/3A z grafitową komorą jonizacyjną nr 2571 w fantomie stałym wykonanym z pleksyglasu, na głębokości 5 cm dla energii nominalnej promieniowania X 6 MeV oraz 10 cm dla energii nominalnych X 15 MeV i 25 MeV. Na głębokościach tych określa się kąt nachylenia izodozy [11, 12].

Wykonano pomiary dla pola 10x10 cm i odległości źródło-powierzchnia fantomu (SSD) 100 cm. Pomiary dawki wykonywane były kolejno przy polu otwartym i polu z klinem 60°. Przyjęto założenie, że przez odpowiedni dobór długości czasów napromieniania polem otwartym i osłoniętym filtrem klinowym 60° można uzyskać rozkłady izodoz o zadanym nachyleniu [4].

Przy założeniu całkowitego czasu napromieniania 200 jm wykonano pomiary dla kombinacji czasów (t_0/t_{60}):

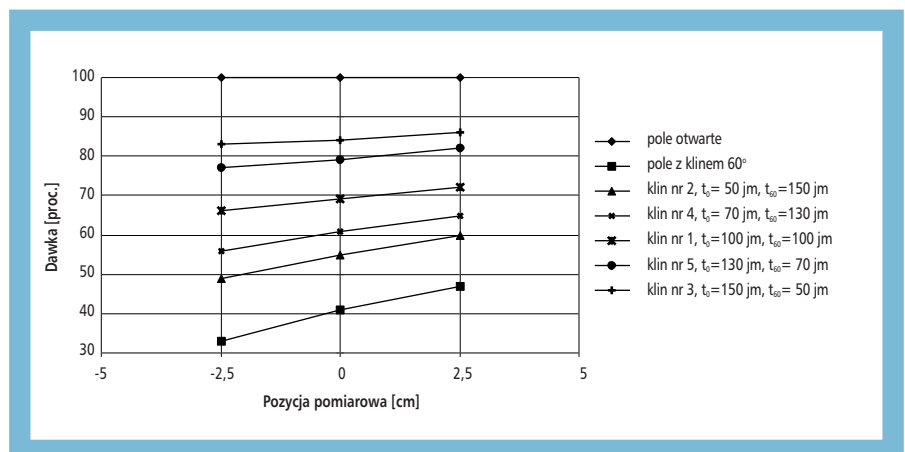
$$t_0=100 \text{ [jm]}/t_{60}=100 \text{ [jm]},$$

$$t_0= 50 \text{ [jm]}/t_{60}=150 \text{ [jm]},$$

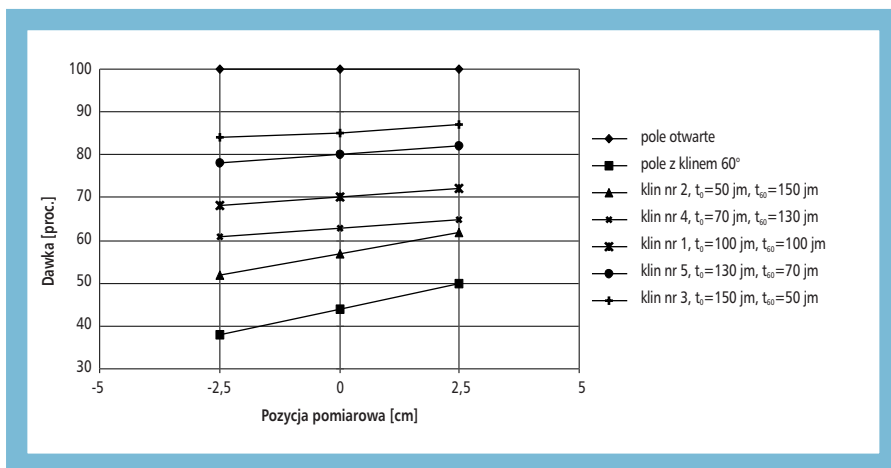
$$t_0=150 \text{ [jm]}/t_{60}= 50 \text{ [jm]},$$

$$t_0= 70 \text{ [jm]}/t_{60}=130 \text{ [jm]},$$

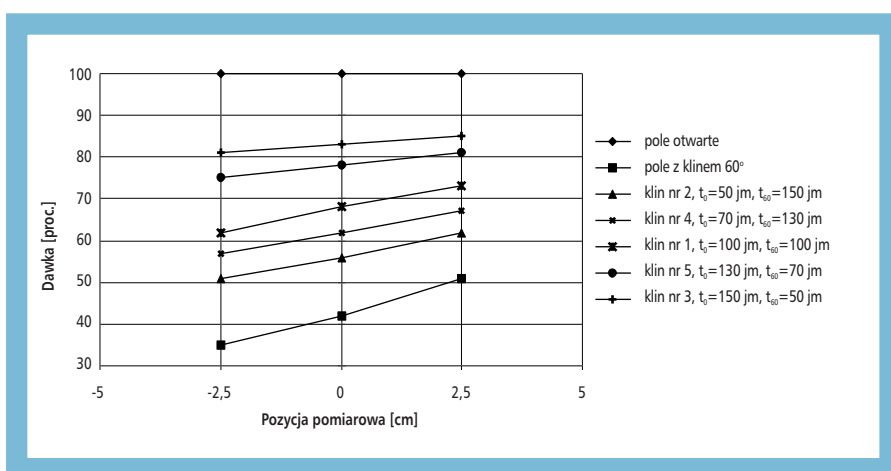
$$t_0=130 \text{ [jm]}/t_{60}=70 \text{ [jm]}$$



Ryc. 1. Dawki na głębokości 5 cm w osi klina i w odległości $\pm 2,5$ cm wzdłuż klina dla wybranych złożenia pola otwartego z polem 60°, wartości dawek znormalizowane do dawki dla pola otwartego, energia 6 MeV



Ryc. 2. Dawki na głębokości 10 cm w osi klina i w odległości $\pm 2,5$ cm wzdłuż klina dla wybranych złożów pola otwartego z polem 60°, wartości dawek znormalizowane do dawki dla pola otwartego, energia 15 MeV



Ryc. 3. Dawki na głębokości 10 cm w osi klina i w odległości $\pm 2,5$ cm wzdłuż klina dla wybranych złożów pola otwartego z polem 60°, wartości dawek znormalizowane do dawki dla pola otwartego, energia 25 MeV

oraz dodatkowo dla pola otwartego i pola z klinem 60°, gdzie t_0 , t_{60} oznaczają kolejno czas napromieniania w jednostkach monitorowych [jm] polem otwartym i polem z klinem 60°.

Dawki zmierzono w osi klina oraz w punktach po obu stronach osi oddalonych o 2,5 cm. Następnie znormalizowano je do dawek dla pola otwartego. Stosując znane zależności dawki od głębokości, tzw. tablice procentowych dawek głębokościowych (PDG) znaleziono głębokości w fantomie odpowiadające procentowej dawce

głębokościowej, która byłaby zmierzona w podobnych warunkach dla pola otwartego. Dla każdego złożenia pola otwartego z polem z klinem 60° przeprowadzono prostą (izodozę) przez 3 punkty pomiarowe. Nachylenie tej prostej do tak samo wyznaczonej prostej dla pola otwartego stanowi poszukiwany kąt nachylenia izodozy.

Otrzymano zbiór kątów nachylenia izodoz w zależności od proporcji czasu napromieniania z polem otwartym do pola z klinem 60° (t_0/t_{60}). Zastosowano metodę najmniej-

szych kwadratów w celu dopasowania otrzymanych wielkości do postaci wielomianu pozwalającego na obliczenia czasów t_{60} i t_0 dlażądanego kąta izodozy.

WYNIKI

Na wykresach przedstawiono zależność dawki dla wybranych złożów pola otwartego z polem z klinem 60°, określonej w fantomie stałym odpowiadające głębokości 5 cm dla promieniowania X o energii nominalnej 6 MeV (ryc. 1.); dla $d=10$ cm, dla X 15 MeV - (ryc. 2.) oraz dla $d=10$ cm, X 25 MeV (ryc. 3.).

Wzory 1–3 przedstawiają algorytmy wielomianowe pozwalające obliczyć czasy t_0 , t_{60} dla zadanego kąta nachylenia izodozy.

$$t_{60} = 0,0003\alpha^3 - 0,0484\alpha^2 + 5,7098\alpha$$

dla energii 6 MeV (1)

$$t_{60} = 0,0007\alpha^3 - 0,072\alpha^2 + 5,5529\alpha$$

dla energii 15 MeV (2)

$$t_{60} = 0,001\alpha^3 - 0,1024\alpha^2 + 6,0196\alpha$$

dla energii 25 MeV (3),

gdzie:

α – zadany kąt nachylenia izodozy referencyjnej.

Związek między t_0 a t_{60} przedstawia wzór:

$$t_0 = 200 - t_{60} \text{ [jm]} \quad (4)$$

W tabeli przedstawiono obliczone ze wzorów 1–3 czasy napromieniania polem otwartym (t_0) i z klinem 60° (t_{60}) dla najczęściej wykorzystywanych w praktyce klinów, tj. dla α równego 5°, 10°, 15°, 20°, 30°, 40°, 45°. Czasy wyrażono w proc. przy założeniu, że 200 [jm] odpowiada 100 [proc.].

DYSKUSJA

W związku z tym, że nie ma zależności pomiędzy wielkością pól a kątem łamiącym izodozy, pomiary wykonano dla jednego pola 10x10 cm. Zastosowane głębokości: 5 cm dla energii nominalnej X 6 MeV i 10 cm dla energii nominalnych X 15 MeV i 25 MeV, są głębokościami referencyjnymi, na których absorbowane promieniowanie znajduje się w stanie równowagi elektronowej [10, 11, 12]. Ponadto pomiary wykonano przy użyciu odległości źródło-powierzchnia fantomu (SSD) równej 100 cm, która jest najczęściej stosowaną odległością w rutynowych technikach radioterapeutycznych. Wybór punktów pomiarowych podyktowany był wielkością pola. Zbyt daleka lokalizacja punktów po obu stronach osi klina mogłaby prowadzić do rejestrowania dawek z zakresu półcienia wiązki promieniowania, dlatego też zdecydowano się na punkty oddalone o 2,5 cm od osi klina [11, 9]. W wyniku normalizacji dawek dla pola z klinem do dawek dla pola otwartego można było, korzystając z tablic procentowych dawek głębokościowych, zamienić różnicę dawek występującą w punktach pod różną grubością klina na odpowiadającą jej różnicę w głębokościach.

Tab. 1. Czasy napromieniania w proc. polem otwartym i polem z klinem 60° dla wybranych klinów, dla energii nominalnej promieniowania X 6 MeV, X 15 MeV, X 25 MeV

Kąt klina [°]	Energia 6 MeV		Energia 15 MeV		Energia 25 MeV	
	t_{60} proc.	t_0 proc.	t_{60} proc.	t_0 proc.	t_{60} proc.	t_0 proc.
5	14	86	14	86	12	88
10	26	74	26	74	22	78
15	38	62	37	63	31	69
20	49	51	46	54	39	61
30	68	32	61	36	52	48
40	85	15	74	26	64	36
45	93	7	82	18	70	30

Wyznaczone wielomiany różnią się nieznacznie dla każdej badanej energii. Różnice w kącie nachylenia izodoz dla energii 6, 15, 25 [MV] wzrastają wraz z wydłużaniem się czasu napromieniania polem z klinem 60°. Przyczyną różnic jest głównie zjawisko powstawania wtórnego promieniowania w filtrze klinowym prowadzącego do zmniejszenia się kąta nachylenia izodoz, którego wielkość zależna jest od energii promieniowania [11, 12].

Ponadto pomiary dawek wykazały osłabienie promieniowania i charakterystyczne dla filtrów klinowych przesunięcie maksimum mocy dawki poza oś wiązki [1]. Kąty badanych filtrów zawierały się w przedziale pomiędzy polem otwartym i polem z filtrem 60° (wykresy 1., 2., 3.).

WNIOSKI

Przedstawienie procentowego udziału pola otwartego i pola z klinem automatycznym w całkowitym czasie napromieniania pozwoli na wprowadzenie leczenia na akceleratorze liniowym Saturn 43F pacjentów wymagających stosowania wiązek osłoniętych filtrem klinowym.

Automatyczne filtry klinowe znacznie ułatwią pracę technikom, oraz pozwolą zwiększyć dobór kątów klinów i wymiarów pól w planowaniu leczenia.

PIŚMIENNICTWO

1. Central Axis Depth Dose Data for use in Radiotherapy. Brit J Radiol, Suppl. 17, 1983.
2. Deeley T.J. *Principles of radiation therapy*. Butterworths, London-Boston 1976.
3. Gajewski R, Iżewska J, Rostkowska J, Kania M. *Krajowe zalecenia dotyczące pomiaru dawki pochłoniętej promieniowania fotonowego i elektronowego stosowanego w radioterapii*. PTFM, Warszawa 1991.
4. Johns H, Cunnigham JR. *The physics of radiology*. Charles C Thomas Publisher, Springfield-Illinois, USA 1969.
5. Powers W, et al. *A new System of Shaping for External Beam Radiation Therapy*. Radiol 108 (407); 1973.
6. *Scientific Report Series-20. Phantom Materials for Photons and Electrons*. The Hospital Physicists Association, 1977.
7. White D, Constantinou C. *Antropomorphic Phantom Materials*. Prog in Med Radiat Phys 1 (133); 1982.
8. Jonathan G Li, Arthur L Boyer, Lei Xing. *Clinical implementation of wedge filter optimization in three-dimensional radiotherapy treatment planning*. Radiotherapy&Oncology 53 (3) (1999); 257-264.
9. Oldham M, Neal AJ, Webb S. *The optimisation of wedge filters in radiotherapy of the prostate*. Radiotherapy&Oncology 37 (3) (1995); 209-220.
10. Convery DJ, Lambert GD. *Matching wedge field characteristics on different treatment machines*. Radiotherapy&Oncology 38 (3) (1996); 237-240.
11. ICRU Report 23: *Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays*, January 1973.
12. Cozzi AF, Cozzi L, Garavaglia G. *Wedge factors: dependence on depth and field size*. Radiotherapy&Oncology 39 (1) (1996); 31-34.

ADRES DO KORESPONDENCJI

mgr Tomasz Plotowski
Zakład Fizyki Medycznej
Wielkopolskie Centrum Onkologii
ul. Garbary 15
61-866 Poznań