

WPŁYW PŁYTY ROZPRASZAJĄCEJ NA ROZKŁAD DAWKI OD WIĄZKI PROMIENIOWANIA X O ENERGII 6 MEV

EFFECT OF BEAM SPOILER ON RADIATION DOSE IN THE BUILD-UP REGION FOR 6-MV X-RAY

Justyna Wittyh, Paweł Kukołowicz

Świętokrzyskie Centrum Onkologii, ul. Artwińskiego 3, 25-734 Kielce, Polska
Holycross Cancer Centre, ul. Artwińskiego 3, 25-734 Kielce, Poland

Received May 13th, 2002; received in a revised form February 19th 2003; accepted April 18th 2003

STRESZCZENIE

Cel: Zbadanie wpływu płyty rozpraszającej umieszczonej w polu promieniowania X o energii 6 MeV na rozkład dawki w obszarze narastania.

Materiały i metody: Pomiary wykonano dla promieniowania X o energii 6 MeV generowanego w akceleratorze Mevatron KD2. Rozkłady dawki w osi centralnej wiązki zmierzono dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm w odległości SSD=100 cm. Wykonano pomiary dla pól otwartych, modyfikowanych klinami 15°, 30°, 45° i 60° oraz dla pól modyfikowanych płytą umieszczoną w odległości 10, 15 i 20 cm od powierzchni fantomu.

Wyniki: 1. Obecność płyty zwiększa dawkę w obszarze narastania i przybliża maksimum dawki do powierzchni. 2. Wzrost dawki jest tym większy, im płyta znajduje się bliżej absorbenta.

Wnioski: Zastosowanie płyty rozpraszającej znacząco zmienia rozkład dawki w obszarze narastania, co umożliwia zastosowanie promieniowania X o energii 6 MeV w terapii nowotworu piersi oraz w tych wszystkich przypadkach, dla których konieczne jest zastosowanie promieniowania fotonowego o stosunkowo wysokiej energii i równoczesne napromienianie płytko położonych tkanek.

Słowa kluczowe: płyta rozpraszająca, promieniowanie X, rozkład dawki, nowotwór piersi, dozymetria.

SUMMARY

Purpose: To determine the effects of a lucite spoiler on the dose distribution in the build-up region for 6-MV X-rays.

Methods and Materials: Build-up depth-dose measurements were performed for 6-MV X-ray beams generated in a Mevatron KD2 accelerator. Dose distributions were measured with a parallel-plate ionisation chamber 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15 and 20 x 20-cm fields sizes at 100 cm SSD. Measurements were performed either for open or for 15, 30, 45 and 60 degrees wedged beams. The spoiler was placed at three different spoiler-water phantom distances of 10, 15 and 20 cm.

Results: The spoiler increased the surface and the build-up dose and shifted the depth of the maximum dose toward the surface. The smaller is the spoiler-phantom distance the larger is the influence of the spoiler on the dose distribution in the build-up region.

Conclusions: The spoiler changed the dose distribution in the build-up region. It allowed using a 6-MV X-ray beam for breast treatment and for all other cases in which the superficial dose should be high enough.

Key words: spoiler, X-ray, dose distribution, breast cancer, dosimetry.

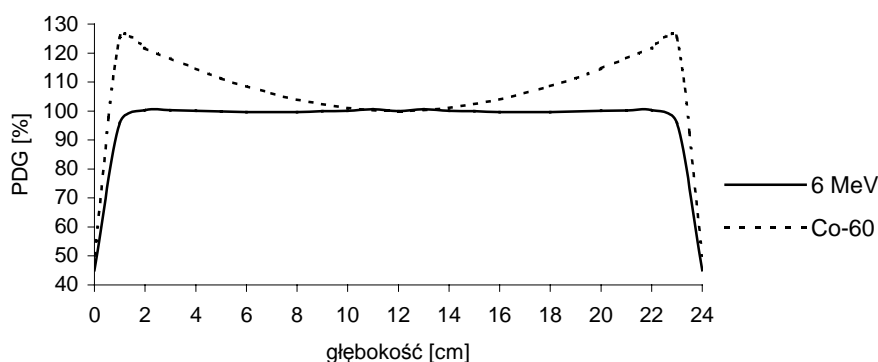
WSTĘP

Planując leczenie z użyciem wiązek zewnętrznych dąży się do uzyskania jednorodnego rozkładu dawki w obszarze tarczowym (PTV) [1]. Jednorodność roz-

kładu dawki od dwóch wiązek przeciwnych zależy od wielkości PTV i od odległości pomiędzy punktami wejścia wiązek [2]. Im większy PTV i im większa odległość pomiędzy punktami wejścia wiązek, tym trudniej uzyskać rozkład

dawki spełniający kryteria 50 Raportu ICRU [1]. Poprawę jednorodności można uzyskać poprzez zastosowanie promieniowania X o odpowiednio wysokiej energii. Podejmując taką decyzję należy jednak pamiętać, że wraz ze wzrostem energii promieniowania maksimum dawki odsuwa się od powierzchni. W konsekwencji zastosowanie promieniowania o wysokiej energii uniemożliwia podanie pełnej dawki terapeutycznej w obszarach

powierzchniowych. Opisywane zależności zilustrowano na *rycynie 1*. Pokazano na nim rozkłady dawek w osiach centralnych dwóch wiązek przeciwległych o przekroju kwadratowym i boku 10 cm dla promieniowania Co-60 i promieniowania X o energii 6 MeV. Odległość pomiędzy punktami wejścia wiązek wynosi 24 cm.



Rycina 1. Rozkłady dawek wzdłuż osi centralnych dwóch wiązek przeciwległych dla promieniowania Co-60 i promieniowania X o energii 6 MeV, unormowanych do wartości w punkcie środkowym.

Różnica pomiędzy dawką maksymalną w osi centralnej i dawką w punkcie położonym w połowie odległości pomiędzy punktami wejścia wiązek dla promieniowania Co-60 i dla promieniowania X o energii 6 MeV (punkt referencyjny) wynosi odpowiednio 26,1% i 0,6%. Minimalna dawka terapeutyczna, tj. 90% dawki w punkcie referencyjnym, jest osiągnięta na głębokości 2,5 mm dla wiązki kobaltowej i 6,0 mm dla promieniowania X. Jeżeli zatem niezbędne jest podanie pełnej dawki w warstwach powierzchniowych, nie można zastosować wiązek promieniowania X o wysokiej energii. Taką sytuację kliniczną spotykamy w terapii nowotworu piersi zarówno po zachowawczej operacji, jak i po mastektomii, gdy podstawa gruczołu piersiowego jest duża. W przypadku napromieniania po operacji oszczędzającej dążymy z jednej strony do otrzymania bardzo jednorodnego rozkładu dawki w obszarze tarczowym, co daje szansę na uzyskanie dobrego efektu kosmetycznego, a z drugiej do podania stosunkowo płytko (od głębokości około 4 mm) pełnej dawki tera-

peutycznej. W przypadku zastosowania fotonów o wysokiej energii poprawę rozkładu dawki można uzyskać przez użycie bolusa, co jednakże nie jest łatwe ze względu na dużą ruchomość piersi. Rozkład dawki w obszarze narastania można również modyfikować poprzez umieszczenie w polu promieniowania płyty rozpraszającej (ang. spoiler). Płyta rozpraszająca jest źródłem elektronów, które podwyższają dawkę na powierzchni i przesuwają maksimum w kierunku powierzchni. Opublikowano wiele prac dotyczących tego zagadnienia [3,4,5,6,7,8]. Otrzymane wyniki pozwalają na dość dokładny jakościowy opis zachodzących zjawisk. W celu praktycznego zastosowania płyt rozpraszających należy wykonać szczegółową dozymetrię.

W Świętokrzyskim Centrum Onkologii w Kielcach wykonano pomiary rozkładów dawki w osi centralnej dla wiązek promieniowania X o energii 6 MeV, generowanych w akceleratorze Mevatron KD2, modyfikowanych płytą rozpraszającą. W niniejszej publikacji prezentujemy wyniki przeprowadzonych pomiarów.

MATERIAŁY I METODY

Pomiary wykonano dla promieniowania X o energii nominalnej 6 MeV generowanego w akceleratorze Mevatron KD2. Zastosowano płaską komorę jonizacyjną typu Markus połączoną z elektrometrem UNIDOS. Pomiary wykonano na głębokości od 0 mm do 110 mm. Krok pomiaru wynosił 1 mm na głębokości od 0 mm do 30 mm oraz 10 mm w pozostałym obszarze.

Rozkłady dawki zmierzono dla czterech pól kwadratowych: 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 (cm²) w kilku różnych przypadkach. W pierwszym wykonano pomiary dla pól otwartych. Następnie w polu promieniowania umieszczono płytę rozpraszającą o grubości 1 cm wykonaną z akrylu (gęstość 1,18 g/cm³). Analogiczne pomiary wykonano z użyciem najczęściej stosowanych w radioterapii klinów o kącie łamiącym 15°, 30°, 45° i 60°. Wszystkie pomiary przeprowadzono w odległości

SSD = 100 cm. Każdą krzywą dawki znormalizowano oddzielnie do jej wartości maksymalnej. Niepewność pomiarową (średni błąd kwadratowy) wyznaczono powtarzając wielokrotnie ten sam pomiar. Wynosi ona 0,75% (jedno odchylenie standardowe). Większe niepewności pomiarowe stwierdzono dla punktów pomiarowych tuż pod powierzchnią.

KOREKCJE

Komora płaska Markusa charakteryzuje się dość dużym efektem perturbacyjnym, co wynika z bardzo małej średnicy guard-ringu [9]. Celem zmniejszenia niepewności pomiarowej uzyskane wyniki skorygowano odejmując od każdej wartości wielkość obliczoną z następującego wzoru [10]:

$$\Delta PDG = [27,19 - 32,59 \cdot TPR_{10}^{20} + C \cdot (-1,666 + 1,982 \cdot TPR_{10}^{20})] \cdot L \cdot \exp\left(-5,5 \cdot \frac{d}{d_{\max}}\right)$$

TPR 20/10 - współczynnik jakości promieniowania, dla stosowanego promieniowania TPR 20/10 = 0,68

L - wysokość wnęki powietrznej [mm], dla komory Markusa L = 2 mm

C - szerokość guard-ringu [mm], dla komory Markusa C = 0,2 mm

d - głębokość pomiaru

d_{max} - głębokość, na której dawka osiąga maksimum

W czasie wykonywania pomiarów stwierdzono, że detektor mierzył większe dawki na powierzchni niż na głębokości 1 mm. Błąd ten jest spowodowany zaburzeniami powstałymi na granicy powietrze-woda wywołanymi ruchami detektora. Do krzywej pomiarowej dopasowano funkcję opisującą rozkład dawki w obszarze narastania zaproponowaną przez Bomforda [11].

$$D = D_{\text{pow}} + (100 - D_{\text{pow}}) \cdot (1 - \exp(-\mu \cdot d)),$$

gdzie:

D_{pow} - wartość dawki na powierzchni, parametr dopasowania

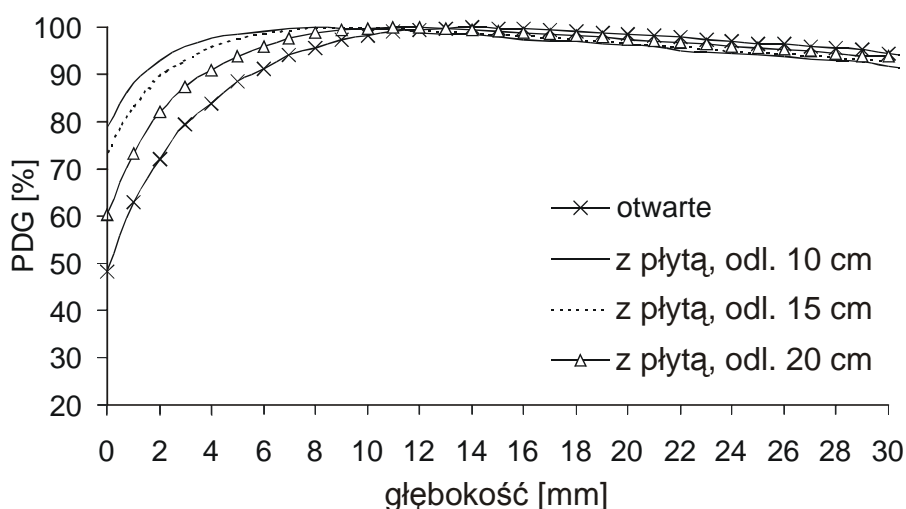
μ - parametr dopasowania

d - głębokość

Wartość dawki dopasowywano metodą najmniejszych kwadratów, poszukując w wyżej przedstawionym wzorze równocześnie współczynnika μ i dawki na powierzchni D_{pow}.

WYNIKI

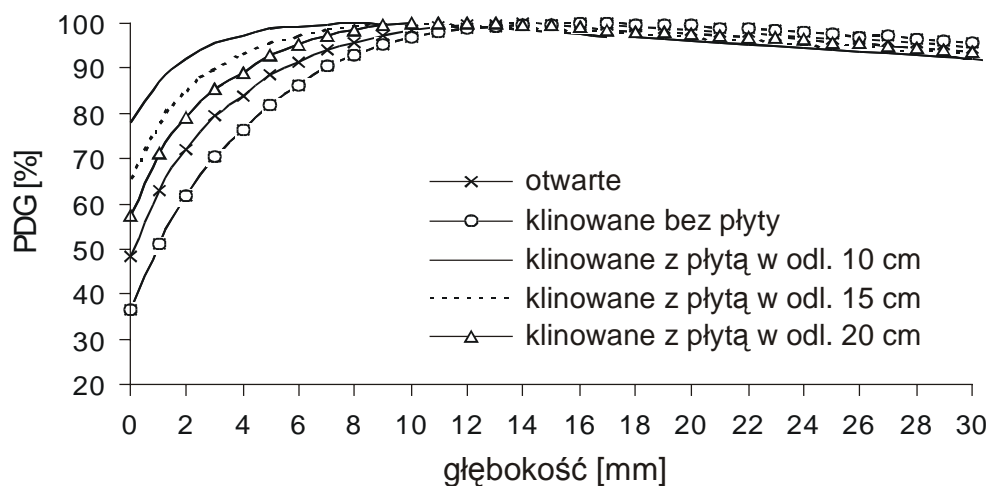
Na *rycinie 2* porównano rozkłady dawki w osi centralnej dla pola otwartego i dla pól modyfikowanych płytą rozpraszającą umieszczoną w odległościach 10, 15 i 20 cm od powierzchni fantomu. Przedstawiono dane dla pola kwadratowego o boku 15 cm.



Rycina 2. Procentowa dawka głęboka dla pola kwadratowego o boku 15 cm. Przedstawiono dane dla pola otwartego i dla pól modyfikowanych płytą umieszczoną w odległościach 10, 15 i 20 cm od powierzchni fantomu. Każdą krzywą znormalizowano do jej wartości maksymalnej.

Rozkłady dawki dla pola otwartego, modyfikowanego klinem 30° oraz dla pola klinowanego i jednocześnie modyfikowanego płytą rozpraszającą umieszczoną w odległościach 10, 15 i 20 cm od po-

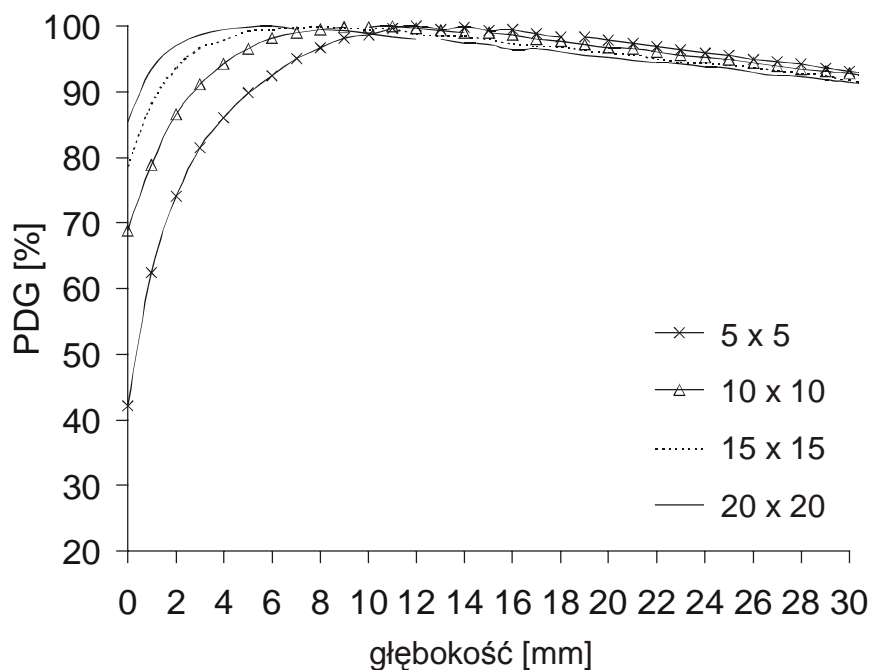
wierzchni fantomu obrazuje *rycina 3*. Przedstawiono rozkłady dawki dla pola kwadratowego o boku 15 cm.



Rycina 3. Procentowa dawka głęboka dla pola kwadratowego o boku 15 cm. Przedstawiono dane dla pola otwartego, dla pola modyfikowanego klinem 30° oraz dla pola klinowanego i jednocześnie modyfikowanego płytą rozpraszającą umieszczoną w odległościach 10, 15 i 20 cm od powierzchni fantomu. Każdą krzywą znormalizowano do jej wartości maksymalnej.

Rozkłady dawki dla czterech pól kwadratowych o bokach 5, 10, 15 i 20 cm modyfikowanych płytą rozpraszającą

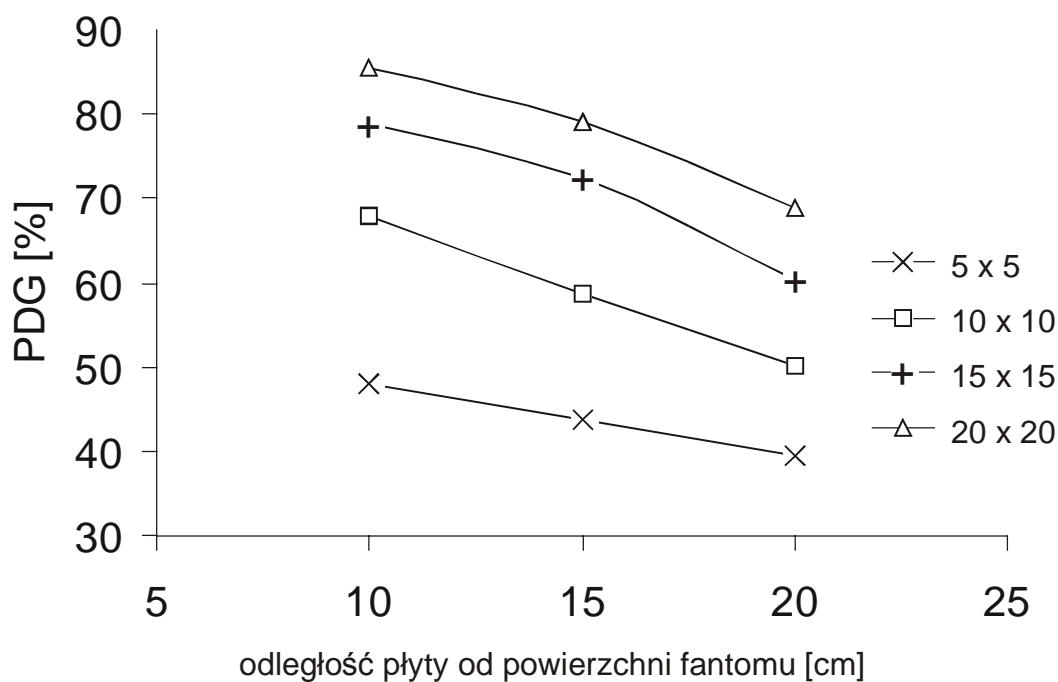
umieszczoną w odległości 10 cm od powierzchni fantomu przedstawiono na *rycinie 4*.



Rycina 4. Procentowa dawka głęboka dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm. Przedstawiono dane dla pola modyfikowanego płytą rozpraszającą umieszczoną w odległości 10 cm od powierzchni fantomu. Każdą krzywą znormalizowano do jej wartości maksymalnej.

Na *rycinie 5* przedstawiono zależność dawki na powierzchni od odległości płyty rozpraszającej od powierzchni fantomu.

Przedstawiono dane dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm.



Rycina 5. Procentowa dawka głęboka na powierzchni w funkcji odległości płyty od powierzchni fantomu. Przedstawiono dane dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm.

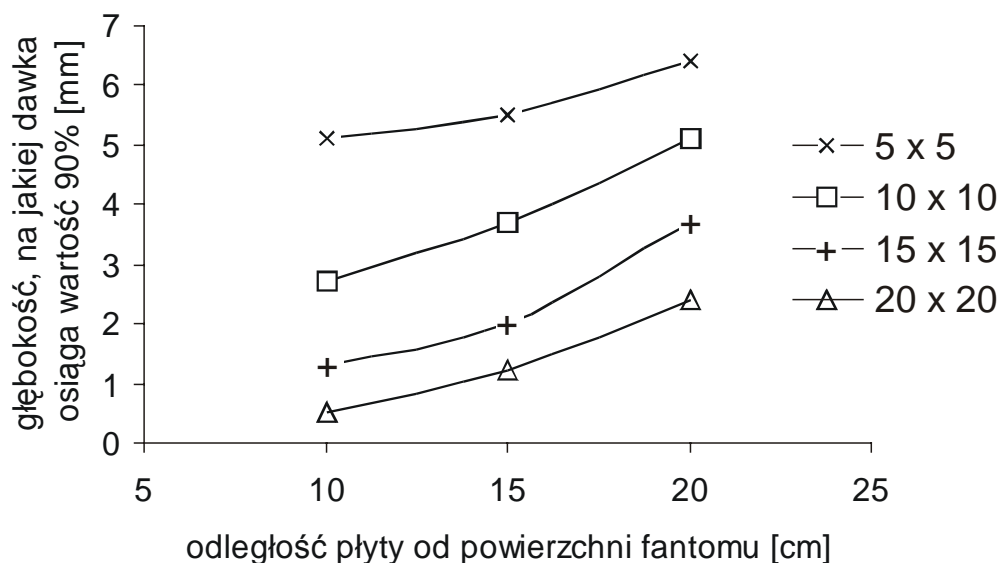
W tabeli 1 przedstawiono głębokości, na jakich dawka osiąga wartość 90%. Zestawiono dane dla pól otwartych, modyfikowanych płytą rozpraszającą klinami 15°, 30°, 45° i 60°. Płyta rozpraszająca była umieszczona w odległościach 10, 15 i 20 cm od powierzchni fantomu. Przedsta-

wiono dane dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm.

Na rycinie 6 przedstawiono zależność głębokości, na jakiej procentowa dawka głęboka osiąga wartość 90%, od odległości płyty rozpraszającej od powierzchni fantomu.

Tabela 1. Wartości głębokości, na jakiej PDG osiąga wartość 90%. Przedstawiono dane dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm w zbadanych przypadkach geometrycznych.

	5x5 [cm ²]	10x10 [cm ²]	15x15 [cm ²]	20x20 [cm ²]
otwarte	6.8 mm	6.1 mm	5.7 mm	5.1 mm
z płytą w odległości 20 cm	6.4 mm	5.1 mm	3.7 mm	2.4 mm
z płytą w odległości 15 cm	5.5 mm	3.7 mm	2.0 mm	1.2 mm
z płytą w odległości 10 cm	5.1 mm	2.7 mm	1.3 mm	0.5 mm
z klinem 60°	7.9 mm	7.5 mm	7.0 mm	6.7 mm
z klinem 45°	8.1 mm	7.5 mm	7.1 mm	6.6 mm
z klinem 30°	7.7 mm	7.4 mm	6.9 mm	6.5 mm
z klinem 15°	7.5 mm	6.7 mm	6.5 mm	6.1 mm
klin 60° + płyta w odl.10 cm	6.5 mm	3.5 mm	1.3 mm	0.5 mm
klin 45° + płyta w odl.10 cm	6.3 mm	3.0 mm	1.4 mm	0.6 mm
klin 30° + płyta w odl.10 cm	6.2 mm	3.3 mm	1.5 mm	0.6 mm
klin 15° + płyta w odl.10 cm	6.1 mm	3.0 mm	1.3 mm	0.6 mm



Rycina 6. Głębokość, na jakiej procentowa dawka głęboka osiąga wartość 90%, w funkcji odległości płyty od powierzchni fantomu. Przedstawiono dane dla pól kwadratowych o boku 5, 10, 15 i 20 cm.

OMÓWIENIE WYNIKÓW

Analiza otrzymanych wyników prowadzi do następujących wniosków:

- a) umieszczenie w polu promieniowania płyty rozpraszającej nie zmienia charakteru krzywej dawki; dawka szybko narasta wraz z głębokością do momentu osiągnięcia maksimum, następnie powoli maleje wraz z głębokością, wartości procentowej dawki głębokiej PDG w obszarze narastania są większe dla pola modyfikowanego płytą rozpraszającą niż dla pola otwartego,
- b) maksimum PDG znajduje się bliżej powierzchni dla pól modyfikowanych płytą rozpraszającą niż dla pól otwartych; maksimum PDG znajduje się najbliżej powierzchni dla największego pola i oddala się od powierzchni wraz ze zmniejszaniem się boku pola,
- c) maksimum dawki jest tym bliżej powierzchni, im mniejsza jest odległość pomiędzy płytą rozpraszającą i powierzchnią fantomu,
- d) w obszarze powolnego spadku PDG jest mniejsza dla pola modyfikowanego płytą rozpraszającą niż dla pola otwartego,
- e) PDG rośnie wraz ze wzrostem boku pola kwadratowego (zarówno w obszarze narastania, jak i w obszarze powolnego spadku),
- f) w obszarze narastania dawki obserwuje się podobne zmiany rozkładu dawki dla pól klinowanych i otwartych.

Blisko powierzchni absorbenta dawka jest deponowana przez dwie grupy elektronów. Dla badanego widma promieniowania fotony oddziałują z absorbentem niemal wyłącznie w efekcie Comptona. W oddziaływaniach powstaje strumień elektronów Comptona, który narasta w absorbencie wraz z głębokością do momentu osiągnięcia największej wartości na pewnej głębokości pod powierzchnią absorbenta. Ten wzrost strumienia obserwowany jest jako wzrost dawki. Położenie maksimum zależy od energii elektronów, którą uzyskały w oddziaływaniach z fotonami. Im wyższa jest energia fotonów, tym wyższa jest energia elektronów i głębiej położone maksimum [12]. Druga grupa elektronów pochodzi z oddziaływań foto-

nów z materią znajdującą się pomiędzy źródłem promieniowania i absorbentem. Jak wynika ze szczegółowych badań tego zjawiska, większość elektronów powstaje w oddziaływaniach fotonów z filtrem spłaszczającym, kolimatorami i powietrzem znajdującym się pomiędzy kolimatorami i absorbentem [5,6,7,13]. Ta druga grupa elektronów powoduje wzrost dawki na powierzchni i efekt przesuwania się maksimum dawki do powierzchni. Strumień ten jest tym większy, im większe jest pole promieniowania, co zaznacza się znacznym wzrostem dawki na powierzchni dla dużych pól. W większości sytuacji klinicznych występowanie obszaru narastania jest korzystne, gdyż chroni skórę przed uszkodzeniami. W pewnych szczególnych sytuacjach klinicznych ograniczeniem do stosowania wysokiej energii jest konieczność podania pełnej dawki terapeutycznej stosunkowo płytko pod skórą. Taką sytuację spotykamy w przypadku terapii nowotworu piersi zarówno po mastektomii, jak i po operacji oszczędzającej. W przypadku radioterapii po operacji oszczędzającej pełna dawka terapeutyczna powinna zostać podana już na głębokości około 5 mm. Jak wykazały przeprowadzone pomiary, spełnienie tego wymagania jest możliwe poprzez zastosowanie płyty rozpraszającej. Płyta rozpraszająca jest źródłem elektronów docierających z zewnątrz do absorbenta. Największe zmiany rozkładu dawki w obszarze narastania stwierdzono, gdy płyta rozpraszająca znajduje się w najmniejszej odległości od powierzchni fantomu, tj. 10 cm. Zmniejszający się wpływ płyty rozpraszającej na rozkład dawki w obszarze narastania dawki wraz ze wzrostem odległości płyty od powierzchni fantomu wskazuje, że część elektronów generowanych w płycie ma tak niską energię, że warstwa powietrza znajdująca się pomiędzy płytą i absorbentem wystarcza do ich zatrzymania.

Gdy płyta rozpraszająca jest umieszczona w odległości 10 cm od absorbenta, wartość 90% dawki w obszarze narastania (od pojedynczej wiązki) jest osiągana na głębokości 5,1; 2,7; 1,3 i 0,5 mm odpowiednio dla pola kwadratowego o boku 5, 10, 15 i 20 cm. Najmniejszy wpływ płyty na rozkład dawki

zaobserwowano dla pola o boku 5 cm. W tym przypadku objętość płyty w obszarze wiązki jest niewielka i w konsekwencji niewielki jest strumień elektronów dodatkowo docierających do powierzchni absorbenta.

Podobny, jak dla pól otwartych, wpływ płyty rozpraszającej na rozkład dawki w obszarze narastania zaobserwowano dla pól klinowanych. Warto jednak zauważyć, że dla pól klinowanych dawka na powierzchni jest zawsze niższa niż dla pola otwartego. Klin eliminuje z wiązki strumień elektronów rozpraszanych w filtrze spłaszczającym oraz kolimatorach i sam staje się źródłem elektronów rozproszonych. Jak pokazują pomiary, strumień elektronów generowanych w klinie jest mniejszy niż w filtrze spłaszczającym i kolimatorach. Dla pola kwadratowego o boku 15 cm (pole często stosowane w terapii nowotworu piersi) modyfikowanego klinem 15°, 30°, 45° lub 60° i płytą umieszczoną w odległości 10 cm od powierzchni pacjenta, 90% dawki jest osiągnięte odpowiednio na głębokości 1,3; 1,5; 1,4 i 1,3 mm.

Gdy rośnie odległość płyty od powierzchni absorbenta, maleje jej wpływ na rozkład dawki w obszarze narastania. W przypadku, gdy płyta znajduje się w odległości 20 cm od powierzchni absorbenta, dawka na powierzchni rośnie jedynie o kilka procent w stosunku do dawki dla sytuacji bez płyty rozpraszającej (bez względu na wielkość pola). To ważny wynik. W technikach izocentrycznych z zastosowaniem osłon taca do osłon, która jest źródłem elektronów rozproszonych, może znajdować się dość blisko skóry pacjenta. Jeżeli ta odległość jest większa od 20 cm, nie należy się obawiać zwiększenia liczby uszkodzeń skóry.

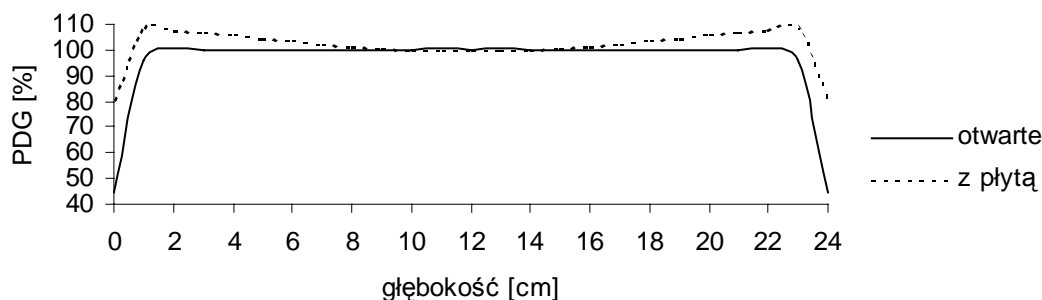
Warto zauważyć, jak elastycznym narzędziem w kształtowaniu rozkładu dawki w obszarze narastania jest płyta rozpraszająca. W zależności od odległości płyty od powierzchni absorbenta 90% dawki jest osiągnięte na różnych głębokościach (tabela 1). Umożliwia to dobranie odpowiedniej odległości płyty rozpraszającej od ciała pacjenta dla konkretnej sytuacji klinicznej.

Na rycinie 5 pokazano zależność dawki na powierzchni od odległości płyty

rozpraszającej od absorbenta dla pola kwadratowego o boku 5, 10, 15 i 20 cm. Dla pól o boku 15 i 20 cm dla płyty znajdującej się w odległości 10 cm od absorbenta dawka na powierzchni wynosi odpowiednio 78,7% i 85,5%. Tak wysoka dawka na powierzchni umożliwia zastosowanie wiązek promieniowania X o energii 6 MeV w technice pól stycznych w terapii nowotworu piersi po mastektomii bez stosowania bolusów. W tej technice wiązka wchodzi pod dość dużym kątem do ciała pacjenta, co dodatkowo podwyższa dawkę na powierzchni skóry [2].

Dla pól modyfikowanych płytą rozpraszającą krzywe spadku dawki, poza obszarem narastania dawki, nie zmieniają swojego kształtu. Spadek dawki z głębokością jest identyczny dla pola otwartego i pola modyfikowanego płytą rozpraszającą. Wyniki pomiarów współczynnika pochłaniania płyty umieszczonej w odległościach 10, 15 i 20 cm od absorbenta wykazały, że wartość osłabienia bardzo nieznacznie zależy od odległości. Dla pola modyfikowanego płytą rozpraszającą umieszczoną w odległościach 10, 15 i 20 cm współczynnik pochłaniania płyty wynosi odpowiednio: 1,059; 1,062 i 1,064. Wartość współczynnika osłabienia tacy umieszczonej w prowadnicy do osłon w głowicy aparatu wynosi 1,065. Różnica pomiędzy tymi wartościami nie przekracza 0,6%. W obliczeniach liczby jednostek monitorowych płyta rozpraszająca może być uwzględniana tak jak taca do osłon.

Na rycinie 7 porównano rozkład dawki od dwóch pól przeciwległych kwadratowych o boku 10 cm dla pola otwartego i dla pola modyfikowanego płytą rozpraszającą dla promieniowania fotonowego o energii 6 MeV, gdy odległość pomiędzy punktami wejścia wiązek wynosi 24 cm. Tego typu technika jest stosowana w przypadku napromieniania pacjentek z nowotworem piersi. Zastosowanie płyty rozpraszającej prowadzi do nieznacznego wzrostu dawki maksymalnej, ale pozwala na osiągnięcie na głębokości 5 mm pod powierzchnią dawki nie wyższej niż 95%. Uzyskanie takiego rozkładu pozwala na zastosowanie wiązki o energii 6 MeV do napromieniania techniką pól stycznych pacjentek zarówno po zachowawczej operacji nowotworu piersi, jak i po mastektomii.



Rycina 7. Rozkład dawki od dwóch wiązek przeciwnych dla promieniowania X o energii 6 MeV dla pola $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Przedstawiono dane dla pola otwartego i dla pola modyfikowanego płytą rozpraszającą umieszczoną w odległości 10 cm od powierzchni fantomu.

WNIOSKI

Dla wiązek promieniowania X o energii 6 MeV zastosowanie płyty rozpraszającej w odpowiednio dobranej odległości od powierzchni ciała umożliwi elastyczne kształtowanie rozkładu dawki w obszarze narastania. Jeżeli odległość płyty rozpraszającej od powierzchni fantomu jest większa niż 20 cm, wpływ płyty na rozkład dawki jest nieznaczny i można go zaniedbać.

REFERENCES

1. International Commission on Radiation Units and Measurements, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 50. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland; 1993.
2. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 2nd ed. Baltimore, Maryland 21202, USA; 1994.
3. Ciesielski B, Reinstein LE, Wielkopolski L, Meek A. Dose enhancement in buildup region by lead, aluminium, and lucite absorbers for 15 MV photon beam. *Med Phys* 1989;16:4, Jul/Aug.
4. Khan FM. Use of electron filter to reduce skin dose in cobalt teletherapy. *The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy and Nuclear Medicine* 1971;1: 180-1.
5. Nilsson B, Brahme A. Characteristics of therapeutic electron and photon beams. The Second International Summer School "Physics in Radiotherapy" Warsaw, Poland 1993.
6. Scrimger J. Effect of Air Gap on Absorbed Dose in Tissue. *Radiology* 1972;102: 171-2.
7. Sjögren R, Karlsson M. Electron contamination in clinical high energy photon beams. *Med Phys* 1996;11:1873-81.
8. Thomas SJ, Bruce G. Skin dose near compensating filters in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1988;6:703-10.
9. Raport Techniczny Nr 381 Międzynarodowej Agencji Energii Atomowej: The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry.
10. Gerbi BJ, Khan FM. Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. *Med Phys* 1990;1:17-24.
11. Bomford CK. Calculation of percentage depth dose in regions of build-up. *British Journal of Radiology*. 1969;42:551.
12. Kukołowicz PF. Charakterystyka wiązek terapeutycznych fotonów i elektronów. Kielce; 2001.
13. Niroomand-Rad A, Khosrow J, Rodgers JE, Harter WK. Effects of beam spoiler on radiation dose for head and neck with 10-MV photon beam. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;4:935-40.