



Praca poglądowa/Review paper

## Pomiary rozkładów dawek poza obszarem terapeutycznym na wybranych głębokościach i odległościach od osi wiązki.

### *Measurements of peripheral dose in a water phantom for different distances and depths*

A.Kowalik<sup>1</sup>, W.Jackowiak<sup>2</sup>, M. Kruszyna<sup>1</sup>, S. Adamczyk<sup>1</sup>,  
M. Skórska<sup>1</sup>, W. Suchorska<sup>3</sup>, K. Zaleska<sup>3</sup>, J. Malicki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Medical Physics Department, Greater Poland Cancer Center, Poznan, Poland,

<sup>2</sup>Radiotherapy Department I, Greater Poland Cancer Center, Poznan, Poland,

<sup>3</sup>Radiobiology Laboratory, Greater Poland Cancer Center, Poznan, Poland.

#### Streszczenie

Celem pracy było zbadanie dawek poza obszarem terapeutycznym na wybranych głębokościach i odległościach od osi wiązki (CAX). Na potrzeby badania zaprojektowano i skonstruowano fantom wodny o wymiarach 45 cm x 35 cm x 90 cm, w którym umieszczone zostały detektory termoluminescencyjne (TLD 100). Detektory umiejscowiono na czterech głębokościach : 2 cm, 5 cm, 8 cm i 15 cm oraz czterech odległościach (dla każdej głębokości) od osi wiązki: 10 cm, 20 cm, 30 cm i 40 cm. W osi wiązki zadano dawkę 76 Gy, co odpowiadało 7503 jednostkom monitorowym (MU). Dawka w odległości 10 cm od osi wiązki i 2 cm głębokości była bliska dawce na głębokości 15 cm i wynosiła średnio 2,3 Gy. Pomiary pokazały silną zależność dawki w zależności od odległości od osi wiązki. Dla dystansu 40 cm od CAX na głębokości 2 cm, zmierzono dawkę równą 0,27 Gy (SD = 0,025 Gy), na 15 cm od CAX 0,116 Gy (SD = 0,066 Gy). W odległości 30 cm od osi wiązki zależność dawki wraz z głębokością była znacząca na głębokości 2 cm – 0,524 Gy (SD = 0,251 Gy) oraz na głębokości 15 cm – 0,242 Gy (SD = 0,564 Gy). 20 cm od osi wiązki na głębokości 2 cm wynosiła 0,925 Gy (SD = 0,483 Gy) a na głębokości 15 cm 0,517 Gy (SD = 0,160 Gy).

#### Abstract

The aim of this study was to check the doses outside the therapeutic region at different distances and depths. For the measurements there was designed and created the special water phantom of the size 40 cm

Adres do korespondencji

Anna Kowalik

Zakład Fizyki Medycznej,

Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, Polska

Telefon. +48 605 318 115

e-mail: [annakowalik@poczta.onet.pl](mailto:annakowalik@poczta.onet.pl)

x 35 cm x 90 cm. In the phantom were located inserts with PMMA slabs with TLD 100 chips inside. The inserts were deployed in five depths: 2 cm, 5 cm, 8 cm and 15 cm and 10 cm, 20 cm, 30 cm, 40 cm from the CAX. The results for distance from CAX 10 cm show that the dose on the depth 2 cm was quite the same that in the depth 15cm and it was about 2.3 Gy. Measurements show that the strong dependence of the dose we observed far away from the CAX. For the distance 40 cm for the depth 2 cm the dose was 0.27 Gy (SD=0.025 Gy) and on 15 cm was 0.116 Gy (SD = 0.066 Gy), it is about 50% lower. For the distance 30 cm the dependence from depth was also significant for the depth 2 cm – 0.524 Gy (SD=0.251 Gy) and for 15 cm – 0.242 Gy (SD = 0.564 Gy). On distance 20 cm the dose on the depth 2 cm was 0.925 Gy (SD=0.483 Gy) and on depth 15 cm (SD=0.160 Gy). We found that the dose differ little between each depth and fall rapidly with distance from the central axis beam. As you would expect biggest decline dose was between 10 cm and 20 cm from the axis (the area penumbra). The highest out of field doses were measured for a distance of 10 cm on all depths and the smallest for 40 cm.

**Słowa kluczowe:** radioterapia, niskie dawki, dawki poza polem terapeutycznym, promieniowanie rozproszone, dozymetria termoluminescencyjna

**Keywords:** radiotherapy, low doses, out-of-field dose, scatter radiation, TLD dosimetry

## Wstęp

Obecnie niemal 50% wszystkich pacjentów chorych na nowotwory jest leczonych z wykorzystaniem promieniowania jonizującego. Ciągły rozwój metod radioterapii stawia coraz większe wymagania względem stosowanego sprzętu terapeutycznego. Nowoczesne technologie, zaczynając od akceleratorów liniowych cząstek naładowanych poprzez techniki intensywnej modulacji dawki - IMRT (ang IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy), technikę sterowaną obrazem - IGRT (ang. IGRT – Image - Guided Radiation Therapy) czy terapię helikalną (Tomoterapia), umożliwiają uzyskanie bardziej konformalnych rozkładów dawek w guzie nowotworowym. Następnym konformalizacją dawek w objętości guza jest ograniczenie dawek w narządach krytycznych. Rozwój nowoczesnych metod leczenia wiąże się również z wprowadzeniem nowych technik w radioterapii co umożliwi podniesienie dawki w objętości guza z jednoczesnym zachowaniem dużego gradientu dawki poza objętością napromienianą. Wszystkie plany leczenia są zoptymalizowane w celu zapewnienia jak najmniejszej dawki w narządach krytycznych oraz zdrowych tkankach. Opracowano wiele algorytmów planowania w celu dokładnego obliczenia dawki w obszarze guza, natomiast dawki poza polem nadal są obiektem badań [1-5]. Współcześnie techniki radioterapii, takie jak: 3DCRT ( 3DCRT – 3D Conformal Radiation Therapy), IMRT i terapia protonowa w porównaniu do wcześniejszych metod, zapewniają lepszą homogenność dawki w obszarze guza i niższe dawki dla narządów krytycznych. Odbywa się to jednak kosztem większej dawki w narządach odległych ze względu na: zastosowanie wyższej energii, dłuższego czasu napromieniania oraz występowania promieniowania neutronowego [8,9]. Autorzy A. Kowalik i współpracownicy przeprowadzili w 2012 r. badanie pomiaru dawki w fantomie antropomorficznym w wybranych narządach krytycznych, takich jak płuca, tarczyca, pęcherz moczowy i jądra za pomocą trzech technik napromieniania raka prostaty: 3DCRT, IMRT i Tomoterapii [8]. W badaniu do pomiaru wykorzystano fantom antropomorficzny Aldersona oraz detektory termoluminescencyjne (TLD 100, Harshaw) zbudowane z  $^6\text{Li}$  (7,5%) i  $^7\text{Li}$  (92,5%). Zmierzono także komponentę promieniowania neutronowego w wybranych punktach, używając złotych folii (0,5 cm średnicy, średnia gęstość 0,108 g/cm<sup>3</sup>). Otrzymano następujące wyniki dla poszczególnych technik napromieniania (3DCRT, IMRT, Tomoterapia): tarczyca (0,62 Gy ± 0,001 Gy vs. 2,88 Gy ± 0,004 Gy vs. 0,58 Gy ± 0,003 Gy); płuca (0,99 Gy ± 0,003 Gy vs. 4,78 Gy ± 0,006 Gy vs. 0,67 Gy ± 0,003 Gy); pęcherz (80,61 Gy ± 0,054 Gy vs. 53,75 Gy ± 0,070 Gy vs. 34,71 Gy ± 0,059 Gy) jądra (4,38 Gy ± 0,017 Gy vs. 6,48 Gy ± 0,013 Gy vs. 4,39 Gy ± 0,020 Gy). Zmierzona komponenta promieniowania neutronowego wynosiła 0,5% dawki dla PTV. Problem niskich dawek podjęli w swojej pracy również M. Rafi Uddin [9] i R. Kaderka i in. [10]. Autorzy wykazali, że dawka poza PTV mieści się w zakresie od 5% do 36% dawki w osi wiązki.

## Cel

Celem badania były pomiary rozkładów dawek poza obszarem terapeutycznym na wybranych głębokościach i odległościach od osi wiązki.

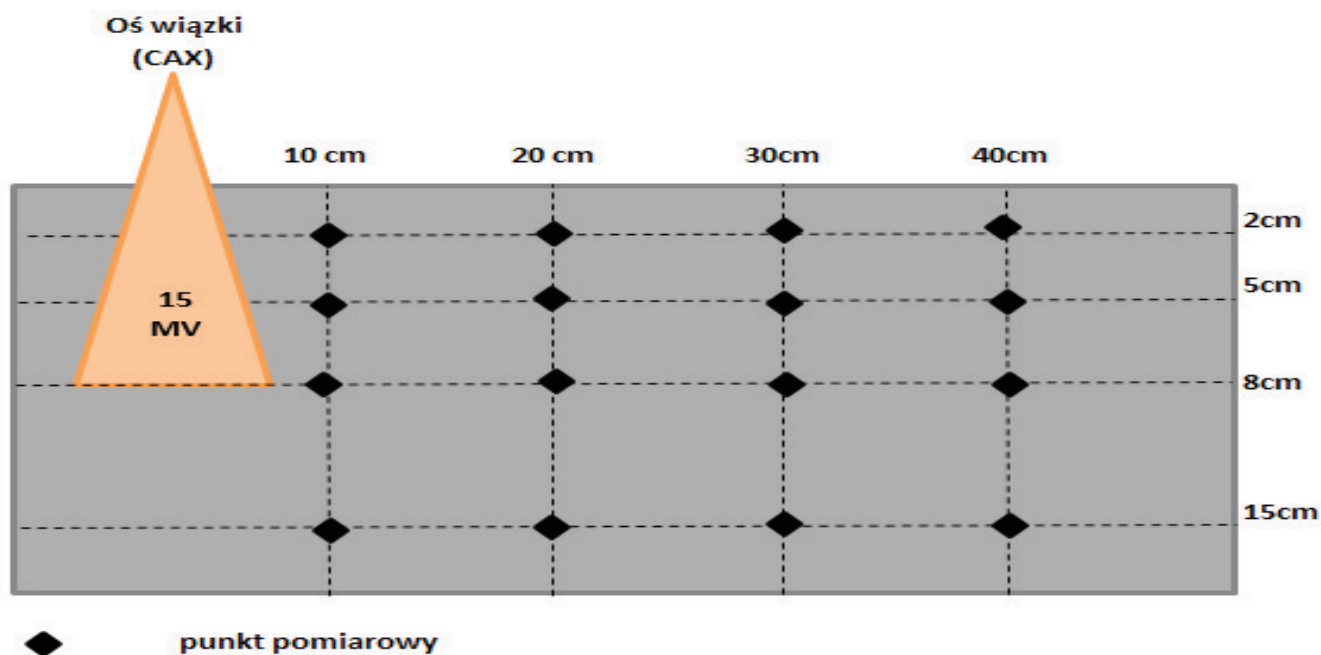
## Materiał i metoda

W celu przeprowadzenia pomiarów, zaprojektowano i wykonano specjalny fantom wodny o wymiarach 40 cm x 35 cm x 90 cm (Ryc. 1), w którym umieszczone zostały, w wodoszczelnych bloczkach wykonanych z pleksi detektory termoluminescencyjne. Do pomiarów wykorzystano detektory termoluminescencyjne TL100 firmy Harshaw, które mają postać spieków z fluorku litu (LiF) o wymiarach 3,0 mm x 3,0 mm x 0,9 mm. Istotą działania detektorów jest magazynowanie części energii pochłoniętej w czasie przechodzenia przez nie promieniowania jonizującego. W wyniku podgrzewania próbki następuje przenoszenie elektronów z pułapek elektronowych do wyższych poziomów, skąd następnie wracają do poziomu podstawowego emitując energię w postaci światła. Ilość energii zaabsorbowanej przez detektor, która jest emitowana w postaci światła, jest proporcjonalna do liczby elektronów w pułapkach elektronowych, co odpowiada energii zaabsorbowanej podczas napromieniania. Odczyt zaabsorbowanego ładunku odbywa się w czytniku detektorów termoluminescencyjnych, składającego się z grzejnika, fotopowielacza przetwarzającego małą ilość światła na impuls prądowy, układu liczącego oraz mikroprocesora do przetwarzania impulsów. Po odczycie detektor zostaje poddany obróbce termicznej, w celu przygotowania go do następnej ekspozycji. Czulość detektora termoluminescencyjnego nie jest stała, dlatego też niezbędne jest wykonanie kalibracji w odpowiednich warunkach, co pozwala na wyznaczenie współczynnika kalibracyjnego.



Rycina. 1. Fantom wodny do pomiaru dawki poza polem promieniowania.

Detektory rozmieszczone były na czterech głębokościach: 2 cm, 5 cm, 8 cm i 15 cm oraz czterech odległościach od osi wiązki: 10 cm, 20 cm, 30 cm i 40 cm (Rycina 2).



Rycina 2. Schemat układu pomiarowego

Detektory termoluminescencyjne zostały poddane kalibracji w specjalnym fantomie wykonanym z pleksi. Na skanach tomograficznych określono parametry napromieniania. Przygotowano trójwymiarowy plan leczenia uwzględniający kontury detektorów TLD, umieszczonych wewnątrz fantomu. Odległość od źródła do powierzchni fantomu (SSD- Source Skin Distance) wynosiła 100 cm, energia 15 MV oraz dawka 0,5 Gy. Tak przygotowane detektory napromieniano na akceleratorze liniowym. W celu ustabilizowania sygnału po napromienieniu poddawano je procesowi podgrzania w specjalnym czytniku (Harshaw TLD Reader, model 3500). Podczas odczytu detektorów wykorzystany został gaz - w celu zapewnienia jak największej dokładności odczytu, tak ważnej w przypadku badania niskich dawek. Do odczytu zastosowano program WinREMS Bicron (Harshaw, wersja PL-26732.8.2.1.0). Odczytu dokonywano 24 godziny po napromienianiu. Pomiary kalibracyjne powtórzono dziesięć razy, następnie obliczono współczynniki kalibracyjne detektorów i współczynniki zmienności danego detektora. Po każdym odczycie detektory poddawane były procesowi anilacji sygnału detektora przy pomocy wysokiej temperatury.

Następnie przygotowano plan leczenia w technice izocentrycznej z pól symulujących leczenie pacjenta: pole 10 cm x 10 cm, energia 15 MV, dose rate 600 MU/min. Dawkę normalizowano na punkt na głębokości 8 cm. W osi wiązki podano dawkę 76 Gy, co odpowiadało 7503 jednostkom monitorowym (MU) w jednej frakcji. Plan leczenia obliczono w komputerowym systemie planowania leczenia – Eclipse Treatment Planning System, Varian, Version 13.6. Pomiary zostały wykonane detektorami termoluminescencyjnymi typu 100 (TLD 100) składającymi się z 7,5% 6 Li i 92,5% 7 Li.

Każdemu powtórzeniu pomiarów towarzyszył ten sam schemat przygotowania fantomu i detektorów. Przed rozpoczęciem napromieniania, fantom był każdorazowo pozycjonowany na stole terapeutycznym w oparciu o markery obecne na ścianie fantomu, następnie umieszczano detektory TL i sprawdzano poziom wody. Dawka w osi wiązki była weryfikowana przy pomocy komory jonizacyjnej typu Farmer (PTW Freiburg, nr seryjny 3535) i dawkomierza PTW Unidos (PTW Freiburg, nr seryjny E80610). Detektory termoluminescencyjne umieszczone były prostopadle do osi wiązki. W celu zapewnienia ochrony przed wodą wykorzystano parafilm, którym zabezpieczono bloczki z TLD. Pojedyncza sesja napromieniania trwała około 13 minut.

Procedura odczytu detektorów termoluminescencyjnych wykorzystana w badaniu była taka sama jak

w przypadku kalibracji. Wykorzystano również dodatkowe detektory TL, umieszczone w sterowni podczas napromieniania, których zadaniem był pomiar promieniowania tła.

## Wyniki

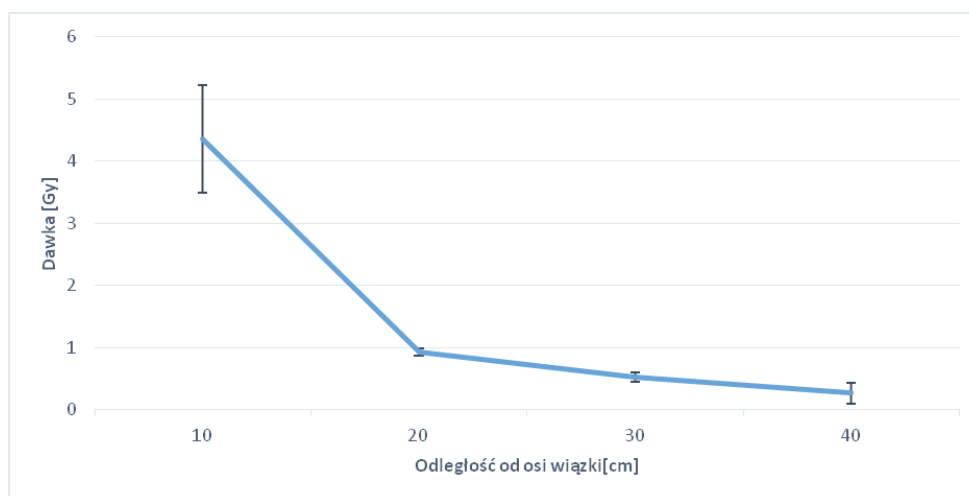
W pierwszym etapie analizie poddano zależność dawki od odległości od osi wiązki. Wyniki przedstawiono w tabeli nr 1.

Odległość od osi wiązki [cm]	Głębokość [cm]	Średnia dawka zmierzona [Gy]	± SD [Gy]
10	2	2,354	0,864
	5	2,345	0,059
	8	2,254	0,074
	15	2,351	0,164
20	2	0,925	0,106
	5	1,202	0,483
	8	0,716	0,424
	15	0,517	0,160
30	2	0,524	0,251
	5	0,258	0,964
	8	0,349	0,223
	15	0,242	0,564
40	2	0,270	0,025
	5	0,305	0,266
	8	0,222	0,203
	15	0,116	0,066

Tabela 1. Zależność dawki od odległości od osi wiązki (CAX).

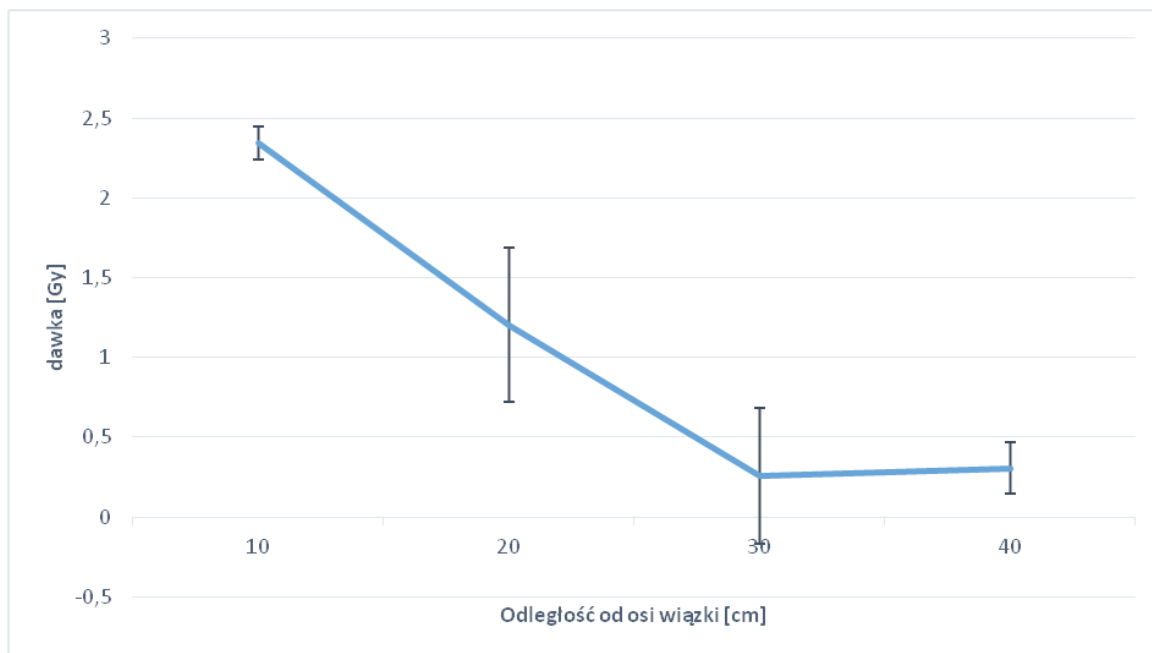
Wyniki pomiaru dawki w odległości 10 cm od osi wiązki na głębokości 2 cm były porównywalne z dawką na głębokości 15 cm i wynosiły średnio 2,3 Gy (przyp. 76 Gy podawano w osi wiązki). Pomiarzy wykazują wysoką zależność wartości dawki wraz ze wzrostem odległości od osi wiązki. Dla dystansu 40 cm i głębokości 2 cm dawka wynosiła 0,27 Gy (SD = 0,025 Gy), a na głębokości 15 cm wynosiła 0,116 Gy (SD = 0,066 Gy) i była o 50% mniejsza w porównaniu do dawki na głębokości 2 cm. Dla dystansu 30 cm od CAX zależność dawki od głębokości była znacząca również na głębokości 2 cm i 15 cm wynosiła odpowiednio 0,524 Gy (SD = 0,251 Gy) i 0,242 Gy (SD = 0,483 Gy). Na odległości 20 cm od osi wiązki i głębokości 2 cm dawka wyniosła 0,925 Gy (SD = 0,106 Gy) a dla głębokości 15 cm 0,517 Gy (SD = 0,160 Gy).

Na rycinach 3 – 6 przedstawione zostały wyniki prezentujące zależność dawki od głębokości i odległości od osi wiązki.



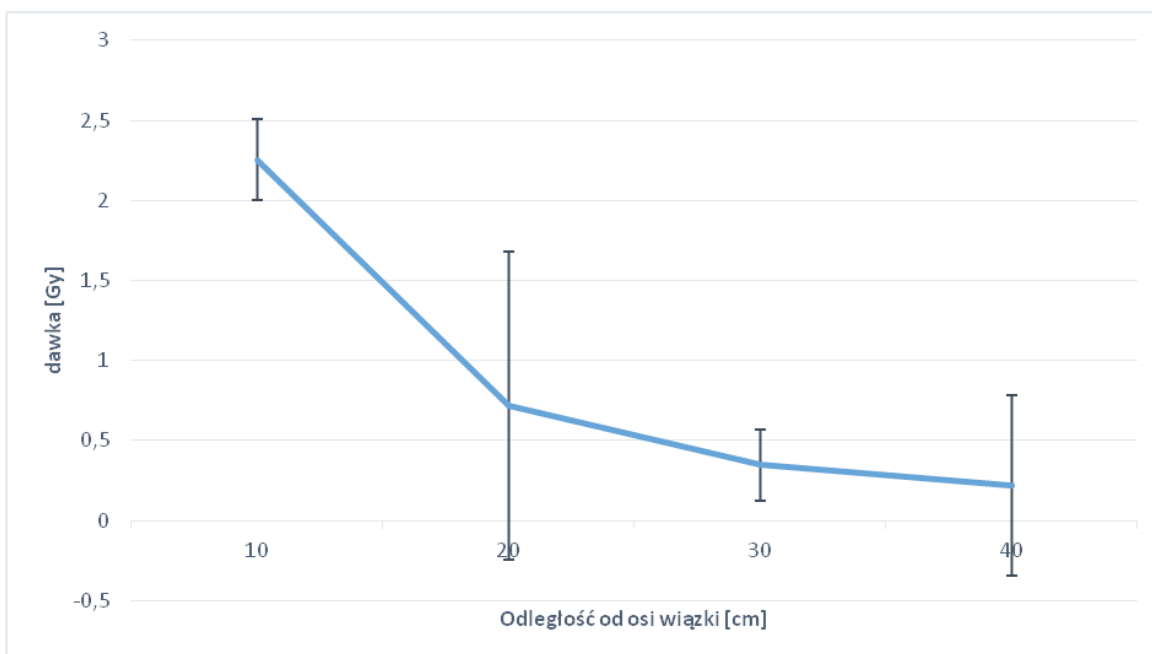
Rycina 3. Zależność rozkładu dawki od odległości od osi wiązki na głębokości 2 cm w fantomie wodnym.

Rycina 3 przedstawia wartości dawek na głębokości 2 cm dla każdego dystansu pomiarowego. Obserwowany był szybki spadek dawki pomiędzy 10 cm a 20 cm od osi wiązki w porównaniu z większą stabilnością dawki między 20 cm, 30 cm a 40 cm od CAX. Jak przedstawiono w Tabeli 1, dawka na głębokości 2 cm i 10 cm głębokości wyniosła 2,354 Gy i stanowiła blisko 40% dawki zadanej w osi.

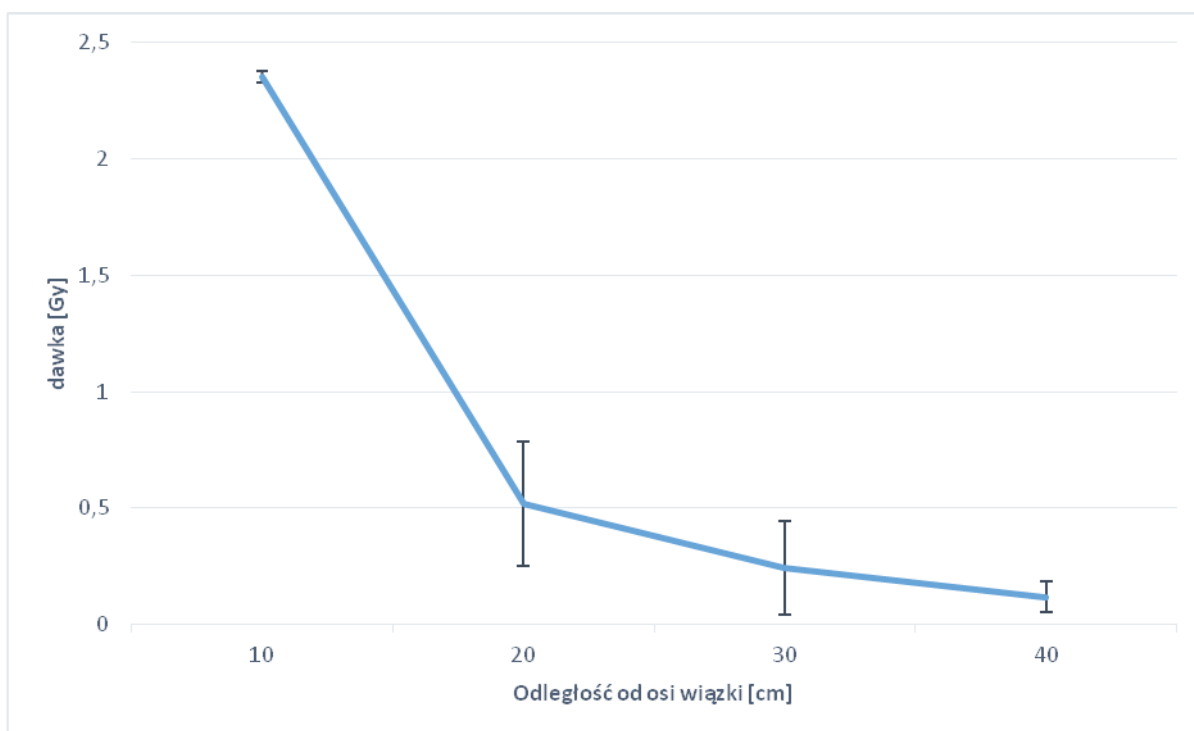


Rycina 4. Zależność rozkładu dawki od odległości od osi wiązki na głębokości 5 cm w fantomie wodnym.

Dla głębokości 5 cm obserwowany był szybki spadek dawki pomiędzy 10 cm a 30 cm od osi wiązki. Dawka w punkcie pomiarowym 10 cm od CAX wynosiła 2,345 Gy a 30 cm od CAX 0,258 Gy. Nie zaobserwowano istotnej różnicy w dawce pomiędzy punktami pomiarowymi rozmieszczonymi na 30 cm i 40 cm od osi wiązki. Dawka zmierzona w odległości 40 cm od osi wiązki, na głębokości 5 cm wynosiła blisko 0,5% dawki w CAX i była wyższa niż dla głębokości 2 cm.



Rycina 5. Zależność rozkładu dawki od odległości od osi wiązki na głębokości 8 cm w fantomie wodnym



Rycina 6. Zależność rozkładu dawki od odległości od osi wiązki na głębokości 15 cm w fantomie wodnym.

Wyniki pomiaru dawek dla głębokości 8 cm i 15 cm ukazywały podobną tendencję jak wyżej prezentowane wyniki. Dla głębokości 8 cm, dawka w najodleglejszym punkcie wynosiła 10% dawki w odległości 10 cm i 0,3% dawki w CAX. W przypadku głębokości 15 cm, 40 cm od CAX dawka stanowiła 5% dawki w punkcie 10 cm od osi i 0,15% dawki w CAX.

## Dyskusja

Oszacowanie niskich dawek stanowi ważny aspekt dozymetryczny i jest przedmiotem wielu badań. Pomiar przeprowadzane są w fantomach wodnych, fantomach antropomorficznych bądź innych fantomach projektowanych specjalnie na potrzeby badań [11,12]. Problemem podczas pomiaru jest dobór odpowiedniego detektora, który byłby wrażliwy na bardzo niskie sygnały. Drugim aspektem jest brak wystarczającej wiedzy na temat widma promieniowania rozproszonego i składowych energetycznych wchodzących w jego skład. Dodatkowo możliwość kalkulacji dawki przez komercyjne systemy planowania leczenia w obszarach odległych od objętości guza jest bardzo ograniczona. Siji Cyraic i współpracownicy [5] w swojej publikacji wykazali, że systemy planowania leczenia, charakteryzują się dużą niedokładnością w obliczaniu dawki przy krawędzi pola, która sięga 5% i wzrasta wraz z odległością nawet do 20%. Brak możliwości dokładnego obliczenia dawki poza obszarem leczonym jest szczególnie niekorzystny, gdy guz zlokalizowany jest blisko ważnych życiowo narządów wrażliwych na promieniowanie (np. rdzeń kręgowy, gonady), ale także gdy radioterapii poddawane są osoby młode bądź w przypadku powtórnego napromieniania.

W prezentowanym badaniu, autorzy obliczyli dawkę zadaną 76 Gy, która symuluje dawkę terapeutyczną stosowaną podczas dwuetapowego napromienienia raka prostaty. Na podstawie anatomii rzeczywistych pacjentów określono głębokości pomiarowe, które odpowiadały zróżnicowanemu umiejscowieniu narządów krytycznych w ciele człowieka (nerw wzrokowy, rdzeń). Autorzy ze względu na techniczne ograniczenia fantomu zaprezentowali badanie, w którym uwzględniono tylko jedno otwarte pole napromieniania. Zaawansowane, wielopolowe techniki napromieniania i ich wpływ na dawkę w narządach odległych od objętości leczonej zostały zaprezentowane we wcześniejszym badaniu autorów [8].

D.S. Sharma i współpracownicy [13], wykazali, że zwiększona ilość jednostek monitorowych (ang. MU – Monitor Units) stosowana w technice IMRT w porównaniu z techniką 3DCRT dla tej samej dawki frakcyjnej, prowadzi do zwiększenia dawki w tkankach poza polem terapeutycznym. Dawka peryferyjna dla energii

15MV jest silnie zależna od odległości od osi wiązki i zmienia się wraz z głębokością. Dawki zmierzone dla każdego dystansu i każdej głębokości wykazują tendencję spadkową wraz ze wzrostem ich odległości od osi wiązki. Zaobserwowany został gwałtowny spadek dawek między 10 cm a 20 cm od osi wiązki natomiast dawki dla odległości 30 cm i 40 cm od CAX dla każdej głębokości nie różniły się znacząco.

Zaprezentowane przez autorów pomiary metodą termoluminescencji pokazują dobra zgodność z pomiarami wykonanymi komorą jonizacyjną i detektorami MOSFET przez Annamalai i Velayudham [14].

Niestety, nadal nie istnieją metody pozwalające w klinicznych warunkach zmierzyć dawkę, jaką otrzymuje pacjent podczas leczenia w obszarach odległych od guza. Stosowane dotychczasowe metody pomiarowe nie pozwalają na zmierzenie w warunkach klinicznych dawki, jaką otrzymują podczas radioterapii obszary poza polem napromieniania.

## Podsumowanie

Kalkulacja dawki poza obszarem leczonym stanowi poważny problem dozymetryczny. Temat niskich dawek jest zagadnieniem bardzo często poruszonym w literaturze, szczególnie gdy rozważania dotyczą indukcji nowotworów wtórnych. Badania dowodzą, że dawki rzędu kilku mGy, mogą powodować istotne efekty biologiczne, co ukazuje zasadność powyższych pomiarów. Z powyższej pracy wysuwają się dwa zasadnicze wnioski:

- detektory termoluminescencyjne są dobrym narzędziem do pomiaru niskich dawek, poza obszarem tarczowym
- dawki zmierzone w punktach odległych od promieniowania, maleją wraz z dystansem od osi wiązki i zmieniają się wraz z głębokością pomiaru.

## Konflikt interesu/ Conflict of interest

Nie występuje / None

## Finansowanie/ Financial suport

Badanie zostało sfinansowane ze środków na podstawie grantu nr 18/2014(77) realizowanego w Wielkopolskim Centrum Onkologii.

## Etyka/ Ethics

Treści przedstawione w artykule są zgodne z zasadami Deklaracji Helsińskiej, dyrektywami EU oraz ujednoliconymi wymaganiami dla czasopism biomedycznych.

## Piśmiennictwo / References

- [1] Taylor ML, Kron T, Franich RD (2011) Assessment of out-of-field doses in radiotherapy of brain lesions in children. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 79(3):927–33.
- [2] Klein EE, Maserang B, Wood R, Mansur D (2006) Peripheral doses from pediatric IMRT. *Med Phys*, 33(7):2525–31.
- [3] Howell RM, Scarboro SB, Kry SF, Yaldo DZ (2010) Accuracy of out-of-field dose calculations by a commercial treatment planning system. *Phys Med Biol*, 55(23):6999–7008.
- [4] Jang SY, Liu HH, Mohan R (2008) Underestimation of low-dose radiation in treatment planning of intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 71(5):1537–46.
- [5] Siji Cyriac, M.M. Musthafa, R. Ganapathi Raman, K. Abdul Haneefa, Saju Bhasi (2015). Out-of-field photon dosimetry study between 3-D conformal and intensity modulated radiation therapy in the management of prostate cancer. *International Journal of Radiation Research*, Volume



13, No 2

- [6] Xu X G, Bednarz B and Paganetti H (2008). A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. *Phys. Med. Biol.* 53 193–241
- [7] Newhauser Wand Durante M (2011). Assessing the risk of second malignancies after modern radiotherapy. *Nature Rev.Cancer* 11 1–11
- [8] A. Kowalik, W. Jackowiak, J. Malicki, M. Skórska, M. Adamczyk, E. Konstanty, T. Piotrowski, K. Polaczek-Grelak  
Measurements of doses from photon beam irradiation and scattered neutrons in an anthropomorphic phantom model of prostate cancer: a comparison between 3DCRT, IMRT and tomotherapy, *NUKLEONIKA* 2017;62(1):29–35 doi: 10.1515/nuka-2017-0005
- [9] M. Rafi Uddina, M. Jahangir Alamb and G. U. Ahmada (2003). Measurement of dose outside the irradiated volume by using locally fabricated water phantom. *Bangladesh Journal of Medical Physics* Vol. 2.
- [10] Kaderka R, Schardt D, Durante M, Berger T, Ramm U, Licher J, La Tessa C (2017). Out-of-field dose measurements in a water phantom using different radiotherapy modalities. *Phys Med Biol.* 57(16):5059–74.
- [11] Purdy J (2008). Dose to normal tissue outside the radiation therapy patients treated volume: a review of different radiation therapy techniques. *Health Phys*,95(5): 666-676.
- [12] Ruben JD, Lancaster CN, Jones P, Smith RL (2011.) A comparison of out-of-field dose and its constituent components for intensity-modulated radiation therapy versus conformal radiation therapy: implications for carcinogenesis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*,81:1458–1464.
- [13] Sharma D S, Animesh, Deshpande S S et al. (2006). Peripheral dose from uniform dynamic multileaf collimation fields: implications for sliding window intensity-modulated radiotherapy. *Br J Radiol*; 79: 331–5.
- [14] Anamalai G., Velayudham R.(2009). Comparison of peripheral dose measurements using ionization chamber and MOSFET detector, *Rep Pract Oncol Radiother.* Volume 14, Issue 5, Pages 176-183.