



# Charakterystyka oraz kontrola jakości wiązki fotonowej o energii 2,5 MV w medycznym akceleratorze liniowym TrueBeam

## Characterization and quality control of 2.5 MV beam in TrueBeam medical linear accelerator

Hubert Szweda, Dawid Radomiak, Krzysztof Matuszewski, Bartosz Pawłowski

Pracownia Dozymetrii Aparatury Medycznej, Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 61 885 05 52  
e-mail: hubert.szweda@wco.pl

### Wprowadzenie

W najnowszej generacji medycznych akceleratorów liniowych firmy Varian Medical Systems do obrazowania pacjenta z użyciem wiązki megawoltowej zaimplementowana została wiązka o obniżonej wartości energii promieniowania. Powszechnie stosowana wiązka obrazująca o efektywnym potencjale przyspieszającym 6 MV została zastąpiona wiązką o potencjale 2,5 MV. Obniżenie potencjału przyspieszającego wiązkę elektronów oraz zmniejszenie liczby atomowej materiału, z którego wykonany jest target, pozwoliło na przesunięcie zakresu widma energetycznego generowanej wiązki fotonowej w stronę niższych energii. Zredukowanie energii wiązki używanej do obrazowania pozwoliło na

zwiększenie kontrastu i rozdzielczości zdjęć megawoltowych. Wiązka promieniowania o maksymalnej energii 2,5 MeV w porównaniu z wiązką standardową powinna lepiej obrazować różnice w budowie tkanek miękkich. Wynika to z faktu, że przekrój czynny na zjawisko fotoelektryczne dla energii 2,5 MeV jest znacznie większy niż dla wiązki 6 MeV w tkance ludzkiej. Symulacje Monte Carlo pokazują, że średnia energia fotonów w tej wiązce wynosi około 0,48 MeV, a fotony o energii w przedziale 25-150 keV stanowią około 22%, podczas gdy w wiązce 6 MV jest to zaledwie 0,3%. Użycie wiązki 2,5 MV sprawia również, że dawka promieniowania, jaką otrzymuje pacjent podczas obrazowania, zredukowana została o około 50% [1-3]. W czasach radioterapii kontrolowanej za pomocą obrazowania IGRT (ang. *Image Guided Radiation Therapy*)

468

### Streszczenie

Praca skupia się na charakterystyce oraz procesie kontroli jakości nowej, megawoltowej energii promieniowania, która została zaimplementowana w medycznym akceleratorze liniowym Varian TruBeam. Użycie wiązki promieniowania o efektywnym potencjale przyspieszającym 2,5 MV redukuje dawkę promieniowania, jaką otrzymuje pacjent w trakcie obrazowania o około 50% oraz zapewnia znacznie lepszą jakość obrazu. W celu kontroli jakości nowej energii promieniowania dokonano pełnej charakterystyki wiązki poprzez wyznaczenie procentowej dawki głębokościowej, pomiar profilu i kalibrację mocy dawki, wykonano test Winstona-Lutza, a także oceniono jakość obrazowania z użyciem fantomu Leeds TOR 18FG. Wyznaczone parametry umożliwiły opracowanie protokołu QA, które stosowane są w praktyce klinicznej.

### Abstract

This work describes the characteristics and quality control process of the new megavoltage energy, which was implemented on the Varian TruBeam medical linear accelerator. New beam, generated by 2,5 MV nominal accelerating potential reduces the dose of radiation received by the patient during imaging process by 50% and provides better image quality. In order to control the quality of 2,5 MV beam, full beam characteristic was performed by measure a percent depth dose, beam profiles and outputs calibration, the Winston-Lutz test was performed. The image quality was evaluated using the Leeds TOR 18FG phantom was evaluated. The determined parameters allowed to develop QA protocol, which are used in clinical routine.

otrzymano / received:

30.10.2019

poprawiono / corrected:

30.11.2019

zaakceptowano / accepted:

02.12.2019

**Słowa kluczowe:** 2,5 MV, kontrola jakości, IGRT, Artiscan

**Key words:** 2,5 MV, quality assurance, IGRT, Artiscan



pożądane jest jak najprecyzyjniejsze określenie pozycji pacjenta poprzez dokładne zobrazowanie jego struktur wewnętrznych, co przy użyciu wiązki 2,5 MV jest łatwiejsze do uzyskania [4]. Wiązka fotonowa 2,5 MV generowana jest w akceleratorze liniowym z użyciem tarczy konwersji wykonanej z miedzi ( $Z = 29$ ) o grubości 2 mm, bez użycia filtra spłaszczającego [3, 5]. Dose Rate wiązki wynosi 60 MU/min i nie może zostać zmieniony. Raporty dozymetryczne, takie jak raport Międzynarodowej Agencji Energii Atomowej TRS 398 czy raport Amerykańskiego Stowarzyszenia Fizyków w Medycynie TG-51 zalecają, aby wszystkie energie stosowane klinicznie podlegały procesowi kontroli jakości [6, 7]. Proces kontroli jakości gwarantuje, że cały cykl radioterapii będzie zachodził w sposób bezpieczny. Poprawna charakterystyka wiązek promieniowania używanych w leczeniu radioterapeutycznym zapewnia, że odpowiadają one swoim modelom wprowadzonym do systemu planowania leczenia. W konsekwencji kalkulacja i rozkłady dawek obliczane są w sposób poprawny. Mimo iż nowa energia fotonowa nie jest wykorzystywana do obliczeń, to powinna być kontrolowana w taki sam sposób, jak wszystkie inne energie promieniowania używane w praktyce klinicznej [8].

Poniższa praca skupia się zarówno na charakterystyce wiązki 2,5 MV, jak i procesie kontroli jakości obrazowania. Charakterystyki wiązki dokonano poprzez pomiary procentowej dawki głębokościowej, profili wiązki zmierzonych w dwóch płaszczyznach, a także wyznaczenie mocy dawki. Za pomocą testu Winstona-Lutza wyznaczono izocentrum obrazowania i porównano je z izocentrum promieniowania dla energii 6 MV. W celu kontroli jakości obrazowania użyto fantomu Leeds TOR 18FG. Uzyskane wyniki porównano z wynikami uzyskanymi dla wiązki 6 MV, a także z obrazami zebranymi z użyciem wiązki kilowoltowej.

## Materiały i metody

### Charakterystyka wiązki

Wszystkie pomiary zostały przeprowadzone na medycznym akceleratorze liniowym amerykańskiej firmy Varian Medical Systems, model TrueBeam. Akcelerator wyposażony jest w cyfrowy elektroniczny detektor obrazowania EPID (ang. *Electronic Imaging Portal Devices*) o rozdzielczości  $1190 \times 1190$  pikseli i maksymalną wielkością pola  $40 \times 40$  cm [9]. Procentowa dawka głębokościowa została zmierzona płasko-równoległą komorą jonizacyjną typu Markus o objętości aktywnej  $0,055$  cm<sup>3</sup>, model 23343. Drugi pomiar również wykonano komorą płasko-równoległą o objętości czynnej  $0,350$  cm<sup>3</sup>, typu Ross, model 34001. Pomiary wykonano w dużym fantomie wodnym, model MP3-M. Producentem komór jonizacyjnych, jak i fantomu wodnego jest firma PTW-Freiburg. Podczas pomiaru procentowej dawki głębokościowej odległość SSD wynosiła 100 cm, pole promieniowania  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>. W przypadku pomiaru profili wiązki odległość SSD nie zmieniła się, natomiast pole promieniowania wynosiło  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup>. Głębokość pomiarowa wynosiła 50 mm. Pomiar profili pola promieniowania wzdłuż osi głównych wykonano komorą

typu Semiflex, model 31010, o objętości aktywnej  $0,125$  cm<sup>3</sup> [10].

Podczas pomiaru dawki w wodzie użyto komory cylindrycznej typu Farmer, model 30013. W trakcie wyznaczania mocy dawki należy użyć odpowiednich współczynników korekcyjnych: współczynnika kalibracyjnego komory jonizacyjnej  $N_{D,w}$ , współczynnika zależności komory jonizacyjnej od energii promieniowania  $k_Q$ , współczynnika związanego z polaryzacją komory  $k_{pol}$ , współczynnika związanego z niepełnym nasyceniem  $k_s$ , a także poprawkę na aktualne ciśnienie i temperaturę powietrza  $k_{tp}$  w odniesieniu do warunków referencyjnych. Współczynnik  $k_Q$  wprowadza korekcję uwzględniającą różnicę jakości mierzonej wiązki promieniowania jonizującego i wiązki kobaltowej, w której kalibrowana była dana komora jonizacyjna. Wartość współczynnika  $k_Q$  dla danej komory jonizacyjnej wyznaczana jest na podstawie odpowiednich tabel z raportu TRS 398. Jednak we wspomnianym raporcie nie ma informacji o współczynniku dla wiązki o energii 2,5 MV. Analizując procentową dawkę głębokościową dla wiązki <sup>60</sup>Co, można stwierdzić, że dawka zmierzona na głębokości 100 mm wynosi 58% dawki maksymalnej. W przypadku wiązki fotonowej o energii 2,5 MV jest to około 52%, jakościowo jest więc zbliżona wartością do wiązki kobaltowej. Do celów kalibracyjnych zdecydowaliśmy się przyjąć  $k_Q = 1$ . Dane literaturowe pokazują, że przyjęcie współczynnika  $k_Q = 1$  jest poprawne, a uzyskane wyniki są wiarygodne [11-14]. Współczynniki  $k_s$  i  $k_{pol}$  wyznaczono zgodnie ze wzorami (1) i (2) [8].

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}, \quad (1)$$

gdzie:

$M_+$  – wartość pomiaru przy polaryzacji dodatniej,

$M_-$  – wartość pomiaru przy polaryzacji ujemnej,

$M$  – wartość przy polaryzacji używanej w trakcie pomiarów dawki absorbowanej.

$$k_s = a_0 + a_1 \cdot \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \cdot \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2, \quad (2)$$

gdzie:

$M_1$  – pomiar przy napięciu nominalnym komory,

$M_2$  – pomiar przy napięciu zredukowanym,

$a_0, a_1, a_2$  – wartości wyznaczane z raportu TRS-398.

### Zgodność izocentrum obrazowania i izocentrum terapeutycznego

Obecnie test Winstona-Lutza jest najpowszechniejszym sposobem określenia rozmiaru sfery zawierającej w sobie izocentrum promieniowania. Podczas pomiarów wyznaczono wielkość izocentrum obrazowania dla wiązki 2,5 MV i porównano go z rozmiarami izocentrum promieniowania dla energii 6 MV. Wyznaczenie rozmiarów danej sfery wymaga uzyskania 11 obrazów DICOM, dla zmiennych wartości pozycji kolimatora, gantry oraz stołu terapeutycznego. Pozycje, dla których niezbędne jest uzyskanie obrazów, zostały zestawione w tabeli 1.



**Tabela 1** Pozycje kolimatora, gantry oraz stołu, dla których niezbędne jest zebranie obrazów DICOM

	Pozycja kolimatora [°]	Pozycja gantry [°]	Pozycja stołu [°]
Obraz 1	0	0	0
Obraz 2	90	0	0
Obraz 3	0	0	0
Obraz 4	270	0	0
Obraz 5	0	0	0
Obraz 6	0	90	0
Obraz 7	0	180	0
Obraz 8	0	270	0
Obraz 9	0	0	90
Obraz 10	0	0	0
Obraz 11	0	0	270

Źródło: Materiał własny.

Do wykonania testu Winstona-Lutza użyto dedykowanego fantomu Aquilab Isocenter Phantom. Fantom pozycjonowany jest na stole aparatu terapeutycznego, zgodnie z centratorami laserowymi. Do zbierania obrazów DICOM użyto cyfrowego detektora obrazowego, będącego integralną częścią akceleratora medycznego, model aS1200. Do oceny obrazów i obliczenia rozmiarów sfery użyto oprogramowania Artiscan, firmy Aquilab, służącego do automatycznej oceny obrazów diagnostycznych w radioterapii i medycynie nuklearnej. Oprogramowanie używa własnych algorytmów i narzędzi analitycznych do obliczenia danych parametrów. Następnie porównano ze sobą średnicę sfer zawierających w sobie izocentrum 2,5 MV oraz 6 MV.

## Ocena jakości obrazu

Do oceny jakości obrazowania użyto fantomu Leeds TOR 18FG. W swojej budowie fantom zawiera specjalne struktury i obiekty testowe pozwalające na ocenę różnych parametrów obrazowania, dostarczając informacji o takich atrybutach obrazu, jak: jasność i kontrast, zniekształcenie geometryczne, rozdzielczość nisko- i wysokokontrastowa. W trakcie każdej serii pomiarowej wykonywano 3 ekspozycje: dla energii 2,5 MV, dla energii 6 MV oraz dla energii 80 kV, a następnie porównano uzyskane wyniki.

Pomiar rozdzielczości niskokontrastowej pozwala ocenić zdolność systemu obrazowania do wykrycia obiektów testowych w warunkach niskiego kontrastu. Fantom Leeds zawiera 18 okrągłych dysków o średnicy 8 mm różniących się pod względem gęstości. Obiekt testowy zdefiniowany jest jako wykryty, jeśli obliczona wartość kontrastu jest większa od kontrastu progowego, zgodnie ze wzorami (3) i (4) [15].

$$C = \frac{S_o - S_F}{S_F} \times 100, \quad (3)$$

gdzie:

$S_o$  – średnia wartość sygnału zebranego z obiektu,

$S_F$  – średnia wartość sygnału pochodzącego z tła,

$C$  – wartość rozdzielczości niskokontrastowej.

$$C_{Lim} = \frac{\sigma}{S_F} \times 100, \quad (4)$$

gdzie:

$S_F$  – średnia wartość sygnału pochodząca z tła wokół fantomu,

$\sigma$  – odchylenie standardowe sygnału pochodzącego z tła,

$C_{Lim}$  – wartość kontrastu progowego.

Rozdzielczość wysokokontrastowa pozwala określić minimalny rozmiar obiektu, który może zostać wykryty przez system obrazowania. Parametr ten można zdefiniować też jako wymiar, poniżej którego system nie jest w stanie odróżnić od siebie dwóch obiektów o podobnych rozmiarach znajdujących się bardzo blisko siebie. Ocena tego parametru bazuje na analizie poziomu szarości z poszczególnych obiektów testowych. Znając dokładną geometrię obiektów wzorcowych, można odtworzyć teoretyczny profil, a następnie porównać go z profilem uzyskanym z danej akwizycji. Porównanie to dokonuje się poprzez zestawienie wartości widmowej gęstości mocy PSD (ang. *Power Spectral Density*) z wartością teoretyczną, zgodnie ze wzorem (5) [15].

$$PSDR_i = \frac{PSDR_{acc.}}{PSDR_{rec.}} \times 100, \quad (5)$$

gdzie:

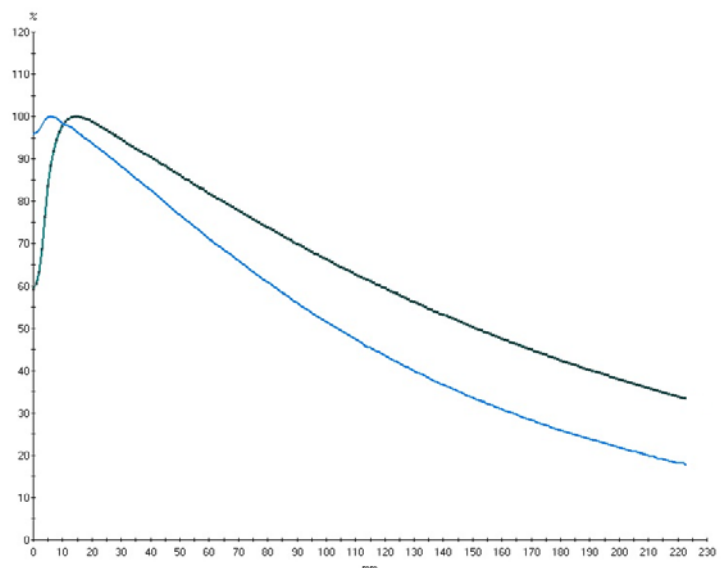
$PSDR_{acc.}$  – gęstość mocy widmowej otrzymanego profilu,

$PSDR_{rec.}$  – gęstość mocy widmowej profilu teoretycznego.

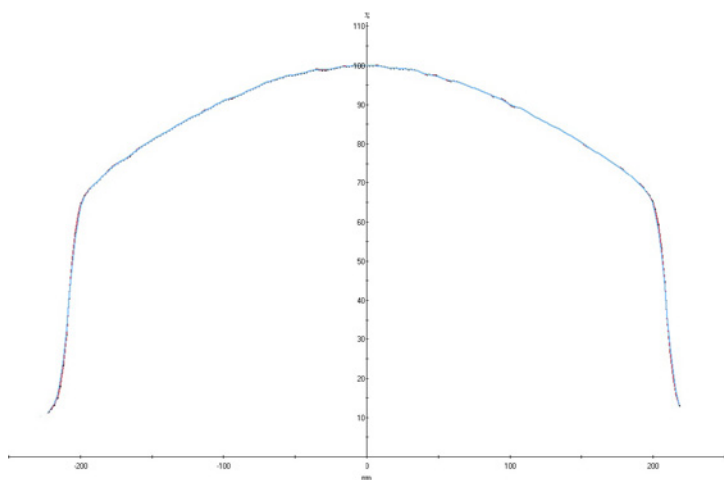
## Wyniki i dyskusja

### Pomiar procentowej dawki głębokościowej i profilu

Analizując otrzymane procentowe dawki głębokościowe dla energii 2,5 MV, wyznaczono następujące parametry charakteryzujące wiązkę promieniowania: głębokość dawki maksymalnej ( $d_{max}$ ), dawka na głębokości 100 mm ( $d_{100}$ ) i 200 mm ( $d_{200}$ ) oraz współczynnik jakości wiązki (QI). Dla PDG wyznaczonego z użyciem komory Markus parametry te wynoszą kolejno: 5,98 mm, 51,51%, 21,69%, 0,4773. Dla komory Ross wynoszą: 6,01 mm, 51,52%, 21,83%, 0,4770.



**Rys. 1** Procentowa dawka głębokościowa dla energii 2,5 MV (kolor niebieski) i 6 MV (kolor zielony)  
Źródło: Materiał własny.



**Rys. 2** Profile wiązki zmierzone w dwóch płaszczyznach: inplane (czerwony) oraz crossplane (niebieski) na głębokości 50 mm

Źródło: Materiał własny.

Na powyższych wykresach PDG zauważyć można, że dawka na głębokości 100 mm ( $d_{100}$ ) dla energii 2,5 MV wynosi 51,52%, natomiast dla energii 6 MV przyjmuje wartość 66,32% dawki maksymalnej. Dawka na powierzchni dla energii wynosi około 95% dawki maksymalnej dla energii 2,5 MV i 59% dla 6 MV.

W celu kontrolowania stałości profili wiązki promieniowania dokonano punktowej analizy profili w dwóch płaszczyznach (inplane i crossplane) dla pola  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Otrzymane wyniki porównano z wartościami referencyjnymi podanymi przez producenta aparatu. W tym celu należy znormalizować profile do 100% w centralnej osi wiązki promieniowania, a następnie odczytać wartości intensywności profilu w odległości  $\pm 60 \text{ mm}$  i  $\pm 180 \text{ mm}$  od osi centralnej. Przedział tolerancji dla intensywności profilu w odległości  $\pm 60 \text{ mm}$  wynosi 94,5-98,5% dawki maksymalnej, dla odległości  $\pm 180 \text{ mm}$  mieści się w przedziale 72,0-76,0%.

Otrzymane wyniki dla obu profili zostały przedstawione w tabeli poniżej (tabela 2). Wszystkie otrzymane wyniki mieszczą się w przyjętym przedziale tolerancji.

**Tabela 2** Otrzymane wartości intensywności profili zmierzonych w odległości  $\pm 60 \text{ mm}$  i  $\pm 180 \text{ mm}$  od centralnej osi wiązki promieniowania

Odległość od osi wiązki [mm]	Intensywność profilu [%]	
	Inplane	Crossplane
-60	96,8	96,2
60	96,1	96,1
-180	73,3	73,3
180	73,1	73,1

Źródło: Materiał własny.

## Pomiar mocy dawki

Pierwszym krokiem podczas kalibracji mocy dawki było wyznaczenie współczynników na polaryzację i niepełne nasycenie komory jonizacyjnej. Wyznaczone współczynniki  $k_s$  i  $k_{\text{pol}}$  wyniosły

kolejno: 1,0008 i 1,0006. Przyjęty współczynnik  $k_Q$  wyniósł 1. Współczynnik  $k$ , będący wymnożeniem współczynników  $k_s$ ,  $k_{\text{pol}}$  i  $k_Q$ , przyjął wartość 1,001. Ciśnienie atmosferyczne i temperatura w trakcie pomiarów wyniosły 1009,4 hPa i 24,4°C, obliczony współczynnik  $k_{\text{tp}}$  wyniósł 1,019. Kalibrację wydajności wiązki o energii 2,5 MV przeprowadza się w sposób analogiczny do kalibracji wiązki terapeutycznej. Moc dawki promieniowania została skalibrowana w taki sposób, że na głębokości  $D_{\text{max}}$  1 jednostka monitorowa odpowiadała dawce 1 cGy.

## Zgodność izocentrum 2,5 MV i 6 MV

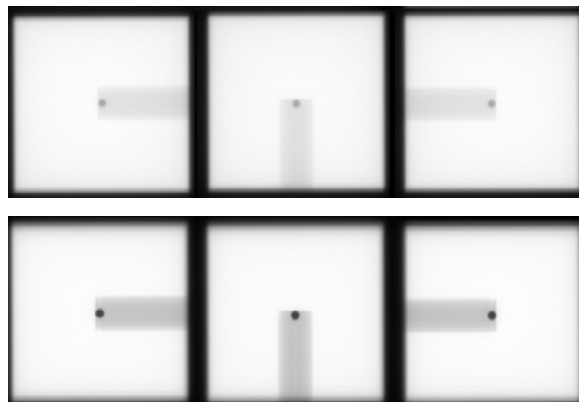
Test Winstona-Lutza przeprowadzony został dla energii 2,5 MV oraz 6 MV. Dla każdej energii wyznaczone zostało izocentrum kolimatora, gantry oraz stołu terapeutycznego. Po wyznaczeniu średnicy sfery zawierającej w sobie izocentrum promieniowania porównano ze sobą dwie energie. Obliczone wartości zostały przedstawione w tabeli 3.

**Tabela 3** Otrzymane wartości dla testu Winstona-Lutza dla wiązki 2,5 MV oraz 6 MV

Energia [MV]	Kolimator [mm]	Gantry [mm]	Stół [mm]
2,5	1,21	0,60	0,59
6	1,27	0,71	0,50

Źródło: Materiał własny.

Zaobserwowano dużą zgodność wielkości obu obliczonych sfer. Największe różnice zaobserwowano dla izocentrum gantry. Wszystkie obliczone wartości zawierają się w przedziale tolerancji wynoszącej 2,00 mm.



**Rys. 3 i 4** Obrazy uzyskane podczas wykonywania testu Winstona-Lutza podczas ruchu stołu terapeutycznego. Obrazy 1, 2 i 3 zostały zebrane dla energii 6 MV, obrazy 4, 5 i 6 dla energii 2,5 MV

Źródło: Materiał własny.

## Jakość obrazu

Uzyskane obrazy do określenia rozdzielczości nisko- i wysokokontrastowej przy pomocy fantomu TOR 18FG, dla energii 2,5 MV, 6 MV i 80 kV zostały przedstawione na rysunkach 5 i 6. Wykonano dwie serie pomiarowe, pierwszą bez warstwy solid water i drugą z warstwą solid water o grubości 10 cm, ustawioną bezpośrednio



na fantomie, w celu zapewnienia warunków rozproszeniowych i osłabienia wiązki promieniowania. Bez warstwy solid water, dla energii 2,5 MV oraz dla energii 80 kV, każdy z 18 obiektów do określenia rozdzielczości niskokонтastowej został wykryty. W przypadku energii 6 MV wykryto 7 obiektów testowych. Z dziesięciocentymetrową warstwą solid water dla energii 2,5 MV wykryto 14 obiektów, dla 6 MV nie został wykryty żaden obiekt, natomiast dla wiązki kilowoltowej wykryto 16 obiektów.

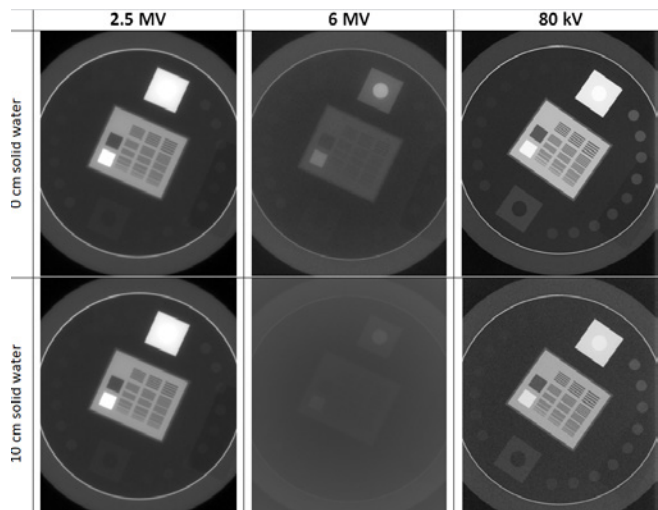
W przypadku określenia rozdzielczości wysokokонтastowej, otrzymane wyniki dla 6 MV i 2,5 MV wynoszą kolejno 1,60 lp/mm i 1,00 lp/mm, kiedy nie użyto warstwy solid water na powierzchni fantomu. Dla 10 cm warstwy rozdzielczość wysokokонтastowa wynosi kolejno 1,25 lp/mm i 0,50 lp/mm. Najlepsze wyniki uzyskano w przypadku obrazowania kilowoltowego – rozdzielczość wysokokонтastowa bez warstwy solid water wynosiła 2,24 lp/mm, natomiast z warstwą osłabiającą 2,00 lp/mm.

## Wnioski

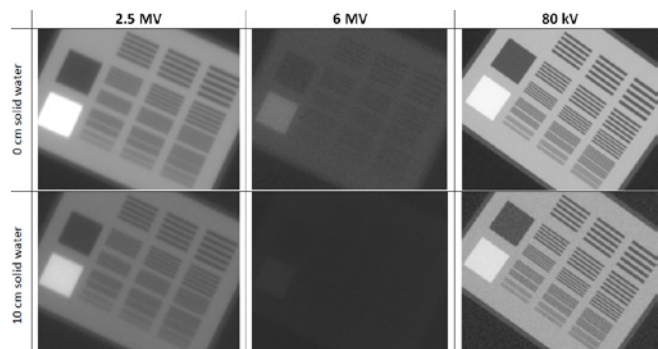
W powyższej pracy dokonano charakterystyki wiązki 2,5 MV, używanej do obrazowania pacjenta w medycznym akceleratorze liniowym TrueBeam. Wiązka 2,5 MV wykazała o wiele lepszą jakość obrazowania z porównaniem z konwencjonalną energią 6 MV. Kolejną zaletą wiązki 2,5 MV jest zmniejszenie dawki z obrazowania, jaką otrzymuje pacjent podczas seansu radioterapeutycznego. Opracowane protokoły kontroli jakości stosowane są w praktyce klinicznej. Według opracowanych protokołów pomiar wydajności wiązki powinno przeprowadzać się minimum raz w miesiącu, natomiast pomiar energii i profili raz na 3 miesiące. Z testów obrazowania zaleca się wykonywanie testów z użyciem fantomu Leeds TOR 18FG, określające rozdzielczość nisko- i wysokokонтastową oraz test Winstona-Lutza określającego wielkość izocentrum promieniowania co najmniej raz na 3 miesiące.

## Literatura

- G.X. Ding, P. Munro: *The Characteristics of the Newly Available 2.5-MV Imaging Beam From a Medical Linear Accelerator*, International Journal of Radiation Oncology, Physics, 99, 2016.
- G.X. Ding, P. Munro: *Characteristics of 2.5 MV beam and imaging dose to patients*, Radiother Oncol., 2017.
- K.H. Song, K.Ch. Snyder, J. Kim, H. Li, W. Ning, R. Rusnac, P. Jackson, J. Gordon, S.M. Siddiqui, I.J. Chetty: *Characterization and evaluation of 2.5 MV electronic portal imaging for accurate localization of intra- and extracranial stereotactic radiosurgery*, J Appl Clin Med Phys, 2016.
- A.J. Mundt: *Image Guided Radiation Therapy: A Clinical Perspective*, Shelton 2011.
- J.L. Gräfe, J. Owen, J.E. Villarreal-Barajas, R.F. Khan: *Characterization of a 2.5 MV inline portal imaging beam*, J Appl Clin Med Phys, 2016.
- E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, et al.: *Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators*, Med Phys, 2009.
- P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey, et al.: *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*, Med Phys, 1999.
- J. Malicki, K. Ślosarek: *Planowanie leczenia i dozymetria w radioterapii*, Gdańsk 2018.
- Varian Medical Systems: *TrueBeam specifications*, Varian Medical Systems International AG Cham, Switzerland 2013.
- PTW F: *Ionizing radiation detectors including codes of practice*, 2017, 12.
- S. Grzetic, A.S. Ayan, J. Woollard, N. Gupta: *Validating  $k_Q=1.0$  assumption in TG51 with PTW 30013 farmer chamber for Varian TrueBeam's 2.5 MV imaging beam.*, J Appl Clin Med Phys, 2018.
- P.R. Almond, P.J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M.S. Huq, R. Nath, D.W. Rogers: *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*, Med Phys., 1999.
- M. Pimpinella, L. Silvi, M. Pinto: *Calculation of kQ factors for Farmer type ionization chambers following the recent recommendations on new key dosimetry data*, Physica Medica, 57, 2019.
- R.C. Tailor, W.F. Hanson: *Calculated absorbed-dose ratios, TG21/TG21, for most widely used cylindrical and parallel-plate ion chambers over a range of photon and electron energies*, Med Phys, 2002.
- Artiscan Manual Guide*, Parc Eurasanté – Lille Métropole, 2016.



Rys. 5 Obrazy uzyskane dla fantomu Leeds TOR 18FG dla wiązki 2,5 MV, 6 MV, 80 kV, służące do określenia rozdzielczości niskokонтastowej  
Źródło: Materiał własny.



Rys. 6 Obrazy uzyskane dla fantomu Leeds TOR 18FG dla wiązki 2,5 MV, 6 MV, 80 kV, służące do określenia rozdzielczości wysokokонтastowej  
Źródło: Materiał własny.