



Dostępne online www.journals.wco.pl/los

Zeszyty Naukowe WCO, Letters in Oncology Science 2022;19(1):97-104

DOI: 10.21641/los.2022.19.1.231

Letters in Oncology Science

ISSN 2543-6724

ZESZYTY NAUKOWE WIELKOPOLSKIEGO
CENTRUM ONKOLOGII

Praca poglądowa/Review paper

Dawki pochodzące z obrazowania w radioterapii sterowanej obrazem

Imaging doses in image-guided radiation therapy

Kinga Graczyk¹, Marta Kruszyna-Mochalska¹

¹Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Poznań, Polska

Streszczenie

Współczesnym złotym standardem leczenia nowotworów z wykorzystaniem radioterapii, jest wykorzystanie do pozycjonowania pacjenta na stole terapeutycznym, obrazowania wiązką promieniowania jonizującego o kilowoltowym lub megawoltowym efektywnym potencjale przyspieszającym - wobec tego pacjent narażony jest na dodatkową dawkę. Zgodnie z zasadą ALARA, ważne jest, aby osiągnąć pożądany efekt kliniczny przy zastosowaniu możliwie najmniejszej dawki promieniowania i odnosi się to również do obrazowania.

Celem poniższego artykułu była analiza problemu jakim jest szacowanie poziomu dawek pochodzących z obrazowania różnymi technikami w radioterapii sterowanej obrazem (*ang. Image-Guided Radiation Therapy - IGRT*).

Adres do korespondencji

Kinga Graczyk

Zakład Fizyki Medycznej,

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

Telefon. +48 61 88 50 552

e-mail: kinga.graczyk@wco.pl

Abstract

The modern gold standard of cancer treatment using radiotherapy is the use of ionizing radiation beam imaging with kilovolt or megavoltage effective accelerating potential for positioning the patient on the therapeutic table - therefore the patient is exposed to an additional dose. In line with the ALARA principle, it is important to achieve the desired clinical effect with the lowest possible radiation dose, and this also applies to imaging.

The aim of this article was to analyze the problem of estimating the dose level from imaging using various techniques in Image-Guided Radiation Therapy (IGRT).

Słowa kluczowe: radioterapia sterowana obrazem, niskie dawki, tomografia komputerowa wiązką stożkową
Keywords: Image-Guided Radiation Therapy, low doses, Cone-Beam Computed Tomography

Wstęp

W trakcie całego kursu radioterapeutycznego z wykorzystaniem IGRT, obrazowanie pacjenta wykonywane jest zazwyczaj dla każdej frakcji. Dodatkowo może zdarzyć się, iż wykonywane jest ono więcej niż jeden raz w trakcie pojedynczego pozycjonowania pacjenta, aby upewnić się czy znaczne przesunięcia i rotacje, wykonane stołem terapeutycznym po pierwszym obrazowaniu, spowodowały zamierzony efekt. Ze względu na fakt użycia promieniowania jonizującego do wykonania zdjęć, wiąże się to z dodatkową dawką, którą otrzyma pacjent. Ważne jest to, aby istniała świadomość wielkości tej dawki w celu zminimalizowania potencjalnego ryzyka, czy efektów ubocznych, które dałoby się wyeliminować poprzez rozsądne zarządzanie obrazowaniem [1,2].

Problem dawek pochodzących z obrazowania w IGRT

Globalnie zaakceptowana koncepcja odnosząca się do bezpieczeństwa i ochrony przed promieniowaniem jonizującym to zasada ALARA (*ang. As Low As Reasonably Achievable*). Jej główną myślą jest zastosowanie tak małych dawek jak realnie jest to możliwe, aby osiągnąć założony cel. Odnosi się to nie tylko do dawek terapeutycznych, ale również do tych pochodzących z obrazowania – ich zmniejszenie nie powinno negatywnie wpływać na lokalizację obszaru leczonego [2].

Wraz z postęпами w rozwoju nowych technik radioterapii i zwiększaniem możliwości dostępnego sprzętu, wzrasta coraz bardziej długość życia pacjentów, co jest pożądanym i optymistycznym efektem. Jednak wiąże się z tym fakt, iż pociąga to za sobą ryzyko wystąpienia późnych efektów po narażeniu na promieniowanie. W związku z tym tak ważne jest, aby określić istniejący poziom dawek pochodzących od obrazowania oraz na jakie potencjalne skutki są narażeni pacjenci w dłuższym okresie czasu. Wiele uwagi należy poświęcić pacjentom bardzo młodym, w wieku dojrzewania, którzy wykazują dużą wrażliwość na promieniowanie jonizujące [3-5]. Drugą grupą pacjentów, u których kluczowa jest ocena dawki pochodzącej od obrazowania, są chorzy, u których mimo optymalizacji planu leczenia, dawki w narządach krytycznych są wysokie [3], [6]. W obu przypadkach niedoszacowanie może spowodować, w bliższej lub dalszej przyszłości, wystąpienie niepożądanych skutków popromiennych. Z drugiej strony przeszacowanie skutkuje ograniczeniem dawki kosztem dawki terapeutycznej, co w kontekście efektów leczenia jest negatywne. Niestety systemy planowania leczenia z założenia nie uwzględniają w kalkulacjach dawki całkowitej, dawki pochodzącej od obrazowania. Związane jest to z ograniczeniami algorytmów obliczających oraz czasem i mocą obliczeniową, jaka potrzebna jest do wykonania takich kalkulacji. Pomimo nie uwzględniania tej dodatkowej ekspozycji w planowaniu leczenia, ważne jest, aby świadomie zarządzać sposobem obrazowania wspomagającego radioterapię. Proponowaną w raporcie Amerykańskiego Stowarzyszenia Fizyków w Medycynie (*ang. American Association of Physicists in Medicine – AAPM*) TG-75 metodą jest estymacja dawki skutecznej, która uwzględnia różne efekty biologiczne we wszystkich tkankach budujących ciało [2]. Obliczenia te wymagają bardzo szczegółowej wiedzy o warunkach napromieniania i charakteryzują się dużą złożonością. Druga proponowana metoda przez AAPM w raporcie TG-180, opiera się na podstawowej wielkości dozymetrycznej, jaką jest dawka pochłonięta [1].

Sposoby estymacji dawki z obrazowania w IGRT

Gdy istnieje uzasadnione podejrzenie, że dawka od obrazowania przekroczy 5% całkowitej przepisanej dawki, dwa sposoby opisane w raporcie TG-180, mogą posłużyć do jej oszacowania. Pierwsza metoda zakłada indywidualne wyznaczenie dawek na podstawie skanów CT w systemie planowania leczenia. Jak wcześniej wspomniano, system w swoim pierwotnym założeniu nie uwzględnia ich. Można jednak, przed wprowadzeniem akceleratora do użytku klinicznego, dokonać również pomiarów charakterystyki wiązek używanych do obrazowania. W przypadku wiązek megawoltowych jest to możliwe, gdyż wiązka obrazująca jest taka sama jak terapeutyczna. Jednakże nie ma to odzwierciedlenia dla wiązek kilowoltowych, ze względu na ograniczenia w algorytmach obliczających. Wobec tego podejście indywidualne można rozważyć tylko dla pacjentów, którzy obrazowani są jedynie wiązką megawoltową, co obecnie nie jest często spotykanym schematem w IGRT. Prostsze podejście, które zapewnia oszacowanie dawki w poszczególnych narządach na zadowalającym poziomie, opiera się na korzystaniu z usystematyzowanych wyników dostępnych w wielu publikacjach lub raportach grup zadaniowych, w tym grup AAPM. Są one na tyle pomocne, iż pozwalają na ustalenie czy próg 5% dawki całkowitej zostanie przekroczony oraz pomagają przy doborze optymalnego protokołu IGRT [2]. Metodologia części z publikacji opiera się na użyciu algorytmów Monte Carlo, które służą do symulacji warunków, odpowiadających danym problemom natury dozymetrycznej [7], [8]. W tym przypadku udało się wyznaczyć rozkłady dawek, które generowane są poprzez obrazowanie wiązką kilowoltową i określić dawki w narządach [9-12]. Dodatkowo prawidłowość przeprowadzonych symulacji można potwierdzić poprzez pomiary dozymetryczne in-vivo (pomiar dawki na skórze pacjenta) lub w fantomach antropomorficznych. Takie pomiary również są akceptowalną metodą szacowania dawki pochodzącej z obrazowania, co więcej – przybliżają nas w znacznym stopniu do sytuacji klinicznej i pozwalają na ich wielokrotne powtarzanie w krótkim czasie, co dla symulacji Monte Carlo nie jest możliwe [2].

Wpływ parametrów fizycznych na dawkę pochodzącą z obrazowania

Istnieje wiele aspektów fizycznych i anatomicznych, które wpływają na wielkość dawki, jaką otrzyma pacjent w wyniku obrazowania. Podstawowym z nich jest efektywny potencjał przyspieszający wiązki, która została użyta – większa jego wartość oznacza większą dawkę. W obrazowaniu 2D MV parametrami wpływającymi na wielkość dawki są: obszar obrazowania oraz ilość jednostek monitorowych MU (*ang. Monitor Units*) – w obu przypadkach dawka rośnie wraz z ich zwiększaniem. Podobnie sytuacja ma się z dwuwymiarowymi zdjęciami rentgenowskimi – zwiększanie parametrów, jak napięcie lampy rentgenowskiej, natężenie prądu, czas ekspozycji czy pole widzenia (*ang. field of view – FOV*) – spowoduje wzrost dawki. Dla obrazów wolumetrycznych wpływ mają te same parametry, dodatkowo przy kV CBCT (*ang. Cone-Beam Computed Tomography*) wykorzystać można filtr łukowy (*ang. bowtie filter*), który poza tym, iż homogenizuje fluencję wiązki, wpływa również na zmniejszenie dawki na obrzeżach pola widzenia [13]. Wszystkie powyższe parametry muszą być dostosowane do anatomii pacjenta, tak aby otrzymany obraz był użyteczny klinicznie.

Szacowane dawki dla wybranych protokołów obrazowania

Wykazano, iż zmienność poziomu dawek pochodzących z obrazowania jest niewielka wśród pacjentów [14], [15]. Wobec tego pomocne w przypadku szacowania poziomów dawek dla określonej sytuacji klinicznej w IGRT, mogą być tabele przeglądowe, które uwzględniają różne protokoły obrazowania i jest to jedna z metod rekomendowana w raporcie AAP TG-180 [2].

W tabeli 1 przedstawiono podsumowanie wybranych monografii naukowych na temat dawek pochodzących z obrazowania metodą kV-CBCT [14-27]. Dodatkowo w tabeli 2 wyszczególniono otrzymane wyniki dla poszczególnych narządów, które znaleźć można w publikacji M.W. Kan i współautorów. Pomiary przez nich przeprowadzone obejmują 26 narządów w obszarze głowy i szyi, klatki piersiowej oraz miednicy. Wykorzystano dwa tryby obrazowania kV-CBCT – standardowy i niskodawkowy, a detektory termoluminescencyjne umieszczone w fantomie antropomorficznym [18].

Tabela 1. Dawki pochodzące z obrazowania metodą kV-CBCT raportowane w publikacjach naukowych, w których wykorzystano fantom antropomorficzny. Opracowano na podstawie [14-27].

Autorzy	Producent wersja	kVp	mAs	Rodzaj fantomu	Metoda pomiarowa	Dawka zmierzona [cGy]
N. Wen, H. Guan, R. Hammoud, D. Pradhan, T. Nurushhev, S. Li, inni [14]	Varian OBI	125	2	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica)	TLD	2.1-4.7
M.W. Kan, L.H. Leung, W. Wong, N. Lam [18]	Varian OBI	125	2	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica, głowa, klatka piersiowa)	TLD	3.6-6.7
		125	0.4			
E.K. Osei, B. Schaly, A. Fleck, P. Charland, R. Barnett [15]	Varian OBI	125	2	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica)	TLD	3.0-11.5
G. Marinello, J.P. Mege, M.C. Besse, G. Kerneur, J.L. Lagrange [19]	Varian OBI (v 1.4)	125	2	fantom antropomorficzny Aldersona	TLD, filmy gafchromowe	4.7-6.2
N. Tomic, S. Devic, F. Deblois, J. Seuntjens [16 i 17]	Varian OBI (v 1.4)	100	0.2	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica)	filmy gafchromowe	0-1.4, 0.03-2.8
		100	0.4			
		100	1.6			
		125	1.04			
		125	1.6			
D.E. Hyer, C.F. Serago, S. Kim, J.G. Li, D.E. Hintenlang [20]	Varian OBI (v 1.4)	100	0.4	fantom antropomorficzny (miednica, głowa, klatka piersiowa)	detektory scyntylacyjny	0.2-0.8
		110	0.4			
		125	1.04			
	Elekta XVI (v. 4)	100	0.1			0.1-2.9
		120	1.6			
120	2.56					
Nilsson E. Palm Å, L. Hermsdorf [21]	Varian OBI (v 1.3)	125	2	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica, głowa, klatka piersiowa)	TLD	8.17-13
		125	0.4			
		125	1.04			
	Varian OBI (v 1.4)	125	2			0.22-3.42
		100	0.2			
		100	0.4			
		100	2			
H.C.Y. Cheng, V.W.C. Wu, E.S.F. Liu, D.L.W. Kwong [22]	Varian OBI	125	1.6	fantom antropomorficzny (miednica, głowa)	TLD	1.3-9.4, 0.4-3.0
		100	1.6			
		124	1.04			
V. Dufek, I. Horakova, L. Novak [25]	Varian OBI (v 1.4)	125	0.64	fantom antropomorficzny Aldersona	TLD	0.01-1.19
		100	0.2			
	Elekta XVI (v. 4)	100	0.1			0.1-3.49
		120	1.6			
R.A. Hälgl, J. Besserer, U. Schneider [23]	Varian OBI (v 1.4)	125	2	fantom antropomorficzny Aldersona	TLD	0.7-2.8
		125	2			
		110	0.4			
		100	2			
	Elekta XVI (v4.2)	120	2.6			0.7-3.9
T. Giaddui, Y. Cui, J. Galvin, Y. Yu, Y. Xiao [24]	Elekta XVI (v4.2)	100	0.4	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica, głowa, klatka piersiowa)	filmy gafchromowe/. detektory optycznie stymulowanej luminescencji (OSL)	0.02-5
		100	0.4			
		120	0.32			
		120	0.16			
	Varian OBI (v 1.5)	100	0.72			0.4-5.6
		125	0.4			
		125	1.6			
125	3.6					
R. Alvarado, J.T. Booth, R.M. Bromley, H.B. Gustafsson [26]	Varian OBI (v 1.5)	100	0.4	fantom antropomorficzny Aldersona (klatka piersiowa)	filmy gafchromowe	0.8-1
A. Nobah, S. Aldelaijan, S. Devic, N. Tomic, J. Seuntjens, M. Al-Shabanah, inni [27]	Varian OBI (v 1.4)	100	0.4	fantom antropomorficzny Aldersona (miednica, głowa, klatka piersiowa)	filmy gafchromowe	0.03-4.91
		110	0.4			
		125	1.6			

Tabela 2. Dawki pochodzące z obrazowania kV-CBCT dla poszczególnych narządów w obszarze głowy (Head), klatki piersiowej (Chest) i miednicy (Pelvis). Pomiary zostały przeprowadzone dla trybów obrazowania: standardowego (Standard Dose – 125 kV, 2 mAs) i niskodawkowego (Low Dose – 125 kV, 0.4 mAs). Opracowano na podstawie [18]

Tkanka/organ	Głowa		Klatka piersiowa		Miednica	
	Low Dose [cGy]	Standard Dose [cGy]	Low Dose [cGy]	Standard Dose [cGy]	Low Dose [cGy]	Standard Dose [cGy]
Gonady (jajnik)	0,01 ± 0,005	0,02 ± 0,008	0,02 ± 0,005	0,06 ± 0,011	0,84 ± 0,075	3,75 ± 0,309
Szpic kostny (całe ciało)	0,17 ± 0,678	0,80 ± 2,91	0,72 ± 0,899	3,04 ± 3,23	0,47 ± 0,552	2,03 ± 2,061
Okrężnica	0,02 ± 0,009	0,05 ± 0,018	0,08 ± 0,017	0,35 ± 0,067	1,18 ± 0,080	5,43 ± 0,180
Płuco	0,12 ± 0,064	0,57 ± 0,31	1,17 ± 0,276	5,34 ± 1,77	0,02 ± 0,006	0,08 ± 0,024
Żołądek	0,02 ± 0,008	0,07 ± 0,02	0,94 ± 0,407	4,37 ± 1,61	0,14 ± 0,039	0,59 ± 0,124
Pęcherz	0,01 ± 0,006	0,02 ± 0,006	0,02 ± 0,001	0,07 ± 0,002	1,20 ± 0,262	5,29 ± 0,819
Pierś	0,05 ± 0,012	0,21 ± 0,048	1,05 ± 0,036	4,69 ± 0,175	0,03 ± 0,008	0,12 ± 0,035
Wątroba	0,03 ± 0,009	0,07 ± 0,0017	0,86 ± 0,405	3,87 ± 1,76	0,15 ± 0,038	0,63 ± 0,139
Przełyk	0,77 ± 0,93	3,81 ± 4,43	0,77 ± 0,584	3,59 ± 2,57	0,02 ± 0,011	0,08 ± 0,40
Tarczycza	2,10 ± 0,141	11,08 ± 1,19	0,18 ± 0,006	0,79 ± 0,07	0,01 ± 0,001	0,04 ± 0,008
Skóra (całe ciało)	0,15 ± 0,75	0,92 ± 3,27	0,60 ± 0,773	2,77 ± 3,10	0,59 ± 0,693	2,59 ± 2,67
Nadnercza	0,02 ± 0,008	0,05 ± 0,006	0,28 ± 0,021	1,22 ± 0,078	0,25 ± 0,033	1,05 ± 0,074
Mózg	1,01 ± 0,138	4,80 ± 0,687	0,02 ± 0,007	0,08 ± 0,017	0,01 ± 0,004	0,03 ± 0,011
Jelitko grube (odcinek górny)	0,01 ± 0,002	0,05 ± 0,007	0,31 ± 0,004	1,41 ± 0,012	0,28 ± 0,015	1,17 ± 0,064
Jelitko cienkie	0,01 ± 0,009	0,04 ± 0,009	0,08 ± 0,009	0,31 ± 0,019	1,36 ± 0,052	6,23 ± 0,287
Nerka	0,02 ± 0,007	0,05 ± 0,011	0,18 ± 0,006	0,81 ± 0,048	0,41 ± 0,032	1,72 ± 0,133
Trzustka	0,01 ± 0,003	0,04 ± 0,005	0,18 ± 0,010	0,83 ± 0,014	0,45 ± 0,009	1,90 ± 0,121
Śledziona	0,02 ± 0,007	0,06 ± 0,009	0,49 ± 0,025	2,16 ± 0,175	0,15 ± 0,006	0,67 ± 0,038
Grasica	2,10 ± 0,141	11,05 ± 1,185	0,18 ± 0,006	0,79 ± 0,07	0,01 ± 0,001	0,04 ± 0,007
Macica	0,01 ± 0,288	0,02 ± 0,008	0,02 ± 0,003	0,06 ± 0,008	0,85 ± 0,080	3,80 ± 0,272
Odbytnica	0,01 ± 0,288	0,02 ± 0,006	0,01 ± 0,006	0,05 ± 0,008	0,88 ± 0,076	3,99 ± 0,274
Soczewki	1,30 ± 0,309	6,22 ± 0,49	0,03 ± 0,007	0,13 ± 0,014	0,02 ± 0,005	0,04 ± 0,018
Serce	0,04 ± 0,013	0,20 ± 0,037	1,52 ± 0,104	6,72 ± 0,55	0,04 ± 0,006	0,17 ± 0,025
Rdzeń kręgowy	0,875 ± 0,781	4,08 ± 3,62	0,77 ± 0,826	3,58 ± 3,23	0,02 ± 0,014	0,11 ± 0,064

Analizując poziom dawek pochodzący z obrazowania dwoma naprzeciwległymi zdjęciami wykonanymi wiązką o kilowoltowym efektywnym potencjale przyspieszającym - 2D-kV, skupiono się na wynikach przedstawionych w pracy George'a X. Ding i oraz Petera Munro [28]. Wykorzystali oni algorytm Monte Carlo w celu symulacji źródeł promieniowania rentgenowskiego służących do obrazowania obszaru głowy, miednicy i klatki piersiowej fantomu antropomorficznego. Na podstawie histogramów dawka-objętość sporządzono tabele 3, która zawiera informację o dawkach dla poszczególnych narządów [28].

Tabela 3. Dawki pochodzące z obrazowania 2D-kV dla poszczególnych narządów w obszarze głowy, klatki piersiowej i miednicy. Pomiary zostały przeprowadzone dla trybów obrazowania: głowy (Head – projekcja przednio-tylna: 100 kV, 8 mAs; projekcja boczna: 70 kV, 5 mAs), klatki piersiowej (Chest – projekcja przednio-tylna: 75 kV, 5 mAs; projekcja boczna: 95 kV, 40 mAs) i miednicy (Pelvis – projekcja przednio-tylna: 75 kV, 10 mAs; projekcja boczna: 105 kV, 80 mAs).Opracowano na podstawie [28].

Obszar	Głowa		Obszar	Klatka piersiowa		Obszar
	2.5 MV: D50%, D10% [cGy]	6 MV: D50%, D10% [cGy]		2.5 MV: D50%, D10% [cGy]	6 MV: D50%, D10% [cGy]	
Oko prawe	~2.1	~4.2	Prawe płuco	1.5-1.7	2.8-3.5	Odbytnica
Oko lewe	~1.8	-3.3	Lewe płuco	0.5-0.9	1.0-2.0	Głowa kości biodrowej prawej
Pień mózgu	1.3-1.4	2.7-2.8	Serce	1.5-1.7	2.6-3.0	Głowa kości biodrowej lewej
Mózg	1.3-2.6	2.7-3.2	Rdzeń kręgowy	~0.7-0.8	1.8-1.9	Prostata

W kolejnej publikacji tych samych autorów - Ding oraz Munreo zajęli się tematem porównania dwóch wiązek megawoltowych – 6 MV i 2.5 MV, które służą do obrazowania 2D-MV na akceleratorze TrueBeam [29]. W celu określenia współczynnika konwersji jakości wiązki (kQ) dla 2.5 MV wykorzystano algorytm Monte Carlo – jest to niezbędne w celu określenia dawki pochłoniętej zgodnie z raportem AAPM TG-51 [30]. Na podstawie histogramów dawka-objętość sporządzono tabelę 4, która zawiera informacje o dawkach dla poszczególnych narządów [29].

Tabela 4. Dawki pochodzące z obrazowania 2D-MV dla poszczególnych narządów w obszarze głowy, klatki piersiowej i miednicy. Pomiary zostały przeprowadzone dla trybów obrazowania: głowy i miednicy, wiązkami 2.5 MV (1 MU/obraz) oraz 6 MV (1.5 MU/obraz). Opracowano na podstawie [29].

Głowa			Klatka piersiowa			Miednica		
Obszar	2.5 MV: D50%, D10% [cGy]	6 MV: D50%, D10% [cGy]	Obszar	2.5 MV: D50%, D10% [cGy]	6 MV: D50%, D10% [cGy]	Obszar	2.5 MV: D50%, D10% [cGy]	6 MV: D50%, D10% [cGy]
Oko prawe	~2.1	~4.2	Prawe płuco	1.5-1.7	2.8-3.5	Odbytnica	1.8-1.85	2.0-2.1
Oko lewe	~1.8	-3.3	Lewe płuco	0.5-0.9	1.0-2.0	Głowa kości biodrowej prawej	1.3-1.4	2.8-2.9
Pień mózgu	1.3-1.4	2.7-2.8	Serce	1.5-1.7	2.6-3.0	Głowa kości biodrowej lewej	0.8-0.9	1.7-1.9
Mózg	1.3-2.6	2.7-3.2	Rdzeń kręgowy	~0.7-0.8	1.8-1.9	Prostata	~1	2.4-2.45
						Pęcherz	1.1-1.2	2.6-2.7

Podsumowanie

Wielkość zaabsorbowanej dawki w wyniku wykonanego obrazowania zależy od wielu czynników – jednymi z podstawowych są: technika obrazowania i częstość jej wykonywania. W ogólności – techniki oparte na promieniowaniu o kilowoltowym efektywnym potencjale przyspieszającym i obrazowanie planarne, powodują mniejszą ekspozycję pacjenta niż te oparte na promieniowaniu megawoltowym i obrazowaniu wolumetrycznym. Dodatkowo warto zaznaczyć, iż objętość obrazowana jest większa niż objętość leczona, wobec tego na promieniowanie narażone są również obszary niebędące bezpośrednio w polu wiązki terapeutycznej. Akceptowalne jest, by niepewność oszacowanych dawek z obrazowania sięgała ~ 20%, ze względu, iż stanowi ona kilka procent przepisanej dawki terapeutycznej. W rezultacie końcowym niepewność dawki całkowitej (obrazowanie i terapia) nadal będzie kształtować się na poziomie ~ 3% [2].

Idealną sytuacją, która umożliwiłaby dokładne oszacowanie otrzymywanych przez pacjenta dawek promieniowania jonizującego w trakcie IGRT, byłoby indywidualne podejście i ich kalkulacja. Jednakże ze względu na ograniczone możliwości obliczeniowe algorytmów i komputerów, nie jest to możliwe dla każdego pacjenta i używanej metody obrazowania. W związku z tym przydatne jest, aby w danym ośrodku określić zakresy poziomów dawek dla najczęściej wykorzystywanych w pracy klinicznej protokołów. Umożliwia to lekarzom i fizykom medycznym ocenę, jaki schemat obrazowania, jest najkorzystniejszy dla danego pacjenta, z uwzględnieniem wszelkich wad i zalet. Dane obecnie dostępne, a także publikacje cytowane w tej pracy, donoszą, iż dawki pochodzące z obrazowania wykorzystywanego w IGRT, w ogólności nie przekraczają poziomu 5% dawki terapeutycznej, co jest zgodne z zaleceniami AAPM TG 180.

Finansowanie / Financial Support

Artykuł został sfinansowany z grantu, nr 15/2016(130). This work was supported by the grant no. 15/2016(130)

Bibliografia

- [1] Murphy MJ, Balter J, Balter S, i inni. *The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75*. Med Phys. 2007;34(10):4041-4063.
- [2] Ding GX, Alaei P, Curran B, i inni. *Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180*. Med Phys. 2018; 45(5): 84-99.
- [3] Topczewska-Bruns J, Filipowski T, Chrenowicz R, Pancewicz-Janczuk B, Rożkowska E. *Zastosowanie radioterapii sterowanej obrazem (IGRT) za pomocą kilowoltowej stożkowej tomografi i komputerowej (kV CBCT) w codziennej praktyce klinicznej*. Nowotwory. Journal of Oncology 2013; 63(4): 305-310.
- [4] Nazmy MS, Khafaga Y, Mousa A i inni. *Cone beam CT for organs motion evaluation in pediatric abdominal neuroblastoma*. Radiother Oncol 2012; 102: 388–392.
- [5] Kim S, Yoshizumi TT, Frush DP i inni. *Radiation dose from cone beam CT in a pediatric phantom: risk estimation of cancer incidence*. AJR Am J Roentgenol 2010; 194: 186–190.
- [6] Stock M, Palm A, Altendorfer A i inni. *IGRT induced dose burden for a variety of imaging protocols at two different anatomical sites*. Radiother Oncol. 2012; 102: 355–363.
- [7] Kawrakow I, Rogers DWO. *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Ionizing Radiation Standards, National Research Council of Canada, NRCC Report PIRS-701, Ottawa NRCC Report PIRS-701; 2002.
- [8] Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. *BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units*. Med Phys. 1995; 22: 503–524.
- [9] Ding GX, Coffey CW. *Radiation dose from kilovoltage cone beam computed tomography in an image-guided radiotherapy procedure*. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2009;73:610–617.
- [10] Downes P, Jarvis R, Radu E, Kawrakow I, Spezi E. *Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit*. Med Phys. 2009; 36: 4156–4167.
- [11] Gayou O, Parda DS, Johnson M, Miften M. *Patient dose and image quality from mega-voltage cone beam computed tomography imaging*. Med Phys. 2007; 34: 499–506.
- [12] Chow JC, Leung MK, Islam MK, Norrlinger BD, Jaffray DA. *Evaluation of the effect of patient dose from cone beam computed tomography on prostate IMRT using Monte Carlo simulation*. Med Phys. 2008; 35: 52–60.
- [13] Zhang G, Marshall N, Jacobs R, Liu Q, Bosmans H. *Bowtie filtration for dedicated cone beam CT of the head and neck: a simulation study*. Br J Radiol. 2013;86(1028):20130002.
- [14] Wen N, Guan H, Hammoud R, et al. *Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer*. Phys Med Biol. 2007;52(8):2267-2276.
- [15] Osei EK, Schaly B, Fleck A, Charland P, Barnett R. *Dose assessment from an online kilovoltage imaging system in radiation therapy*. J Radiol Prot. 2009;29(1):37-50.
- [16] Tomic N, Devic S, DeBlois F, Seuntjens J. *Reference radiochromic film dosimetry in kilovoltage photon beams during CBCT image acquisition*. Med Phys. 2010;37(3):1083-1092.
- [17] Tomic N, Devic S, DeBlois F, Seuntjens J. *Comment on "Reference radiochromic film dosimetry in kilovoltage photon beams during CBCT image acquisition"* [Med. Phys. 37, 1083-1092 (2010)]. Med Phys. 2010;37(6):3008.
- [18] Kan MW, Leung LH, Wong W, Lam N. *Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;70(1):272-279. Marinello G, Mege JP, Besse MC, Kerneur G, Lagrange JL. *Radiothérapie des cancers de la prostate : évaluation in vivo de la dose délivrée par tomographie conique de basse énergie (kV) [Prostate radiation therapy: in vivo measurement of the dose delivered by kV-CBCT]*. Cancer Radiother. 2009;13(5):353-357.
- [19] Hyer DE, Serago CF, Kim S, Li JG, Hintenlang DE. *An organ and effective dose study of XVI and OBI*

- cone-beam CT systems*. J Appl Clin Med Phys. 2010;11(2):3183. Published 2010 Apr 17.
- [20] Palm A, Nilsson E, Herrnsdorf L. *Absorbed dose and dose rate using the Varian OBI 1.3 and 1.4 CBCT system*. J Appl Clin Med Phys. 2010;11(1):3085. Published 2010 Jan 28.
- [21] Cheng HC, Wu VW, Liu ES, Kwong DL. *Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system*. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2011;80(1):291-300.
- [22] Halg RA, Besserer J, Schneider U. *Systematic measurements of whole-body imaging dose distributions in image-guided radiation therapy*. Med Phys. 2012;39(12):7650-7661.
- [23] Giaddui T, Cui Y, Galvin J, Yu Y, Xiao Y. *Comparative dose evaluations between XVI and OBI cone beam CT systems using Gafchromic XRQA2 film and nanoDot optical stimulated luminescence dosimeters*. Med Phys. 2013;40(6):062102.
- [24] Dufek V, Horakova I, Novak L. *Organ and effective doses from verification techniques in image-guided radiotherapy*. Radiat Prot Dosimetry. 2011;147(1-2):277-280.
- [25] Alvarado R, Booth JT, Bromley RM, Gustafsson HB. *An investigation of image guidance dose for breast radiotherapy*. J Appl Clin Med Phys. 2013;14(3):4085. Published 2013 May 6.
- [26] Nobah A, Aldelajjan S, Devic S, et al. *Radiochromic film based dosimetry of image-guidance procedures on different radiotherapy modalities*. J Appl Clin Med Phys. 2014;15(6):5006. Published 2014 Nov 8.
- [27] Ding GX, Munro P, Pawlowski J, Malcolm A, Coffey CW. *Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging*. Radiother Oncol. 2010;97(3):585-592.
- [28] Ding GX, Munro P. *Characteristics of 2.5 MV beam and imaging dose to patients*. Radiother Oncol. 2017;125(3):541-547.
- [29] Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, inni. *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med Phys. 1999;26(9):1847-1870.