



# Ujęcie ilościowe, zarządzanie i redukcja dawek w obrazowaniu w radioterapii IGRT

## Quantitative approach, management and reduction of doses in imaging in IGRT

Dominika Oborska

### Wprowadzenie

Wprowadzenie nowoczesnych technik i technologii w radioterapii znacznie poprawiło zdolność do dostarczania wysoce konformalnej dawki do obszarów targetów przy jednoczesnym zminimalizowaniu dawki do narządów krytycznych i tkanek zdrowych. Pomimo wprowadzenia metod i technik zapewniających wysoką

precyzję realizacji procedur radioterapeutycznych, zaistniała obawa dotycząca dawek w prawidłowych tkankach, niebędących celem procesu terapeutycznego. Każdy obszar niebędący obszarem wyznaczonym do napromieniania powinien mieć zminimalizowane, jak jest to tylko możliwe, wielkości dostarczanych dawek, gdyż nie przynosi to korzyści terapeutycznych, a może wnosić ryzyko efektów niepożądanych. Ponieważ pacjenci żyją

380

### Streszczenie

Wprowadzenie nowoczesnych technik i technologii w radioterapii znacznie poprawiło zdolność do dostarczania wysoce konformalnej dawki do obszarów targetów przy jednoczesnym zminimalizowaniu dawki dla narządów krytycznych i tkanek zdrowych. Pomimo wprowadzenia metod i technik, zapewniających wysoką precyzję realizacji procedur radioterapeutycznych, zaistniała obawa dotycząca dawek w prawidłowych tkankach, niebędących celem procesu terapeutycznego. Każdy obszar, niebędący obszarem wyznaczonym do napromieniania, powinien mieć zminimalizowane, jak jest to tylko praktycznie możliwe, wielkości dostarczanych dawek, gdyż nie przynosi to korzyści terapeutycznych, a może wnosić ryzyko niepożądanych efektów. Dawki pochodzące z procedur obrazowania, wykonywanych na rzecz radioterapii, nie są ogólnie uważane za część dawki wynikającej z realizacji procedur radioterapeutycznych. Niemniej przy współczesnej eskalacji obrazowania, jako wspierającego precyzyjną radioterapię, uwzględnienie obecności tych dawek, zwłaszcza dla obszarów poza obszarem terapeutycznym, jest bardzo istotna.

**Słowa kluczowe:** radioterapia IGRT, obrazowanie w radioterapii, dawka, EPID, obrazowanie MV, obrazowanie kV

The development of modern techniques and technologies in RT significantly improved the ability to deliver a very conformal dose to targets while minimizing the dose for critical organs and normal tissues. Despite the development of those methods and techniques to ensure a high precision RT, there was a concern raised about doses in normal tissues and non-target regions. The value of the dose for those places should be minimized, as it is practically possible, because it does not bring therapeutic benefits, and may cause the risk of undesirable/side effects. The dose from imaging procedures performed for IGRT are not generally considered to be a part of the therapeutic dose delivered during RT. However, with currently escalated a number of imaging sessions/modalities, to support high conformal radiotherapy, taking into account those doses, especially for regions outside of targets, is very important.

**Key words:** IGRT, imaging in RT, dose, EPID, MV imaging, kV imaging

### Abstract

otrzymano / received:

27.09.2018

poprawiono / corrected:

10.10.2018

zaakceptowano / accepted:

12.10.2018



dłużę po zakończeniu leczenia, istnieje zwiększone ryzyko pojawienia się późnych skutków, m.in. wtórnych nowotworów, kardiotoksyczności, martwic skóry etc. Pojawia się skomplikowany aspekt zarządzania dawkami poza obszarami terapeutycznymi, ich pomiaru, obliczenia, ograniczenia i raportowania. Jest to nowy zakres analizy rozkładu dawek, który może determinować nowe spojrzenie na dobroć planu leczenia (zwłaszcza, że systemy planowania leczenia stają się dramatycznie niedokładne w obliczeniach dawki poza obszarem leczenia) czy też na dawki dostarczane z obliczeń SPL.

Radioterapia, oparta na obrazie (IGRT), szybko stała się standardem, który wprowadził poprawę oceny geometrii i dokładności pozycjonowania pacjenta podczas radioterapii. Informacja obrazowa, pozyskiwana podczas leczenia, pozwala na monitorowanie pacjenta i zmiany w jego geometrii, potencjalne planowanie adaptacyjne lub zmniejszenie marginesów tolerancji geometrycznych. Podczas przebiegu IGRT akwizycja obrazów jest wykonywana dla każdej frakcji radioterapeutycznej. Pacjent może czasami być obrazowany więcej niż jeden raz podczas każdej frakcji, aby zapewnić prawidłowe pozycjonowanie pacjenta. W związku z tym procedury obrazowania dostarczają do pacjenta dodatkową dawkę promieniowania. Rozumiejąc wielkość tej dawki, coraz ważniejsze staje się zminimalizowanie ryzyka wygenerowania skutków zarówno deterministycznych, jak i stochastycznych. Powszechnie przyjęta filozofia bezpieczeństwa i ochrony przed promieniowaniem, tak niskiego, jak rozsądnie/praktycznie osiągalna (ALARA), ma również zastosowanie do dawki pochodzącej z obrazowania. Powinno to prowadzić do minimalizowania tej dawki przy użyciu metod, które nie powinny stanowić kompromisu w procesie lokalizacji targetu. Obecnie dawka pochodząca z obrazowania nie jest uwzględniana w planowaniu leczenia RT. Niniejszy artykuł ma na celu przybliżenie raportów AAPM stanowiących o danych dotyczących dawek z obrazowania i ryzyku/korzyści korzystania z tych modalności na rzecz procesu radioterapeutycznego.

## Systemy obrazowania w RT

Wielkość dawki pochodzącej z obrazowania zależy od wielu czynników, w tym od częstotliwości akwizycji i stosowanej techniki: obrazy portalowe 2D MV, obrazy 2D kV, obrazy wolumetryczne MV lub kV, obrazowanie z modalnością 4D. W przypadku systemów typu Brainlab, Accuray, CyberKnife liczba akwizycji obrazów planarnych na sesję może osiągać nawet 80. Również przy zabiegach typu SRS/SBRT często zdarza się, że systemy obrazowania służą do monitorowania on-line pozycji pacjenta. Każde z tych technik/modalności obrazowania dostarczają dodatkową dawkę promieniowania zarówno do obszarów objętych terapią, ale przede wszystkim to, co jest przedmiotem analizy, do tkanki/obszarów zdrowych, podlegających zasadom ochrony. W zależności od stosowanych protokołów (częstym jest przyjmowanie przez użytkownika ustawień, zaimplementowanych przez producenta, bez przeprowadzenia procesu optymalizacji i redukcji

dawki) i technik obrazowania, obserwowane są duże różnice w dostarczonej dawce.

Ogólnie obrazowanie MV dostarcza wyższe dawki niż kV. Z pojedynczej projekcji MV dostarczona dawka może mieścić się w zakresie 0,1-5,0 cGy (z raportu AAPM TG180, który raportuje dawki jako dawki zaabsorbowane w medium) w zależności od protokołu obrazowania. Nie dotyczy to obrazowania wolumetrycznego MV. Ten sam raport stanowi, że nawet przy postępie w zmniejszaniu dawki poprzez rozwój technologii procedura kV-CBCT, stosowana do obrazowania miednicy, może dodać skumulowaną dawkę 1-3% dawki frakcyjnej. Ponieważ efekt fotoelektryczny jest dominującym, interakcja promieniowania fotonowego dla obrazowania kV powoduje, że dawka dla struktur kostnych jest 2-4 większa niż dla tkanki miękkiej. Ten sam raport podaje, że akwizycja obrazów MV-CBCT może dostarczyć dawkę większą niż 10 cGy, w zależności od obrazowanego obszaru i protokołu klinicznego. Następnym aspektem, nie do pominięcia, w analizie dawek pochodzących od obrazowania jest fakt, że dla wszystkich procedur obrazowania ekspozycja jest większa niż objętość terapeutyczna. W wyniku tego także tkanki i narządy znajdujące się poza wiązkami terapeutycznymi są narażone na promieniowanie. Niewątpliwie jest to następne zagadnienie do przyjęcia kierunku zarządzania tymi dawkami i szacowania ryzyk. Znalezienie balansu między filozofią ALARA a wymogiem skutecznej lokalizacji targetów wymaga, aby dawka obrazowania była zarządzana na podstawie wagi ryzyka i zysków uzyskiwanych dla pacjenta.

## Obrazowanie MV

Akwizycja obrazów MV odbywa się przy użyciu elektronicznych portalowych urządzeń do obrazowania (EPID) lub – w przypadku systemu MVCT w Tomotherapy Hi-System Art Radixact (Accuray Inc., Sunnyvale, Kalifornia) – jednorzędowego detektora TK.

W przypadku obrazów portalowych typowo wykonuje się dwie ortogonalne akwizycje dla najniższej dostępnej energii – typowo 6 MV. Raport AAPM TG 180 pokazuje dawki uzyskiwane przez różne organy z jednej kompletnej projekcji – wyrażone jest to przez dawkę dostarczoną do 50% objętości poszczególnych narządów. Dawki wahają się od 2-5 cGy (np. mózgowie 2-5 cGy, skrzyżowanie nerwów wzrokowych, nerwy wzrokowe, oczy 3-5 cGy, aorta 2-4 cGy, płuca 1-4,5 cGy, rdzeń kręgowy 2-3 cGy, nerki 2-3 cGy, jelita 2-4 cGy, odbytnica 2-4 cGy). Przy uwzględnieniu liczby frakcji i przyjęciu najgorszego scenariusza, np. kilku projekcji obrazów portalowych więcej niż wynika to z podstawowego protokołu, eskalacja dostarczanych dawek powoduje, że powinny być one uwzględniane w procesie terapeutycznym i podlegać ścisłemu zarządzaniu.

## Obrazy wolumetryczne MV-CBCT

Wolumetryczne obrazy MV-CBCT są rekonstruowane z projekcji i akwizycji wielu obrazów EPID zbieranych podczas rotacji



gantry akceleratora wokół pacjenta. Ta technika pozyskiwania obrazów daje wynikowo większą dawkę niż para ortogonalnych obrazów MV. Raport AAPM TG180 podaje średnie i maksymalne dawki dla poszczególnych narządów w przeliczeniu na jednostkę monitorową. Zazwyczaj region głowy i szyi jest obrazowany za pomocą protokołów o niższej liczbie jednostek MU (2-5 MU) niż np. dla klatki piersiowej lub miednicy, które mogą być obrazowane do 15 MU. System obrazowania dla linaca firmy Siemens kView oferuje opcję poprawy jakości obrazu MV-CBCT na dawkę jednostkową. Odbywa się to przez generowanie obrazującej wiązki promieniowania z targetem elektronowym o niskim Z (węgiel) i energii elektronów 4,2 MeV, co zwiększa znacznie udział procentowy fotonów o energiach kV w wiązce obrazowania w stosunku do MV-CBCT uzyskiwanego z konwencjonalną generacją wiązki 6 MV z targetem wolframowym. Takie rozwiązanie pozwoliło na uzyskanie tego samego współczynnika CNR, jak w przypadku konwencjonalnego MV-CBCT przy dostarczeniu około jednej trzeciej dawki. Dawki dla specyficznych narządów, w klasycznej technice obrazowania MV-CBCT, opublikowane w *Bethran C, J Appl Clin Med. Phys, 2012; 13:3607* i *Dzierna Y. et al., Strahlenther Onkol, 2015; 191:365-374* wahały się od 0,6 cGy do 1,2 cGy na jednostkę monitorową. Dawki obrazu MV-CBCT, oparte o niższej energii promieniowania, są generalnie mniejsze w przeliczeniu na jednostkę monitorową niż w przypadku konwencjonalnych wiązek 6 MV. Jak podaje raport AAPM TG180, dawki zmierzone w centrum trzydziestocentymetrowego fantomu wodnego wahały się od 0,8 do 2,5 cGy i zależą od trybu akwizycji.

## Obrazowanie kV

Systemy do obrazowania kV w radioterapii są zasadniczo zintegrowane z akceleratorami liniowymi. Umożliwiają wykonanie akwizycji projekcji 2D, uzyskiwanie rekonstrukcji trójwymiarowych oraz obrazowanie 4D. Raport AAPM TG180 w oparciu o doniesienia literaturowe stanowi, że dla systemu OBI Varian dawki otrzymane przez pacjentów w wyniku skanowania różnych obszarów anatomicznych wynosiły dla jednej sesji 1-9 cGy dla tkanek miękkich i 6-29 cGy dla kości, w zależności od wielkości pacjenta i skanowanego obszaru. Oczywiście nowoczesne technologie, wzrost efektywności detekcji przez systemy obrazowe i stosowane algorytmy rekonstrukcji pozwalają na lepsze zarządzanie dawkami i ich redukcję przy utrzymaniu poprawy jakości obrazowania. Odbywa się to także poprzez realizację procesu optymalizacji. Metody poprawy jakości obrazowania i redukcji dawki obejmują lepsze techniki rekonstrukcji, ulepszone aplikacje i wykorzystanie niższych energii wiązki rtg (np. 100 kVp zamiast 120 kV), gdzie energia wiązki jest zoptymalizowana do wielkości pacjenta i obrazowanych struktur/obszarów anatomicznych. Wbudowane systemy kalibracji HU umożliwiają przeliczanie dawek zaplanowanych na aktualną kondycję pacjenta, co może pomóc zredukować dawki pochodzące z ponownych symulacji TK. Również przy tych ulepszeniach zostały

wprowadzone protokoły skanowania, które wykorzystują część obrotu gantry, np. 200 stopni. Pozwala to np. przy skanowaniu głowy zredukować dawkę dla oczu, skóry twarzy i organów krytycznych umiejscowionych w przedniej części tego obszaru (*spare scan*). Ulepszenia te w niektórych przypadkach zmniejszyły dawkę obrazowania o więcej niż rząd wielkości. Z własnego doświadczenia wynika, że przeprowadzenie procesu optymalizacji jakości obrazowania vs dawka pozwoliło na zredukowanie dawki 2-7 razy w stosunku do oryginalnie zaimplementowanych protokołów klinicznych.

## Współtowarzyszące dawki pochodzące z obrazowania na rzecz radioterapii

Dawki pochodzące z procedur obrazowania wykonywanych na rzecz radioterapii nie są ogólnie uważane za część dawki wynikającej z realizacji procedur radioterapeutycznych. Niemniej, przy współczesnej eskalacji obrazowania, jako wspierającego precyzyjną radioterapię, uwzględnienie obecności tych dawek, zwłaszcza dla obszarów poza obszarem terapeutycznym, jest bardzo istotna. Typowe dawki ze standardowych procedur obrazowania przedstawiono w tabeli 1.

**Tabela 1** Nominalna dawka napromieniania jest różna dla pacjentów od reprezentatywnych klinicznie współistniejących procedur obrazowania. Należy pamiętać, że rzeczywiste wartości zależą w znacznym stopniu od wyboru protokołu i trybu, a także od wielkości pacjenta i wymagań jakości obrazu

Imaging method	Parameter assumptions or body area	Estimated radiation dose per image (cGy)
Portal imaging (MV)	Solid-state flat-panel detectors; 100 cm source/isocenter distance	< 1-5
Planar imaging (kV)	Gantry-mounted kV system or ceiling floor-mounted kV sources/flat-panel detectors	~0.02-0.3
Cone-beam computed tomography (kV) (Elekta XVI <sup>®</sup> , Varian OBI <sup>®</sup> )	Imaging site and doses to structures:	
	Head/neck	
	Soft tissue	~0.2-2
	Red bone marrow	~4-5
	Bone surfaces	~9-20
	Chest	
	Soft tissue	~0.5-3.5
	Red bone marrow	~1-4
	Bone surfaces	~2-10
Pelvis		
Soft tissue	~0.5-5	
Red bone marrow	~2-3	
Bone surfaces	~5-8	

Źródło: AAPM TG158.

Pacjenci leczeni metodami radioterapeutycznymi są poddawani dwóm rodzajom procedur obrazowania: symulacja pacjenta przed leczeniem i codzienna lokalizacja podczas leczenia. Względny udział dawek pochodzących z obrazowania w obszarach poza obszarem targetu został oceniony przez Halga i wsp.



(Halg RA, Besserer J., Schneider U., *Systematic measurements of whole-body imaging dose distribution in image-guided radiation therapy*, *Med. Phys.* 2012, 39:7650-7661). Rozpatrzenie wszystkich struktur poza targetem pozwoliło na wnioskowanie, że skuteczna dawka jest zdominowana przez dawkę terapeutyczną. Dawka obrazowania (przy założeniu jednokrotnego obrazowania na frakcję) stanowiła do 30% efektywnej dawki poza targetem. Zwykle była znacznie niższa w zależności od rodzaju użytego protokołu obrazowania. Jednakże wydaje się bardziej słuszne weryfikowanie przestrzennego rozmieszczenia dawki pochodzącej z obrazowania. Wynika to z podstawowej przyczyny – pole obrazowania jest większe niż pole terapeutyczne. Oznacza to konieczność spojrzenia na obszary podlegające idei ALARA jako zdrowe i wymagające przyjęcia filozofii – tak nisko, jak jest to praktycznie możliwe – a objęte dawkami pochodzącymi od procedur obrazowania w radioterapii. Całkowita nagromadzona dawka obrazująca nie ma takiego znaczenia w objętości leczonej, w której dominuje dawka terapeutyczna. Jej znaczenie rośnie w obszarach poza polem terapeutycznym, a zwłaszcza w przypadku OAR. Efekt ten jest wzmacniany przez fakt, że obrazowanie jest wykonywane przy każdej sesji terapeutycznej i coraz częściej to nie jest tylko jedna akwizycja na frakcję. Potrzeba procedur obrazowania powinna być uzasadniona, szczególnie w przypadku grup dodatkowego ryzyka, jak np. dzieci. Należy zauważyć, że w technikach obrazowania istnieje wiele wzajemnych zależności pomiędzy zwiększonym obrazowaniem a poprawionym terapeutycznym dopasowaniem dawki (tj. zmniejszoną objętością PTV), ale na pewno sugerowane jest optymalizowanie systemów obrazowania i redukcji dawki przez ten proces i rozwój technologii, bardziej niż przez minimalizowanie wykonanych procedur obrazowania, kiedy ich użycie jest uzasadnione terapeutycznie.

## Algorytmy obliczające dawkę dla obrazowania kV i MV

### Techniki Monte Carlo

Techniki MC znalazły zastosowanie w charakteryzowaniu terapeutycznych wiązek o energiach MV i kV. Biorąc pod uwagę te możliwości technik MC do modelowania wiązek promieniowania o szerokim zakresie energii, zaimplementowano je do symulacji rozkładu dawki u pacjentów pochodzących z obrazowania na rzecz zastosowań radioterapeutycznych. Pozwoliło to na uzyskanie informacji o dawkach zaabsorbowanych dla poszczególnych narządów przy użyciu różnych procedur obrazowania. Techniki MC nie pozwalają jednak w sposób prosty, przy użyciu komercyjnych produktów, na składanie dawek terapeutycznych z tymi, które zostały zdeponowane podczas obrazowania. SPL (system planowania leczenia) zawierają obliczenia MC dla wiązek MV, ale żaden z nich nie pozwala obecnie na obliczenia MC dla wiązek kV.

## Metody oparte na modelach

Obliczenia dawek pochodzących z obrazowania MV w oparciu o modele mogą być zrealizowane z dokładnością algorytmów obliczenia tej dawki, zaimplementowanych w komercyjnych SPL. Raport AAPM TG 180 donosi, że w kilku publikacjach przedstawiono wyniki obliczenia dawki dla MV-CBCT przy użyciu dwóch różnych SPL. Zostały one podane z dokładnością obliczenia dawki lepszą niż 3%. W przypadku rozwiązania dla systemu Siemens (niskoenergetyczna wiązka z filtrem węglowym) w obliczeniach dodatkowo uwzględniono inne widmo energetyczne wiązki. Niektórzy użytkownicy różnych SPL zastosowali wbudowane algorytmy do wykonywania obliczeń dawek dla wiązek kV. Niestety rozwiązanie to okazało się być obciążone bardzo dużą niepewnością obliczeń, np. w przypadku kości niedoszacowanie dawki mogło być nawet rzędu 300%. Wynikało to głównie z faktu, że w przypadku promieniowania kV modele te i algorytmy nie uwzględniają udziału zjawiska fotoelektrycznego.

Jeden z autorów publikacji cytowanej w raporcie AAPM TG180 wykazał, że istnieje możliwość modyfikacji obliczeń dawki opartych na modelu MV. Algorytm w komercyjnym SPL wymagał dodania kerneli depozycji o niskiej energii do obliczenia dawki kV-CBCT. Korekcja ta dotyczyła uwzględnienia efektu gęstości kości, ale nie udziału efektu fotoelektrycznego. Ponadto, w przeciwieństwie do wiązek MV, modelowanie wiązek kV w SPL wymaga danych wiązki dla określonego systemu kV. Ponadto wprowadzane korekcje wymagały uwzględnienia obecności filtrów modyfikujących w wiązce kV. Użycie „kliny” w SPL miało na celu symulację nachylenia izodoz przy obecności filtrów *half-bow tie/half-fan*. Ponadto uzyskano poprawę dokładności obliczeń dawki przez wprowadzenie kompensatorów w wiązkę kV. Ostatecznie wszystkie korekcje doprowadziły do sytuacji, w której użycie algorytmów obliczeniowych dało w odpowiedzi dystrybucję dawki o wystarczającej dokładności, z jednym wyjątkiem – obszarów wokół struktur kostnych.

Metoda korekcji *Medium-Dependent Correction* (MDC) uwzględnia zależność dystrybucji dawki od liczby atomowej dla energii promieniowania kV. Potencjalnie pozwala to na zwiększenie dokładności obliczenia dawki dostarczonej z obrazowania kV do akceptowalnego poziomu 10-20%. Tego typu działania mogą ostatecznie doprowadzić do implementacji w komercyjnych SPL, algorytmów, modeli z uwzględnionymi korekcjami do przeprowadzania obliczeń zarówno dla wiązki terapeutycznej MV, jak i wiązki obrazowej kV.

## Dozymetria kV

W przeciwieństwie do wiązek obrazowania MV, które nie wymagają już przeprowadzania pełnej dozymetrii w celu określenia charakterystyki tych wiązek, wiązki obrazowania kV generalnie wymagają zebrania danych, umożliwiających uzyskanie danych dozymetrycznych, wymaganych w SPL. Współczesne SPL wciąż nie pozwalają na uwzględnienie dodatkowych dawek



pochodzących od wiązek obrazowania kV w rutynowej praktyce klinicznej.

## Dane wejściowe do charakterystyki wiązki promieniowania rentgenowskiego kV

Charakteryzowanie wiązek obrazowania kV w SPL wymaga zebrania danych dozymetrycznych dla nich, w tym: PDG, profile, dawka bezwzględna w wiązce akwizycyjnej. Wyzwaniem dozymetrycznym w zbieraniu tych danych jest niska moc dawki promieniowania i jego silna zależność od rodzaju ośrodka, w którym pomiary są wykonane. Działania można wesprzeć symulacjami MC, zwracając szczególną uwagę na wygenerowane dane, ponieważ one ściśle zależą od przyjętych wartości parametrów symulacji.

## Odpowiedź detektora obrazowego kV

Odpowiedź detektora obrazowego powinna być charakteryzowana przy warunkach odpowiedniej kalibracji detektora promieniowania jonizującego i protokołów pomiarowych. Wyznaczenie zaabsorbowanej dawki promieniowania kV odbywa się przy użyciu komory jonizacyjnej, skalibrowanej w oparciu o parametry charakteryzujące wiązkę o energiach kV, takie jak HVL, kVp i jest realizowane na podstawie opracowanych protokołów dozymetrycznych. Ograniczeniem może okazać się to, że warunki kalibracji detektora promieniowania jonizującego, zalecane w tych protokołach dozymetrycznych, często nie dotyczą procedur akwizycji obrazów, szczególnie, gdy źródło promieniowania rtg porusza się podczas skanowania. Wiadomo, że warunki pomiaru w wodzie są najbardziej odpowiednie do pomiarów wiązki promieniowania kV. Jednak w tych pomiarach zastosowanie znalazły również fantomy z mas plastikowych/syntetycznych, które często są traktowane w dozymetrii promieniowania MV jako ekwiwalenty wody. Raport AAPM TG180 przywołuje publikacje opisujące pomiary dawki/mocy dawki w plastikowych materiałach fantomowych dla procedur akwizycji obrazu w zakresie energii kV. Jedno z badań przeprowadzono dla materiałów plastikowych będących ekwiwalentami wody: *Plastic Water* – *Low Energy Range* (PW-LR-CIRS, Inc., Norfolk, VA) i *Solid Water* (Gammex, Inc., Middleton, WI) oraz dla mniej równoważnego wodzie PMMA. Jak wynikało z przeprowadzonych pomiarów, zmierzone dane były obciążone dla materiałów plastikowych znaczącymi niepewnościami (8-20%).

W przypadku trybu fluoroskopii dawka jest proporcjonalna do czasu ekspozycji promieniowania rentgenowskiego dla wybranych parametrów protokołu obrazowania (kVp i mA). Dawki mogą być oszacowane na podstawie iloczynu dawki i czasu skanowania wiązką rtg. Moc wyjściową wiązki kV można mierzyć w warunkach powietrznych lub w fantomie (zalecenia AAPM dla wiązek kV). Podczas pomiaru w powietrzu moc dawki jest niezależna od rozmiaru pola promieniowania rtg. W przypadku pomiarów realizowanych w fantomie składowa rozproszona

kontrybuuje w wyniku, a ta zależy od wielkości pola. Jeśli wiązka jest dostarczona w technice rotacyjnej, dawka pochłonięta może być mierzona w cylindrycznej komorze umieszczonej w izocentrum tej rotacji.

## Dozymetria *in vivo*

Weryfikację dawki (*in vivo*) pochodzącej z obrazowania dla pacjenta można wykonać za pomocą detektorów, takich jak diody, TLD lub OSLD. Aby zmierzone dawki były adekwatne do dostarczonych, dozymetry, które są używane dla wiązki kV, powinny być skalibrowane dla użytej energii wiązki. Pomiary *in vivo* przy użyciu detektorów umieszczonych na pacjencie, pozwalają na szacowanie dawki na skórze, ale również dla narządów po przeskalowaniu wskazań/odczytów przez znany rozkład dawki wewnątrz pacjenta.

## Metody rachunku dawki obrazowania

Raport AAPM TG 180 podaje liczne publikacje, w których do obliczenia dawek dostarczonych pacjentom RT i pochodzących z obrazowania zastosowano wiele różnych metod. Istnieją dwa podejścia procesowe do oszacowania tych dawek – obliczenia dawki dla konkretnego pacjenta i szacunki dotyczące dawek niezwiązanych z określonym pacjentem.

## Specyficzne dla pacjenta obliczenia dawki obrazowej

Obliczenia dawek specyficznych dla danego pacjenta i poszczególnych narządów wykonywane w oparciu o jego rekonstrukcje TK. W przypadku obrazowania MV obliczenia dawki specyficznej dla pacjenta można wykonać wprost w SPL. Dawkę obrazową można następnie dodać bezpośrednio do dawki terapeutycznej podczas planowania leczenia. Przy przyjęciu określonego protokołu weryfikacji i korekcji położenia pacjenta podczas sesji terapeutycznej całkowita liczba procedury obrazowania powinna być znana na etapie planowania. Zawsze można przyjąć współczynniki pesymizacji, kiedy akwizycji będzie więcej niż wynika to z podstawowego schematu (np. o 10%). Dawkę pochodzącą z obrazowania można uwzględnić przy optymalizacji planów leczenia pacjenta dla dawki terapeutycznej, targetów i OAR (np. obniżenie dawek tolerancji dla rdzenia kręgowego). W przypadku obrazowania kV, wraz z brakiem symulacji MC lub modeli/algorytmów dla promieniowania kV w komercyjnych SPL, obliczenia dawki obrazowej, specyficznej dla pacjenta, i złożenie z dawkami pochodzącymi z procedur RT staje się niemożliwe.

## Szacowanie dawek niespecyficznych dla pacjenta

Biorąc pod uwagę relatywnie niewielką wielkość dawki obrazowania w stosunku do dawki terapeutycznej, dla tego obszaru rozważania (obszaru terapeutycznego) może być wystarczające



użycie prostszego podejścia, zapewniającego rozsądne oszacowanie dawki pochodzącej z obrazowania. Ze względu na niewielkie różnice w dawkach otrzymanych przez pacjentów, ze względu na ich rozmiary/geometrię (Alej P. et al., *Acta Oncol*, 2014; 53:839-844 i Nelson AP et al., *Radiother Oncol*, 2014; 112:112-118) uznano, że szacunki dawek można przedstawić w formie prostych tabel przeglądowych, które mogą być wystarczająco dokładne, aby oszacować dawkę z powtarzanych procedur obrazowania. Stabelaryzowane wartości (Nelson AP et al., *Radiother Oncol*, 2014; 112:112-118 i Spezi E, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2011; 83:419-426) mogą dostarczyć klinicyście informacje do przeprowadzenia odpowiednich szacunków dawek obrazowych dla narządów. Wartości te są również podane dla systemów OBI Vatrian i XVI Elekta, dla różnych protokołów skanowania, w formie tabel w raporcie AAPM TG180. Podane dane wskazują, że zastosowanie filtrów kompensacyjnych, np. *bow-tie*, nie tylko może służyć poprawie jakości obrazu, ale także redukcji dawki. Tabelaiczne wartości, przeskalowane przez wartość mAs akwizycji, są wystarczające do oszacowania dawki pochodzącej z obrazowania, w 20% niepewności tego szacunku i może pomóc w: ustaleniu, czy dawki obrazowania będą zbliżone do 5% prognozy dawki terapeutycznej, wyborze odpowiedniego protokołu IGRT i obliczeniu dawek dla organów przy uwzględnieniu wszystkich wykonanych podczas terapii akwizycji obrazowych. Dopóki obliczenie dawek kV nie będzie dostępne rutynowo w SPL, użycie tabel dla różnych procedur obrazowania może być dopuszczalną praktyką, przynoszącą w wyniku odpowiednie zarządzania niskimi poziomami dawek z modalności obrazowych.

## Podsumowanie

W przeciwieństwie do diagnostycznych procedur obrazowania, sesje obrazowania na rzecz IGRT są częstsze, powtarzane codziennie oraz powodują ekspozycję objętości, która jest większa niż objętość terapeutyczna. Właściwe zarządzanie dawką obrazowania w IGRT bazuje na filozofii ALARA poprzez zminimalizowanie dawki w miarę możliwości praktyki i w razie potrzeby jej szacowania/raportowania.

### Zalecenia ogólne dotyczące praktyki:

- Lokalnie i zoptymalizowane protokoły obrazowania, które są odpowiednie do technik stosowanych klinicznie.
- Niezależne protokoły dla pacjentów pediatrycznych.
- Raportowanie dawek pochodzących z obrazowania dla IGRT poszczególnych obszarów anatomicznych (głowa, klatka piersiowa, brzuch, miednica). Umożliwia to świadome podejmowanie decyzji o wyborze protokołów obrazowania i dostarcza informacje o dawkach z pełnego procesu terapeutycznego.
- Sprawdzenie mocy dawki dla obrazowania MV i kV oraz jej stałości zgodnie z przyjętymi protokołami pomiarowymi.

- Jeśli jest pożądane – weryfikacja dawki obrazowej specyficznej dla danego pacjenta (pomiar dawki *in vivo* za pomocą odpowiednio skalibrowanych detektorów). W przypadku tej metody szacowania dawki należy wziąć pod uwagę ograniczoną dokładność pomiarów właściwych dla pacjenta.
- Szacowanie/zliczanie dawek pochodzących z obrazowania dla pacjentów z RT. Zaleca się, aby dawkę obrazującą uznać za część całkowitej dawki na etapie planowania leczenia, jeśli dawka z powtarzanych procedur obrazowania ma przekroczyć 5% przepisanej dawki. Dawki dla narządów pacjenta mogą być obliczane lub szacowane przy użyciu pomiarów wykonanych specyficznie dla pacjenta albo metod niespecyficznych dla konkretnego pacjenta. Ułatwienie szacowania dawki obrazowej, specyficznej dla pacjenta, mogą wymagać wdrożenia nowych algorytmów dla wiązek MV i kV w komercyjnych SPL. Dopuszczalny poziom niepewności obliczania dawki z obrazowania w obszarze terapeutycznym wynosi do 20%, ponieważ dawka obrazująca stanowi ogólnie tylko kilka procent zalecanej dawki docelowej. W wyniku tego niepewność zsumowanej dawki (leczenie + obrazowanie) będzie nadal na poziomie 2-3%.
- W zależności od modalności różnorodność technologii powoduje, że dostępne są różne metody zmniejszenia dawki pochodzącej z obrazowania. ALARA powinna zawsze być główną zasadą stosowaną w praktyce. Generalnie należy wybierać właściwą wielkość pola, zakres kątowy skanowania CBCT (selektywny zakres skanowania), wybrać protokoły specyficzne dla pacjenta i obszaru obrazowanego, należy przeprowadzić proces optymalizacji jakości obrazowania vs dawka vs parametry obrazowania, przy podejmowaniu decyzji między projekcjami 2D a objętościowymi 3D, należy wziąć pod uwagę wymagania dotyczące obrazu, wybrać kierunki projekcji 2D, należy stosować filtry kompensacyjne.

## Literatura

1. Report AAPM TG180, 2018.
2. Report AAPM TG 158, 2017.
3. Report AAPM TG75, 2007.
4. S. Kamath et al.: *An image quality comparison study between XVI and OBI CBCT systems*, JACMP, 12(2), 2011, 3435.
5. M. Stock et al.: *Image quality and stability of image-guided radiotherapy (IGRT) devices, A comparative study*, Radiother. Oncol., 93(1), 2009, 1-7.
6. J. Lehmann et al.: *Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy*, JACMP, 8(3), 2007, 2354.
7. K.R. Muraidhar et al.: *Commissioning and quality assurance of the X-ray volume imaging system of an image-guided radiotherapy capable linear accelerator*, J. Med. Phys., 33(2), 2008, 72-77.
8. NHS Purchasing and Supply Agency, Evaluation Report: *X-ray tomographic image guided radiotherapy systems*, CEP10071, 2010.