



Pomiary CTDI_{100w} dla systemu XVI (Elekta) według normy IEC 60601-2-44-A1 (2012)

Measurements of CTDI for the XVI system (Elekta) in accordance to IEC 60601-2-44-A1 (2012)

Dominika Oborska-Kumaszynska, Semir Fazlic, Julian Liu

Cancer Centre London, 49 Parkside, Wimbledon, United Kingdom, e-mail: dominika.oborska-kumaszynska@cancercentreondon.co.uk

Streszczenie

Abstract

System kV-CBCT zintegrowany z akceleratorem dostarcza danych obrazowych do weryfikacji pozycjonowania pacjenta oraz określania międzyfrakcyjnego i śródfrakcyjnego ruchu narządów (w szczególności ważne dla obszarów targetowych i organów ryzyka). Zintegrowanie systemu obrazowania, używającego energii kilowoltowej, miało na celu przede wszystkim zapewnienie dobrego kontrastu dla różnicowania tkanek miękkich. Choć dawka promieniowania podczas kV-CBCT jest relatywnie niska, to, co powoduje, że należy ją zidentyfikować co do wartości, jest jej wielokrotne użycie podczas codziennej weryfikacji pozycji pacjenta podczas leczenia radioterapeutycznego. Średnia dawka współtowarzysząca w regionie graniczącym z wiązką terapeutyczną podczas przebiegu RT przy codziennym stosowaniu CBCT (zakładając łącznie 40 skanów) może mieścić się w zakresie 1-2 Gy, przy maksymalnych dawkach w zakresie 3-7 Gy. Przy takich poziomach dawek słuszne wydaje się właściwe zarządzanie tymi dawkami przez przeprowadzenie procesu optymalizacji, który zakłada wypracowanie kompromisu pomiędzy dostarczoną dawką a jakością obrazowania. Wykonanie pomiarów dawek pozwala na ocenę dawek współtowarzyszących sesjom radioterapeutycznym oraz zarządzanie procesami obrazowania z punktu widzenia tej kontrybucji w obszarach leczonych, jak również w organach ryzyka i tkankach zdrowych. W ramach oceny dawek dla systemu XVI (Elekta) zostały wykonane pomiary CTDI 100 zgodnie z metodologią standardu IEC 60601-2-44-A1 (2012), który przewiduje pomiary dla warunków wiązki stożkowej.

A kV-CBCT system, integrated with an accelerator, provides image data for verifying patient positioning and determining inter-fraction and intra-fraction movement of organs (it is particularly important for targets and OARs). An integration of an imaging system using kV energy was primarily aimed at providing a good contrast for soft tissue differentiation. Although, a kV-CBCT radiation dose is relatively low, importance of the dose assessment based on a fact the kV-CBCT imaging can be used for a daily verification of a patient's position during RT. The average accompanying dose during RT with daily use CBCT (assuming a total of 40 scans) can be 1-2 Gy, with maximum doses 3-7 Gy. It seems appropriate to properly manage these doses by performing an optimization process that assumes a compromise between the dose delivered and the quality of imaging. Dose measurements allow the assessment of doses accompanying RT. The dose assessment has been done for the XVI (Elekta) system by CTDI₁₀₀ measurements which were performed in accordance with the methodology of the IEC 60601-2-44-A1 (2012) for cone beam conditions.

Słowa kluczowe: obrazowanie CBCT, CTDI, dawki obrazowania

Key words: CBCT imaging, CTDI, imaging dose

otrzymano / received:

10.03.2020

poprawiono / corrected:

25.03.2020

zaakceptowano / accepted:

02.04.2020



Wprowadzenie

System kV-CBCT zintegrowany z akceleratorem dostarcza danych obrazowych do weryfikacji pozycjonowania pacjenta oraz określania międzyfrakcyjnego i śródfrakcyjnego ruchu narządów (w szczególności ważne dla obszarów targetowych i organów ryzyka). Zintegrowanie systemu obrazowania wykorzystującego energie kilowoltowe miało na celu przede wszystkim zapewnienie dobrego kontrastu dla różnicowania tkanek miękkich. Chociaż dawka promieniowania podczas kV-CBCT jest relatywnie niska [8-10], to, co powoduje, że należy ją zidentyfikować co do wartości, jest jej wielokrotne użycie podczas codziennej weryfikacji pozycji pacjenta podczas leczenia radioterapeutycznego, co sumarycznie może dostarczyć znaczną dawkę do zdrowych tkanek i narządów ryzyka. Pozwala to również podjąć działania zmierzające do realizacji procedur obrazowania weryfikacyjnego przy użyciu CBCT zgodnie z zasadą ALARA. Kilku autorów badało dawkę podczas prowadzenia obrazu w radioterapii zarówno fantomem [11, 12], jak i pacjentami [13]. Zaproponowano kilka metod redukcji dawki i optymalizacji, a skrócenie czasu ekspozycji na skan lub zakresu obrotu wiązki obrazowania CBCT znacznie zmniejszyło dawkę dostarczaną do niektórych narządów [14, 25]. Charakterystyka wiązki i dawki narządów również zostały oszacowane w badaniach symulacyjnych Monte Carlo dla różnych narządów [12, 16, 17].

Systemy kV CBCT składają się z lampy rentgenowskiej i amorficznych detektorów krzemowych, zamontowanych na gantry aparatu terapeutycznego (Elekta XVI, Varian OBI) prostopadle do wiązki terapeutycznej. Umożliwiają obrazowanie 2D, fluoroskopowe, wolumetryczne i 4D. Skanowanie jest realizowane poprzez wykonywanie określonej liczby projekcji, których akwizycja odbywa się podczas ciągłego częściowego lub całkowitego obrotu gantry wokół stołu terapeutycznego. Średnia dawka na obraz wynosi 30-50 mGy [1]. Średnia dawka współtowarzysząca w regionie graniczącym z wiązką terapeutyczną, podczas przebiegu RT przy codziennym stosowaniu CBCT (zakładając łącznie 40 skanów), może mieścić się w zakresie 1-2 Gy, przy maksymalnych dawkach w zakresie 3-7 Gy [3]. Przy takich poziomach dawek słuszne wydaje się właściwe zarządzanie tymi dawkami przez przeprowadzenie procesu optymalizacji, który zakłada wypracowanie kompromisu pomiędzy dostarczoną dawką a jakością obrazowania. Wykonanie pomiarów pozwala na ocenę dawek współtowarzyszących sesjom radioterapeutycznym oraz zarządzanie procesami obrazowania. Jest to szczególnie krytyczne dla OARs, które często znajdują się blisko obszarów terapeutycznych. W takich przypadkach bardzo ważne jest opracowanie jednoznacznych kryteriów użycia i uzasadnienia dawki towarzyszącej z obrazowania. Te kryteria użycia i uzasadnienia mogą być determinowane technikami radioterapeutycznymi, np. SABR płuco i inne obszary anatomiczne, takie jak prostata i kręgosłup, gdzie liczba frakcji jest niska (zazwyczaj 3-8) i gdzie efekt błędu geometrycznego jest znacznie większy, a użycie CBCT jest wyraźnie uzasadnione i wymagana jest mniejsza liczba

skanów. Przyjęcie tak sformalizowanego podejścia do tej modalności, która do tej pory była współtowarzysząca w tle realizacji procedur radioterapeutycznych, wynika również ze znajomości ryzyka indukcji wtórnych nowotworów lub w skrajnym przypadku wywołania efektów deterministycznych, które muszą być zrównoważone z korzyściami, np. lepszy wynik leczenia, wzrost całkowitego przeżycia, kontrola lokalna czy też zmniejszona toksyczność leczenia. Oczywiście uzasadnienie współistniejącej dawki z obrazowania jest łatwiejsze, jeśli jest ona niższa przy utrzymaniu odpowiedniej jakości obrazu. Aby zminimalizować i uzasadnić towarzyszącą dawkę obrazowania, musi być ona zmierzona.

Metody pomiaru CTDI

CTDI jest miarą dawki pierwotnej opracowaną dla tomografii komputerowej. Zawiera w sobie komponent z wiązki pierwotnej i promieniowania rozproszonego z sąsiadujących skanowanych warstw. Teoretyczna definicja CTDI wyrażana jest zależnością [6]:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-T}^{+T} K(z) dz$$

gdzie:

T – nominalna kolimacja wiązki promieniowania rentgenowskiego w osi długiej z,

K(z) – profil kermy powietrznej wzdłuż osi z.

Na podstawie teoretycznych definicji FDA i IEC zaproponowały dwie różne praktyczne implementacje, zmieniające ograniczenia zakresu sumowania od nieskończoności do $\pm 7 T$ dla FDA i do ± 50 mm dla IEC. Podejście IEC stało się standardem i wyraża się CTDI₁₀₀ [6]:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} K(z) dz$$

CTDI₁₀₀ można mierzyć w powietrzu lub w cylindrycznych fantomach PMMA. Stosowany w standardzie detektor stanowi otówkowa komora jonizacyjna o długości 100 mm. Standardowe fantomy CTDI reprezentują obszar „głowy” (średnica 16 cm) lub obszar „ciała” (średnica 32 cm). Taki układ pomiarowy z użyciem otówkowej komory jonizacyjnej daje bezpośrednio wynikowo ocenę CTDI wyrażoną w powyższym równaniu. Stosując opisany formalizm pomiarowy, ważony CTDI (CTDI_w), mierzony w fantomach, można określić ilościowo jako [6]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100, \text{central}} + \frac{2}{3} CTDI_{100, \text{peripheral}}$$

gdzie:

CTDI_{100,centralny} i CTDI_{100,peryferyjny} – odpowiednio pomiary wykonane przy użyciu otówkowej komory jonizacyjnej w otworze środkowym fantomu i średnia z pomiarów wykonanych w otworach peryferyjnych fantomu.



Po wprowadzeniu akwizycji obrazowej TK w technice spiralnej uwzględniono w obliczeniach CTDI zależność dawki od współczynnika skoku [6]:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{Pitch} CTDI_w$$

CTDI, jako parametr dozymetryczny, jest w rzeczywistości indeksem dawki i miarą tłumienia wiązki RTG dla różnych protokołów klinicznych dla fantomów reprezentujących obszary anatomiczne dla głowy-szyi i korpusu. CTDI nie można przełożyć bezpośrednio na dawkę, jaką otrzymuje pacjent lub narządy podczas akwizycji TK. Również standaryzacja fantomów (32 cm i 16 cm średnica) powoduje, że CTDI_w jest reprezentacyjny dla „średniego” pacjenta („standardowego” pacjenta). CTDI_w mierzony dla takiego układu pomiarowego nie jest reprezentacyjny dla pacjentów pediatrycznych, otyłych lub bardzo szczupłych. Z drugiej strony, te indeksy dozymetryczne stanowią bardzo przydatne narzędzie do oceny poziomów dawek odniesienia, wypracowania poziomów referencyjnych, porównania różnych protokołów i urządzeń tego samego rodzaju. Postępy techniczne w tomografii utrudniły proste zastosowanie CTDI_w i CTDI_{vol} w indeksowaniu dozymetrycznym i zarządzaniu dawką dostarczanej do pacjenta. Ważnym wyzwaniem stał się wzrost wymiarów kolimacji stosowanej w aplikacjach TK, co prowadzi do zaniżenia oszacowania CTDI_w z powodu systematycznego niedoszacowania promieniowania rozproszonego (nawet o 20% dla nominalnych kolimacji wiązki promieniowania rentgenowskiego do 40 mm i większe w przypadku szerszych nominalnych kolimacji) [6].

W przypadku CBCT wyróżnia się dwa przypadki kolimacji wiązki wzdłuż osi wzdłużnej:

- kolimacja jest większa lub równa 100 mm – wtedy w zależności dla CTDI₁₀₀ „T” = 100 mm. Wynik pomiaru staje się średnią dawką w zeskanowanej objętości komory otówkowej wzdłuż osi centralnej (100 mm) i stanowi wskaźnik dawki wiązki stożkowej;
- kolimacja wiązki jest poniżej 100 mm – zastosowanie ma oryginalną definicję CTDI₁₀₀, ale z przeszacowaniem średniej dawki w granicach zeskanowanej objętości.

Dla warunków kolimacji wiązki szerokiej metoda zaproponowana przez IAEA uwzględnia ocenę CTDI w wolnym powietrzu dla całego profilu wiązki, o zintegrowanej długości co najmniej N×T + 40 mm, gdzie N jest liczbą aktywnych kanałów danych w stacjonarnym skanie osiowym i T jest grubością nominalną dla każdego kanału danych. W przypadku szerokości wiązki większej niż 60 mm sugerowanym podejściem pomiarowym jest zastosowanie standardowego układu jak dla pomiarów TK z użyciem 100 mm otówkowej komory jonizacyjnej i w regularnych odstępach wzdłuż wiązki. W przypadku pomiarów powietrznych należy wykonać pomiary dla kolimacji wiązki odniesienia o szerokości mniejszej lub równej 40 mm i dla wszystkich innych kolimacji. W dozymetrii fantomowej wykonywany jest pomiar CTDI_w tylko dla kolimacji wiązki odniesienia. Następnie CTDI₁₀₀ dla N×T może być oszacowane przy użyciu następującej zależności [6]:

$$CTDI_{100,N \times T} = \frac{1}{(N \times T)_{ref}} \left(\int_{-50mm}^{+50mm} D_{ref}(z) dz \right) \times \left(\frac{CTDI_{free-in-air,N \times T}}{CTDI_{free-in-air,ref}} \right)$$

Metoda ta została przyjęta przez IEC. Zastosowanie tego podejścia w pomiarach dla CBCT rodzi szereg problemów. Przede wszystkim niewiele urządzeń CBCT pozwala na zdefiniowanie kolimacji wiązki wzdłużnej poniżej 40 mm jako pole odniesienia. Po drugie, nawet w przypadkach, w których kolimacja jest możliwa do zastosowania, metoda ta jest obciążona niedokładnością uwzględnienia wkładu rozproszenia.

Metodologia AAPM i ICRU – skumulowana dawka centralna

W 2010 roku AAPM opublikowało raport TG 111, mający na celu przedstawienie kompleksowej metodologii oceny dawki promieniowania rentgenowskiego tomografii komputerowej dla skanowania wiązką wachlarzową i wiązką stożkową przy lub bez translacji wzdłużnej stołu pacjenta. Pomiar wykonywany jest w jednym punkcie dla komory umieszczonej pośrodku fantomu cylindrycznego symulującego głowę lub ciało. Dla spiralnej tomografii wielowarstwowej pomiar jest wykonywany przy translacji wzdłużnej stołu pacjenta i akumulacyjnym odczycie dla komory punktowej z wkładu z wiązki głównej i rozproszenia. Zmierzona wartość stanowi „dawkę skumulowaną” DL(z). W raporcie zawarto dyskusję na temat relatywnych efektów skanowania i długości fantomów wzdłuż osi podłużnej. Centralna dawka skumulowana zwiększa się wraz z długością skanowania i wraz z nią zbliża się do wartości równowagi dla względnie dużych długości skanowania, około 45 cm przy zapewnieniu też takiej długości fantomu. To samo podejście eksperymentalne zaproponowane zostało w raporcie ICRU 8761, chociaż do oceny dawki i jakości obrazu zastosowano inny cylindryczny fantom. Ponieważ użycie fantomu o zwiększonej długości może być trudne podczas rutynowej kontroli jakości, w raporcie ICRU zaproponowano zastosowanie w środowisku klinicznym fantomów o standardowej długości. Wartości dawek zmierzonych przy użyciu długiego fantomu wraz z przeliczeniem do warunków standardowego fantomu powinny być dostarczone przez producenta. W przypadku skanowania wiązką stożkową bez translacji wzdłużnej stołu/fantomu, dawka skumulowana jest bezpośrednim punktowym pomiarem dawki w środku zeskanowanej objętości i reprezentuje maksymalną wartość profilu dawki wzdłuż osi wzdłużnej. Przy tej metodzie należy wziąć pod uwagę krytyczne aspekty pozycjonowania fantomu.

Pomiary

Procedura CTDI₁₀₀ i CTDI_w odnosi się do klauzuli 201.3.211 (CTDI_w100), 201.3.212 (vol CTDI_w) i 201.3.214 (DLP) ujętych w dokumentach normalizacyjnych IEC 60601-2-44 (2009) i IEC 60601-2-44-A1 (2012). Definicja CTDI₁₀₀ została zaktualizowana dla systemów CBCT według normy IEC 60601-2-44-A1 (2012).



Ponieważ w systemach CBCT używane są dłuższe wymiary pola niż 100 mm, stąd część dawki jest dostarczana poza długością standardowej długości komory ołówkowej. Także z tego powodu zmienia się udział promieniowania rozproszonego w stosunku do standardowego układu pomiaru CTDI dla systemów tomograficznych, które jest dostarczane na zewnątrz standardowego fantomu CTDI o długości 15 cm. Aby dostosować się do standardu IEC, definicja 60601-2-44-A1 stanowi, że pomiary

referencyjne powinny być wykonane dla długości wiązki promieniowania 20 mm. Dla zdefiniowania takiej długości pola dla systemu XVI skonstruowano zestaw kolimatorów dla poszczególnych pól skanowania – SFOV, MFOV, LFOV (Ryc. 1, 2). To jest najdłuższe pole, dla którego całe promieniowanie rozproszone znajdzie się w fantomie. Pole referencyjne służy do pomiaru CTDI₁₀₀ w fantomie. Pomiar jest korygowany przez stosunek CTDIAirFree mierzonego przy polu o długości 20 mm do zmierzonych za pomocą standardowego rozmiaru pola stosowanego klinicznie.

$$CTDI_{100} = \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} \frac{D(z)}{100\text{ mm}} dz = \frac{\bar{D}}{100\text{ mm}}$$

Figure 7.27 CTDI₁₀₀ formula for IEC 60601-2-44

$$CTDI_{100} = \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} \frac{D_{Ref}(z)}{(N \times T)_{Ref}} dz \times \frac{CTDI_{Free\ Air, N \times T}}{CTDI_{Free\ Air, Ref}}$$

- Pomiary CTDI₁₀₀ i CTDI_w (VolumeView™) według IEC 60601-2-44 (2009)
- Pomiary CTDI₁₀₀ and CTDI_w (VolumeView™) według IEC 60601-2-44-A1 (2012)

Ryc. 3 Formuły obliczeniowe dla CTDI₁₀₀ wg standardów IEC
Źródło: [4].

Do pomiarów CTDI zwykle używa się standardowego fantomu cylindrycznego o długości 15 cm (średnica 16 cm dla fantomu symulującego głowę, 32 cm dla fantomu symulującego ciało). Ta geometria fantomu dotyczy standardowych skanerów TK, a nie systemów CBCT. Dlatego fantom CTDI, zoptymalizowany pod kątem CBCT, powinien mieć zwiększoną długość (z dokumentacji technicznej dla XVI długość tego fantomu wynosi 40 cm i wynika ze specyfikacji IEC – do znalezienia najlepszej długości fantomu zostały wykorzystane równania Monte Carlo) (Ryc. 4).

Pomiary CTDI przeprowadzono dla wszystkich protokołów klinicznych, jako że wszystkie z nich zostały wygenerowane i zoptymalizowane przez użytkownika. Zostały one wykonane



Ryc. 1 Kolimator CTDI-M, długość 20 mm
Źródło: Archiwum własne.



Ryc. 2 Kolimator CTDI-S o długości pola 20 mm umieszczony w prowadnicy osłony lampy RTG/XVI
Źródło: Archiwum własne.



Ryc. 4 Fantom do pomiaru CTDI dla CBCT
Źródło: [4].



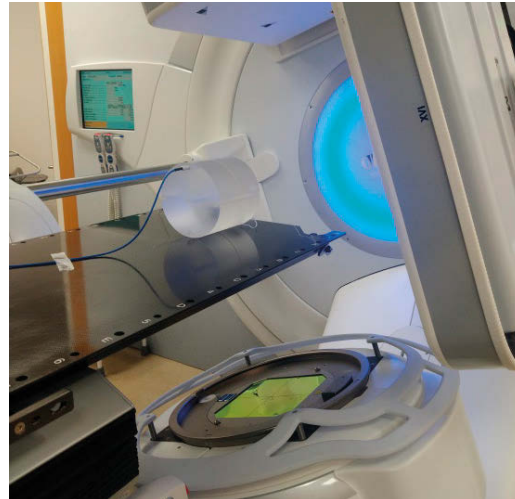
przy użyciu standardowego fantomu CTDI o długości 15 cm (PTW) zgodnie z IEC 60601-2-44-A1 (2012) i zestawu elektrometru z komorą otówkową (PTW) (Ryc. 5). Współczynnik kalibracyjny dla komory wyniósł $N_k = 8,077 \cdot 10^{-7} \text{ Gy/C}$. Pomiary zostały skorygowane na warunki temperaturowo-ciśnieniowe.

Należy uznać, że uzyskane wyniki są obciążone niepewnością wynikającą z redukcji komponentu rozproszeniowego, który byłby zapewniony dla dłuższego fantomu (zgodnie z dokumentacją techniczną XVI [4], redukcja rozproszenia może stanowić około 10%).



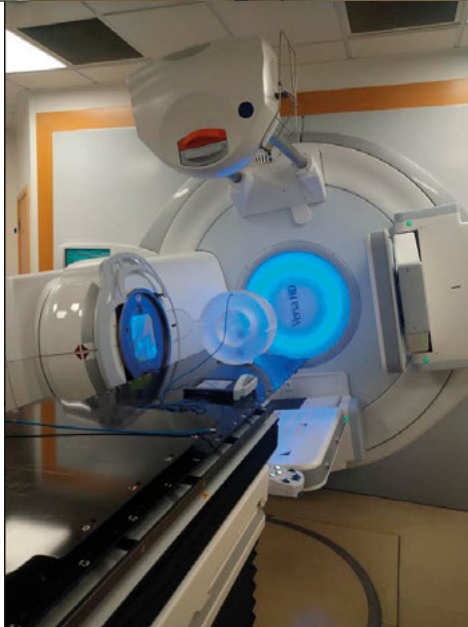
Ryc. 5 Zestaw pomiarowy PTW

Źródło: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/ctdi-equipment/>.



Ryc. 7 Układ pomiarowy – fantom CTDI 16 cm (pomiar dla pola referencyjnego)

Źródło: Archiwum własne.



Ryc. 6 Układ pomiarowy – fantom CTDI 32 cm (pomiar dla pola referencyjnego)

Źródło: Archiwum własne.

Ryc. 8 Pomiar w powietrzu dla pola referencyjnego

Źródło: Archiwum własne.

Pomiary zostały zrealizowane według schematu przedstawionego w tabeli 1.

Tabela 1 Pomiar CTDI₁₀₀ i CTDI_w (VolumeView™) zgodnie z IEC 60601-2-44-A1 (2012)

Parametr	Opis
Pomiar referencyjny	Pomiar dla pola referencyjnego o długości 20 mm. Pomiar jest wykonywany przy użyciu kolimatorów: - CTDI-S dla SFOV - CTDI-M dla MFOV - CTDI-L dla LFOV
Dref (z)	Profil dawki mierzony dla 20 mm długości pola wiązki CBCT (kierunek G-T). Pomiar wykonywany w fantomie CTDI o średnicy 16 cm (protokoły kliniczne dla obszaru głowy/szyi) i 32 cm (protokoły kliniczne dla obszaru korpusu).
(N×T)ref	Liczba warstw tomograficznych pomnożona przez długość pola tomograficznego. Dla XVI liczba warstw tomograficznych = 1, referencyjna długość pola = 20 mm. Stąd (N×T)ref = 20.
CTDI (N×T)	Profil dawki w kierunku G-T, mierzony w wolnym powietrzu dla wielkości pola stosowanego dla protokołu klinicznego.
CTD freeair, ref	Profil dawki w kierunku G-T, mierzony w wolnym powietrzu dla referencyjnej wielkości pola (długość 20 mm).

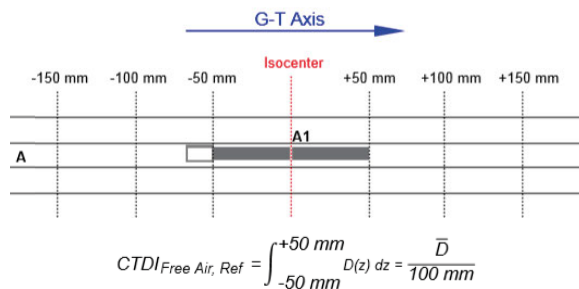
Źródło: [4], tłum. własne.

Aby zrealizować pomiar, należało przygotować dla wszystkich protokołów klinicznych ich odpowiedniki dla pola odniesienia o długości 20 mm. Dla tak przygotowanych protokołów zostały wykonane pomiary CTDI w fantomie dla 16 cm i 32 cm średnicy w zależności od tego, dla jakiego obszaru anatomicznego są one przeznaczone (Dref (z)). Pomiary zostały wykonane w tej samej konwencji jak dla standardowego systemu TK, czyli dla 10 cm komory umieszczonej w fantomie w kolejności centralnie i peryferialnie (4 pozycje) (Ryc. 6, 7). Następnie dla tych samych protokołów z polem odniesienia 20 mm zmierzono CTDI Free Air (CTDI_F Free Air, ref.). Komora pomiarowa została umieszczona izocentrycznie (Ryc. 8, 9). Także dla warunków pomiarowych w powietrzu wykonano pomiary dla protokołów klinicznych. W zależności od długości pola wykonano je w dwóch lub trzech punktach pomiarowych zgodnie z Ryc. 10 (CTDI_F Free Air (CTDI_F Free Air, N × T)).

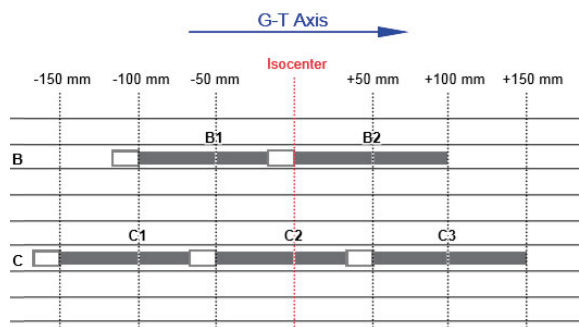
Procedura ta wykorzystuje pole odniesienia 20 mm do pomiaru CTDI w fantomie, który jest częścią procedury IEC 60601-2-44-A1 do pomiaru CTDI₁₀₀ i CTDI_w.

Obliczenia dla CTDI Free Air dla kolimatorów używanych w protokołach klinicznych obliczono zgodnie z poniższym [4]:

If	Then
The measurements are for position B.	1 Use the formula that follows to calculate the total CTDI _{Free Air} . $CTDI_{Free Air (N \times T)} = \frac{CTDI_{Free Air (B1)} + CTDI_{Free Air (B2)}}{2}$
The measurements are for position C.	1 Use the formula that follows to calculate the total CTDI _{Free Air} . $CTDI_{Free Air (N \times T)} = \frac{CTDI_{Free Air (C1)} + CTDI_{Free Air (C2)} + CTDI_{Free Air (C3)}}{3}$



Ryc. 9 Schemat identyfikujący punkt pomiarowy dla pomiarów CTDI w powietrzu dla pola referencyjnego
Źródło: [4].



$$CTDI_{Free Air (B1)} = \int_{-50 mm}^{+50 mm} \frac{D_{B1}(z)}{\min(N \times T, 100 mm)} dz = \frac{\bar{D}_{B1}}{100 mm}$$

Ryc. 9 Schemat identyfikujący punkty pomiarowe dla pomiarów CTDI w powietrzu dla pól stosowanych w protokołach klinicznych
Źródło: [4].

Ostateczne obliczenia wykonano zgodnie z formułą CTDI₁₀₀ według IEC 60601-2-44-A1 (2012) [4]:

$$CTDI_{100} = \int_{-50 mm}^{+50 mm} \frac{D_{Ref}(z)}{(N \times T)_{Ref}} dz \times \frac{CTDI_{Free Air, N \times T}}{CTDI_{Free Air, Ref}}$$

Wszystkie wartości pomiarów przed wprowadzeniem ich do formuły obliczeniowej zostały znormalizowane do ilości nominalnej projekcji, wynikającej z predefiniowanych ustawień protokołów skanowania i zdefiniowanej w pliku vol.ini.

Wyniki przedstawiono w tabeli 2.

Porównanie uzyskanych wyników z oryginalnymi, przedstawionymi w dokumentacji technicznej producenta, pozwala jedyn

nie na potwierdzenie ich zgodności w zakresie rzędu wielkości. Przedstawione wartości w dokumentacji technicznej nie stanowią refleksji na opisaną metodologię oraz zastosowane formuły obliczeniowe.

Uzyskane wyniki podczas przeprowadzonych pomiarów mieszczą się w zakresie wartości publikowanych w literaturze. Dla protokołów klinicznych dla obszaru szyi zmierzone wartości CTDI₁₀₀ znajdują się z granicy 1,0-1,5 mGy. Protokoły skanowania dla obszaru mózgowia są protokołami



Tabela 1 Wyniki pomiarów i obliczeń CTDI100

Table with columns for measurement parameters (e.g., KV, mA, coll, filter, beam, target, gantry speed, rotation) and various CTDI100 values for different beam qualities and depths. The table is organized into several sections corresponding to different beam types like S2, C1, C2, C3, and C4.

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 2 Wyniki pomiarów i obliczeń CTDI₁₀₀ i CTDI_w i CTDI Free airTable 7.38 CTDI₁₀₀ and CTDI_w measurements, measured in compliance with IEC 60601-2-44-A1 (2012)

Preset Name	Phantom	Dose (mGy)						
		Center	0°	90°	180°	270°	Peripheral	Weighted
Head and Neck S10	Head	0.9	0.6	1.4	1.6	0.9	1.1	1.0
Pelvis M20	Body	10.2	17.7	17.5	16.5	20.9	18.1	15.5
Chest M20	Body	2.5	4.4	4.3	4.1	5.2	4.5	3.8
Pelvis M15	Body	10.1	17.6	17.3	16.4	20.3	17.9	15.3
Pelvis L20	Body	12.5	21.6	20.8	19.9	25.4	21.9	18.8
Prostate M10	Body	16.3	28.1	27.3	26.2	32.7	28.6	24.5
Prostate M15	Body	16.1	27.8	27.0	26.0	32.4	28.3	24.2
Symmetry	Body	5.4	24.1	17.7	1.4	11.8	13.8	11.0
Fast Head and Neck S20	Head	0.4	0.3	0.7	0.8	0.4	0.6	0.5
Fast Prostate Seed S10	Body	2.1	3.2	3.6	2.0	1.5	2.6	2.4

Table 7.39 CTDI_{Free Air} measurements, measured in compliance with IEC 60601-2-44-A1 (2012) for the full field

Preset	CTDI _{Free Air} (mGy)
Head and Neck S10	1.6
Pelvis M20	51.4
Chest M20	13.0
Pelvis M15	51.3
Pelvis L20	82.9
Prostate M10	82.8
Prostate M15	82.0
Symmetry (S20)	23.9
Fast Head and Neck S20	0.8
Fast Prostate Seed S10	3.2

Źródło: [4].

wysokodawkowymi, aby zapewnić widoczność struktur mózgu, zwłaszcza dla technik RT stereotaktycznych, w przypadku których precyzja i geometryczna zgodność ułożenia jest krytyczną. Obniżenie dawki dla tych protokołów uzyskano przede wszystkim poprzez wprowadzenie częściowej rotacji gantry, co umożliwiło uniknięcie ekspozycji wiązką pierwotną od strony przedniej pacjenta i gałek ocznych. Uzyskane wyniki wskazują, że uzyskano redukcję dawki o około 25%. To samo podejście przyjęto dla obszaru klatki piersiowej i wprowadzone zostały protokoły kliniczne dla lewej i prawej strony dla leczenia RT piersi i płuc, aby głównie zredukować ekspozycję kontrlateralnej strony i organów, które są radiosensytywne (piersi, płuca). CTDI₁₀₀ dla asymetrycznych protokołów, stosowanych klinicznie, dla klatki piersiowej mieszczą się w granicy 7,0 mGy. Najwyższe dawki są dostarczane w obszarze jamy brzusznej, co wydawałoby się logiczne z punktu widzenia ilości promieniowania, jakie może być transmitowane w tym obszarze, aby dotrzeć do detektora. Równie silnym determinantem eskalacji dawki jest potrzeba generacji właściwego kontrastu do wyróżnicowania tkanek miękkich i poszczególnych organów w obrazie. Jedynym protokołem asymetrycznym w tym obszarze jest protokół dedykowany dla sesji terapeutycznych wątroby, co pozwoliło na redukcję dawki o około 25%. CTDI₁₀₀ dla obszaru jamy brzusznej i bioder dla wprowadzonych klinicznie protokołów mieszczą się w granicach około 7-13 mGy.

CBCT stało się standardowym narzędziem obrazowania do weryfikacji lokalizacji pacjenta w radioterapii. Dawkę obrazującą z CBCT tradycyjnie ignorowano, ponieważ jej wielkość uznawano za nieistotną w porównaniu z dawką terapeutyczną stosowaną w leczeniu pacjentów. Jednak aktualnie, codzienne stosowanie tej metody obrazowania skłoniło do kolejnego spojrzenia na konieczność pomiaru, dokumentowania i oceny dawki pochodzącej z obrazowania. Wyraźnie staje się to problemem, jeśli wielkość dawki obrazującej zaczyna być znacząca w porównaniu z dawką terapeutyczną. Stąd wprowadzenie pojęcia procesu optymalizacji, które pozwala na uzyskanie balansu między dostarczoną dawką a jakością obrazowania, daje podstawę do świadomego uzasadnienia użycia tej modalności, bazując na ocenie ryzyka i zysku z jej użycia dla pacjenta. Na realizację takiego podejścia do zarządzania obrazowaniem w procedurach radioterapeutycznych pozwala ocena/pomiar dawki i ocena jakości obrazowania.

Literatura

- <https://www.hindawi.com/journals/rpp/2014/705604/>.
- https://www.efomp.org/uploads/2017-06-02-CBCT_EFOMP-ESTRO-IAEA_protocol.pdf.
- <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/444/1/012017/pdf>.
- Dokumentacja techniczna Elekta dla systemu XVI R.5.0.4, Document ID: 1522594 01, 2016
- J.R. Sykes et al 2013 J. Phys.: Conf. Ser. 444 012017.
- https://www.efomp.org/uploads/2017-06-02-CBCT_EFOMP-ESTRO-IAEA_protocol.pdf.
- <http://www.cancerjournal.net/article.asp?issn=0973-1482;year=2016;volume=12;issue=2;page=858;epage=863;aulast=Kumar>.
- J.R. Sykes, A. Amer, J. Czajka, C.J. Moore: *A feasibility study for image guided radiotherapy using low dose, high speed, cone beam X-ray volumetric imaging*, Radiother Oncol., 77, 2005, 45-52.
- C. Walter, J. Boda-Heggemann, H. Wertz, I. Loeb, A. Rahn, F. Lohr et al.: *Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT*, Radiother Oncol., 85, 2007, 418-423.
- M.K. Islam, T.G. Purdie, B.D. Norrlinger, H. Alasti, D.J. Moseley, M.B. Sharpe, et al.: *Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy*, Med Phys., 33, 2006, 1573-1582.
- G.X. Ding, D.M. Duggan, C.W. Coffey: *Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy*, Med Phys., 35, 2008, 1135-1144.
- G.X. Ding, C.W. Coffey: *Dosimetric evaluation of the OneDoseTM MOSFET for measuring kilovoltage imaging dose from image-guided radiotherapy procedures*, Med Phys., 37, 2010, 4880-4885.
- P. Ravindran: *Dose optimisation during imaging in radiotherapy*, Biomed Imaging Interv J., 3, 2007, e23, from: <http://www.bijj.org/2007/2/e23>. [Last cited on 2015 Mar 19].
- R. Alvarado, J.T. Booth, R.M. Bromley, H.B. Gustafsson: *An investigation of image guidance dose for breast radiotherapy*, J Appl Clin Med Phys., 14, 2013, 4085.
- A. Abuhaimed, C.J. Martin, M. Sankaralingam, D.J. Gentle: *A Monte Carlo investigation of cumulative dose measurements for cone beam computed tomography (CBCT) dosimetry*, Phys Med Biol., 60, 2015, 1519-1542.
- D.E. Hyer, C.F. Serago, S. Kim, J.G. Li, D.E. Hintenlang: *An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems*, J Appl Clin Med Phys., 11, 2010, 3183.
- https://www.efomp.org/uploads/2017-06-02-CBCT_EFOMP-ESTRO-IAEA_protocol.pdf.