



# Testy weryfikacyjne dla technik monitorowania w obrazowaniu kV – fluoroskopia i 4D CBCT

## Quality control tests for monitoring techniques of kV Imaging – fluoroscopy and 4D CBCT

Dominika Oborska-Kumaszyńska

Cancer Centre London, 49 Parkside, Wimbledon, United Kingdom, e-mail: dominika.oborska-kumaszyńska@cancercentre-london.co.uk

### Wprowadzenie

Postęp technologiczny w radioterapii bazującej na obrazie (IGRT) oraz powszechne stosowanie i dostępność trójwymiarowych oraz czterowymiarowych technik obrazowania online pozwalają na nowe podejście w ocenie i kwantyfikacji ruchu oddechowego podczas sesji terapeutycznej.

Ruch oddechowy i jego wpływ na narządy wewnętrzne stanowią wyzwanie w leczeniu zmian zlokalizowanych w obrębie klatki piersiowej i górnej części brzucha. Wprowadzenie różnych technik zarządzania oddechem – wstrzymany oddech, techniki

bramkowania, techniki śledzenia oddechu – umożliwiło lepsze monitorowanie położenia zmian nowotworowych podczas sesji radioterapeutycznej i polepszenie precyzji dostarczania dawki. Stało się to podstawą do redukcji marginesów dla obszarów leczonych i obniżenia toksyczności leczenia z punktu widzenia obniżania dawek w obszarach, które podlegają ochronie w zakresie dostarczanej dawki. Co więcej, uwzględnienie ruchu oddechowego i serca ma zasadnicze znaczenie dla pojawiających się terapii ablacyjnych serca.

Systemy obrazowania zintegrowane z systemami radioterapeutycznymi mają wbudowane modalności dynamiczne

54 ↗

### Streszczenie

Postęp technologiczny w radioterapii bazującej na obrazie (IGRT) oraz powszechne stosowanie i dostępność trójwymiarowych oraz czterowymiarowych technik obrazowania online pozwalają na nowe podejście w ocenie i kwantyfikacji ruchu oddechowego podczas sesji terapeutycznej.

Systemy obrazowania zintegrowane z systemami radioterapeutycznymi mają wbudowane modalności dynamiczne obrazowania – fluoroskopia oraz 4D CBCT. Obrazowanie 4D-CBCT jest czułe na parametry, takie jak prędkość obrotu gantry, liczba projekcji, liczba ramek na projekcji i prąd lampy, a także wzorzec oddychania pacjenta.

Ponieważ obie te modalności dostarczają informację obrazową, w której następuje ocena geometrycznej zmienności anatomii pacjenta oraz położenia zmian podczas cyklu oddechowego, zarówno jakość obrazowania, parametry geometryczne, jak i parametry związane z cyklicznością ruchu związanego z oddechem powinny podlegać ocenie podczas testów kontroli jakości.

**Słowa kluczowe:** 4D CBCT, fluoroskopia, kontrola jakości, radioterapia

### Abstract

Technological advances of image-based radiotherapy (IGRT) and the widespread use of it, as well as availability of online 3D and 4D imaging techniques allow for a new approach in the assessment and quantification of respiratory movement during a radiotherapy session.

Imaging systems integrated with RT systems have built-in dynamic imaging modalities – fluoroscopy and 4D CBCT. 4D-CBCT imaging is sensitive to parameters such as gantry rotation speed, number of projections, number of frames per projections as well as the patient's breathing pattern.

Both of modalities provide imaging information of the geometric variability of the patient's anatomy and the position of lesions during the breath activity. The image quality, geometrical parameters and the reconstruction of respiratory phases should be assessed during quality control tests.

**Key words:** 4D CBCT, fluoroscopy, quality control, radiotherapy

otrzymano / received:

22.02.2022

poprawiono / corrected:

01.03.2022

zaakceptowano / accepted:

03.03.2022



obrazowania – fluoroskopia oraz 4D CBCT. Obrazowanie 4D-CBCT jest czułe na parametry, takie jak prędkość obrotu gantry, liczba projekcji, liczba ramek na projekcje i prąd lampy, a także wzorec oddychania pacjenta.

Ponieważ obie te modalności dostarczają informację obrazową, w której następuje ocena geometrycznej zmienności anatomii pacjenta oraz położenia zmian podczas cyklu oddechowego, zarówno jakość obrazowania, parametry geometryczne, jak i parametry związane z cyklicznością ruchu związanego z oddechem powinny podlegać ocenie podczas testów kontroli jakości.

## Fluoroskopia

Monitorowanie śródfrakcyjne przy użyciu fluoroskopii KIM (*Kilovoltage intrafraction monitoring*) jest planarną metodą śledzenia obrazowego w czasie rzeczywistym. KIM wykorzystuje bieżące i wcześniejsze obrazy rentgenowskie 2D do oszacowania pozycji targetu w przestrzeni 3D podczas sesji radioterapeutycznej. KIM zapewnia informację obrazową wykorzystywaną do analizy aktywności oddechowej specyficznej dla pacjenta i strategii leczenia, która jest odporna na zmianę tego wzorca oddechowego i ruchu targetu. Fluoroskopia skorelowana z oddychaniem może być wykorzystana do weryfikacji wewnętrznych objętości tarczowych (ITV), ruchu narządów wewnętrznych, ich deformacji; szybkości, częstotliwości i obecności przesunięć fazowych zarówno w przypadku leczenia bramkowanego, jak i niebramkowanego. Zastosowanie fluoroskopii zależy od widoczności targetów, co może być wspierane przez wszczepianie surogatów wykonanych z materiałów o dużej gęstości.

## Kolimacja

Wymiary wiązki promieniowania rentgenowskiego powinny być zgodne z rozmiarem kolimacji zdefiniowanym przez automatyczną przestonę lub stałe kolimatory o ustalonych wymiarach. Jeśli wymiar pola promieniowania jest większy niż oczekiwany, przyczynia się do zwiększenia obszaru pacjenta narażonego na dawkę promieniowania. W takiej sytuacji także ograniczana jest jakość obrazu, ponieważ przy większej objętości napromieniowanej do detektora obrazu dociera więcej promieniowania rozproszonego. Powoduje to zwiększenie udziału szumu w stosunku do sygnału użytecznego w budowaniu obrazu. Mniejszy niż oczekiwany rozmiar pliku może spowodować utratę danych obrazowych potrzebnych do oceny anatomii pacjenta.

### Tolerancja

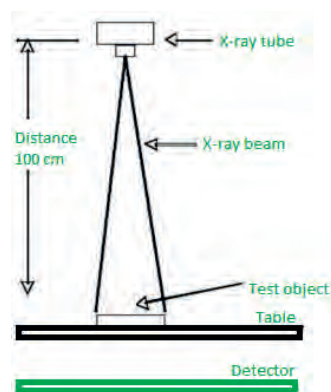
Wielkość wiązki rentgenowskiej powinna odpowiadać oczekiwanemu rozmiarowi pola w granicach 2% odległości ognisko-izocentrum i nie więcej niż 4%.

### Metody i sprzęt

W przypadku systemów kV, używanych do obrazowania podczas sesji radioterapeutycznych, dla konkretnych rozwiązań

technicznych ważnym jest sprawdzenie, czy pole promieniowania nie jest większe niż wymiary detektora. W przypadku podejrzenia, że rozmiar pola jest większy niż powierzchnia detektora, do identyfikacji krawędzi wiązki rentgenowskiej można wykorzystać np. ekrany fluorescencyjne, gafchromic film lub elektryczną linijkę rentgenowską ustawioną w izocentrum. Powinny być umieszczone w izocentrum, ponieważ rozmiary pól są identyfikowane przez dostawców w tej odległości, i w przypadku takiej konieczności, przeliczane na wymagane odległości od źródła (np. odległość do powierzchni detektora obrazowego).

Do pomiaru rozmiaru kolimacji można użyć detektora obrazu z obiektem testowym umieszczonym w izocentrum (Ryc. 1). Użycie narzędzi wbudowanych w system obrazowania (detektor i oprogramowanie) powinno być poprzedzone oceną softwarowych narzędzi pomiarowych, parametrów skalujących oraz weryfikacją, czy odległość detektora obrazowego od źródła jest zgodna ze specyfikacją. Wymiary pól promieniowania/kolimacji można zmierzyć jako odległość między zobrazowanymi podczas akwizycji przeciwnie położonymi krawędziami pola promieniowania rentgenowskiego. Są one zidentyfikowane przez 50% zanik natężenia promieniowania, a w obrazie sygnału wzdłuż krawędzi pola (półcień wiązki). Zakłada się, że pozycja, w której intensywność spada do połowy jej maksimum, jest rzeczywistą pozycją krawędzi.



Ryc. 1 Schemat układu pomiarowego dla wielkości kolimacji  
Źródło: Opracowanie własne.

## Moc dawki

### Tolerancja

Moc dawki wyjściowa powinna mieścić się w zakresie od 25 do 80  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  przy 80 kV i całkowej filtracji 2,5 mm Al w odległości 100 cm od źródła.

### Metody i sprzęt

Aby upewnić się, że generator i lampa rentgenowska są stabilne i zapewniają oczekiwaną dawkę na jednostkę czasu, należy wykonać następujące testy, aby sprawdzić moc dawki lampy rentgenowskiej systemu obrazowania. Moc dawki statycznego/fluoroskopowego obrazu kV zależy od energii, filtracji, liczby klatek, prądu lampy rentgenowskiej i czasu ekspozycji dla uzyskanego obrazu. Do testów zaleca się użycie dedykowanego, kalibrowanego



detektora promieniowania rentgenowskiego, który pozwala na graficzną prezentację sygnału rentgenowskiego. Zaletą korzystania z dedykowanych multimetrów jest rejestracja dodatkowych wymaganych parametrów, takich jak warstwa połowiąca (HVL) i szczytowe (kVp). Komory jonizacyjne (np. komora typu Farmer lub komora ołówkowa) mogą być używane do pomiaru zintegrowanej wartości dawki. Z mocy dawki jako funkcji rejestracji w czasie można wyodrębnić dawkę na ramkę akwizycji. Zmierzona zintegrowana dawka skorelowana z liczbą impulsów podawanych podczas akwizycji musi być znormalizowana do nominalnej liczby impulsów.

Detektor pomiarowy powinien być umieszczony w odległości 100 cm od źródła w centrum pola obrazowania/wiązki rentgenowskiej. Lampa rentgenowska powinna znajdować się nad detektorem. Pomiary należy wykonać dla wybranych żądanych ustawień parametrów ekspozycji rentgenowskich.

### Dawka obrazowania

Dawkę promieniowania oraz moc dawki dla systemu obrazowania rentgenowskiego, stosowanego w IGRT, należy zmierzyć zarówno w trybie radiograficznym, jak i fluoroskopowym. Różnica między nimi polega na tym, że w trybie radiograficznym lampa rentgenowska jest włączana raz, podczas gdy w trybie fluoroskopowym lampa pracuje w trybie pulsacyjnym raz na uzyskaną klatkę obrazu i dlatego może być uważana za sekwencję obrazów radiograficznych.

#### Tolerancja

Typowe dawki dla systemów radiograficznych i fluoroskopowych różnią się znacznie w zależności od techniki i obrazowanego miejsca anatomicznego. W szczególności dawki obrazowania fluoroskopowego będą zależą od czasu skanowania, liczby ramek, mocy dawki i częstotliwości powtarzania impulsów.

Wskaźnik dawki dla pacjenta (zwykły cyfrowy tryb akwizycji fluoroskopowej) powinien być  $< 100$  mGy/min w odległości 100 cm (wartości obejmują rozproszenie wsteczne).

Dawka wejściowa pacjenta na klatkę (zwykły cyfrowy tryb akwizycji fluoroskopowej) powinna być  $< 2$  mGy/klatkę w odległości 100 cm.

Moc kermy w powietrzu (*Air Kerma Rate*) w zwykłym cyfrowym trybie akwizycji fluoroskopowej powinna być  $< 1$   $\mu$ Gy/s w odległości 100 cm.

Kerma w powietrzu w odległości detektora obrazowego (zwykły cyfrowy tryb akwizycji fluoroskopowej) powinna być  $< 5$   $\mu$ Gy/klatkę.

#### Metody i sprzęt

Pomiar można przeprowadzić przy użyciu tej samej konfiguracji pomiarowej i skalibrowanych urządzeń, jak w przypadku pomiaru mocy dawki wyjściowej lampy rentgenowskiej. Sprzęt pomiarowy musi być ustawiony w trybie fluoru/dawki.

Uwaga: Zazwyczaj systemy obrazowania kV mają ustawienia wstępne dla „nominalnej” ekspozycji. Sprzedawca może również

opisać metodę pomiarową i sprzęt, który jest łatwiejszy do porównania z referencjami, zawartymi w oryginalnych wytycznych technicznych.

Dodatkowo należy zmierzyć zmienność mocy dawki względem mA, ms i kVp, jeżeli te pomiary nie zostały wykonane dla statycznej ekspozycji.

### Moc dawki wyjściowej z czasem i liniowością ekspozycji

Aby zmierzyć liniowość czasu ekspozycji, należy wybrać ustawienia wstępne, które znajdują się w spektrum zakresu klinicznego, dla trzech różnych ustawień czasu, utrzymując stałe kVp i prąd lampy. Należy zmierzyć względną zmienność dawki w izocentrum ekspozycję przy każdym ustawieniu, rejestrując dawkę i czas trwania impulsu. Dawka powinna rosnąć liniowo wraz z czasem ekspozycji.

### Moc dawki wyjściowej z mA i liniowością ekspozycji

Aby zmierzyć liniowość prądu lampy, należy wybrać klinicznie istotne ustawienia wstępne i utrzymując stałe kVp oraz stałą czasową. Dla trzech wybranych wartości mA należy wykonać ekspozycje przy każdym ustawieniu, rejestrując dawkę i prąd. Dawka powinna rosnąć liniowo wraz z prądem.

### Moc dawki wyjściowej dla różnych kVp

Aby zmierzyć wydajność lampy dla różnych kVp, wybierz odpowiednie ustawienie wstępne i utrzymując stały prąd i stałą czasową lampy. Dla trzech dostępnych ustawień kVp należy wykonać ekspozycję przy każdym ustawieniu, odnotowując dawkę i kVp.

### Jakość obrazu – czułość niskiego kontrastu (tryb fluoroskopii)

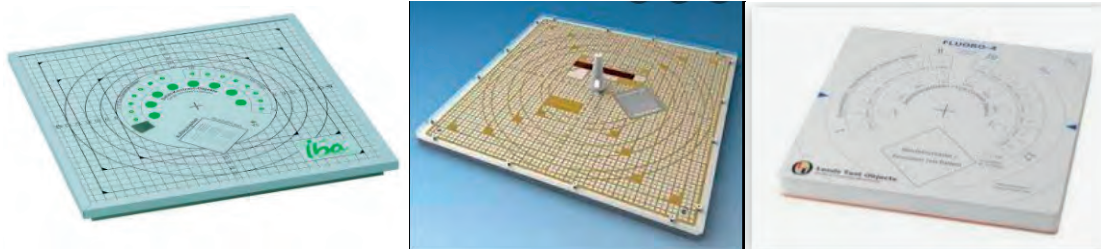
Wykrywalność szczegółów o niskim kontraście jest ważnym wskaźnikiem jakości obrazu we fluoroskopii i zależy głównie od kontrastu elementów testowych i zdolności do ich zobrazowania, ostrości i szumu tła. Do oceny systemu obrazowania w tym zakresie stosuje się różne metody. Do celów kontroli jakości powszechna jest ocena widoczności różnych szczegółów o niskim kontraście, na przykład wykrywanie progowego kontrastu przy użyciu obiektów testowych z cylindrycznymi dyskami o różnej średnicy i nisko kontrastujących się.

#### Tolerancja

Kontrast progowy:  $< 4\%$

Rozdzielczość przestrzenna/Rozdzielczość o wysokim kontraście:  $> 0,8$  lp/mm dla rozmiarów pól  $> 25$  cm

$> 1$  lp/mm dla rozmiarów pól  $\leq 25$



Ryc. 2 Przykłady fantomów do badania fluoroskopii – jakość obrazowania

Źródło: [https://www.google.com/search?q=fluoroscopy+phantom&tbm=isch&ved=2ahUKewidgJDV\\_p\\_2AhX5IP0HHbX\\_AcIQ2-cCegQIABAA&oeq=fluoroscopy+phantom&gs\\_lcp=CgNpbWcQARgAMgQIABAYOgclxDvAxAnUKbxAlj39AJg9IEDaABwAHgAgAFbiAHxAZIBATOYAQCgAQGgAQtdnd3Mtd2l6LWltZ8ABAQ&scient=img&ei=pHwbY-p2eGvmp9u8PtF-HkAw&bih=791&biw=1539](https://www.google.com/search?q=fluoroscopy+phantom&tbm=isch&ved=2ahUKewidgJDV_p_2AhX5IP0HHbX_AcIQ2-cCegQIABAA&oeq=fluoroscopy+phantom&gs_lcp=CgNpbWcQARgAMgQIABAYOgclxDvAxAnUKbxAlj39AJg9IEDaABwAHgAgAFbiAHxAZIBATOYAQCgAQGgAQtdnd3Mtd2l6LWltZ8ABAQ&scient=img&ei=pHwbY-p2eGvmp9u8PtF-HkAw&bih=791&biw=1539).

### Metody i sprzęt

Obiekt testowy przeznaczony do oceny jakości obrazu fluoroskopowego powinien charakteryzować się takimi cechami, jak (Ryc. 2):

1. Wystarczająca absorpcja do symulacji średniego tłumienia pacjenta.
2. Możliwość pomiaru rozdzielczości wysokiego kontrastu w cyklach/milimetrach lub widoczności siatki o określonym cyklu wzoru.
3. Wbudowane obiekty testowe o niskim kontraście.
4. Geometryczne obiekty testowe (opcjonalnie, jeśli nie, wtedy potrzebne jest niezależne narzędzie testowe do oceny zniekształceń geometrycznych).

Fantom należy umieścić w izocentrum na stole terapeutycznym. Paski obiektu testowego rozdzielczości lub siatki (Ryc. 2, 3) powinny być pod kątem 45° do linii detekcji rejestratora obrazu. Jeśli to możliwe, ustawienie kolimatora powinno zapewnić ustawienie wymiarów wiązki promieniowania rentgenowskiego dopasowane do wymiarów fantomu. Jeśli to możliwe, detektor obrazu należy ustawić jak najbliżej badanego obiektu pod stołem (w przypadku systemu radioterapeutycznego Elekty ta odległość jest stała). Należy wykonać akwizycję fantomu w trybie fluoroskopii i ocenić jakość obrazu oraz potwierdzić, że widoczność obiektów o wysokim i niskim kontraście jest zachowana. Rekomendowane jest użycie predefiniowanych ustawień dla „ekspozycji nominalnych”, jeżeli są takie podane przez producenta.

Podczas akwizycji fluoroskopowej należy tak wyregulować okno obrazowe i poziom wyświetlania obrazu przy użyciu

narzędzi softwarowych, aby uzyskać odpowiednią jasność i kontrast obiektów testowych, korzystając z instrukcji producenta fantomu. Najczęściej wykorzystywane są do tego „czarno-białe wzory” o niskim kontraście i ocena ich widoczności. Wiedząc, jak bardzo ocena jakości obrazu może być determinowana parametrami wyświetlania monitora obrazowego, rekomendowanym byłoby przeprowadzenie weryfikacji wyświetlacza na zgodność ze standardem DICOM (monitory klasy B).

### Zniekształcenie geometryczne dla statycznego obiektu testowego (dokładność skali i odległości)

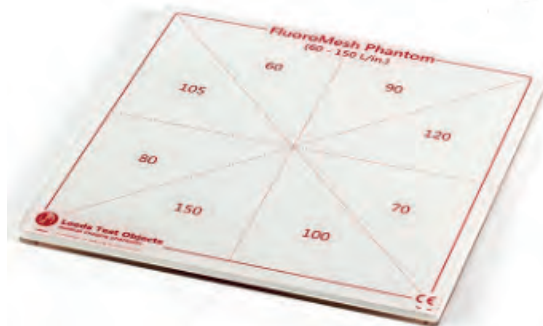
Dokładność skalowania obrazu i rozmiaru pikseli można określić ilościowo, porównując rozmiary rzeczywiste obiektów testowych o znanych rozmiarach i z uzyskanymi na obrazie. Wynik testu powinien również potwierdzić, że wymiary obrazów 2D kV są prawidłowo przeskalowane do izocentrum.

### Tolerancja

W przypadku projekcji fluoroskopowych 2D kV dokładność wyświetlanej odległości powinna mieścić się w granicach 1 mm. Tolerancja wynosi  $\leq 2$  mm dla innych niż SRS/SBRT i  $\leq 1$  mm dla SRS/SBRT.

### Metody i sprzęt

Test można przeprowadzić przy użyciu tej samej konfiguracji pomiarowej i obiektów testowych, jak w przypadku projekcji planarnej 2D kV. Akwizycja obiektu testowego (Ryc. 2), położonego w izocentrum, i pomiar wybranych odległości na obrazie dostarczonym w trybie fluoroskopowym pozwala potwierdzić zgodność zachowania wymiarów w rekonstrukcji obrazu. Dodatkowym testem może być wykonanie tej samej akwizycji dla różnych odległości położenia fantomu od źródła, uzyskanych przez zmianę położenia wysokości stołu terapeutycznego. Pozwala to na sprawdzenie, czy przeskalowanie odległości rekonstruowanych w obrazie do izocentrum jest prawidłowe.



Ryc. 3 Fantom testu siatkowego do oceny rozdzielczości i wykrywania nieskorygowanych wadliwych pikseli

Źródło: <https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/fluoromesh-phantom/>.



## Dokładność geometryczna dynamicznego obiektu testowego

Raport AAPM 91 zaleca rozważenie bramkowania oddechowego, gdy ruchy guza, związane z aktywnością oddechową, przekraczają 5 mm. Fluoroskopię można wykorzystać do oceny ruchu oddechowego przed leczeniem w celu bramkowania z ręcznym lub automatycznym ustawieniem parametrów bramkowania. Niedawno do użytku klinicznego wprowadzono przerywane obrazowanie wewnątrzfrakcyjne z użyciem surogatów/markerów guza z funkcją automatycznego zatrzymania wiązki.

Istnieją różne typy fantomów ruchu symulujących struktury anatomiczne (np. CIRS, Quasar) do oceny amplitud dla wszystkich kierunków przesuwu targetów. Elementy fantomu, odpowiedzialne za ruch obiektów testowych, pozwalają na ich precyzyjny ruch translacyjny (różne rozmiary obiektów, o różnej częstotliwości i amplitudzie oraz wzorcu ruchu). Niektóre fantomy obsługują również ruch obrotowy wokół tej samej osi. Fantomy te pozwalają na badanie wpływu ruchu oddechowego na obrazowanie oraz napromienianie obiektów poruszających się i odkształcających się podczas sesji terapeutycznych.

### Tolerancja

W przypadku projekcji fluoroskopowych 2D kV dokładność wyświetlanej odległości powinna mieścić się w granicach 1 mm. Tolerancja wynosi  $\leq 2$  mm dla innych niż SRS/SBRT i  $\leq 1$  mm dla SRS/SBRT.

### Metody i sprzęt

Kluczowym parametrem do oceny dla tej modalności jest dokładność geometryczna pozycjonowania targetu oraz jego dynamiki podczas sesji radioterapeutycznej. Fantom dynamiczny należy umieścić tak, aby ruchome obiekty testowe znalazły się w izocentrum. Ruch obiektów testowych (różnych rozmiarów) należy zaprogramować dla różnych parametrów ruchu – częstotliwość, amplituda dla wszystkich kierunków. Akwizycje fluoroskopowe należy wykonać dla 3 kardynalnych pozycji oraz pomiędzy nimi, np. 330 i 30 st. dla źródła kV.

Uzyskane projekcje należy ocenić pod względem rekonstrukcji dokładności geometrycznej (pomiar elementów statycznych fantomu ze znanymi odległościami za pomocą wbudowanych softwarowych narzędzi pomiarowych), a także amplitudy, oceniając położenie na projekcje wyekstraktowane w trybie filmowym. Najprostszym sposobem jest znalezienie rzutu z minimalną i maksymalną pozycją badanego obiektu i ustalenie odległości między nimi. Ocenie także można poddać zgodność rekonstrukcji wzoru ruchu w trybie fluoroskopii.

## 4CBCT

Zaletą zaawansowanych technik radioterapii wspomaganych metodami obrazowania jest możliwość stosowania stromych gradientów dawek i zmniejszania marginesów poprzez dokładną

definicję obszarów tarczowych i wytyczenie ich objętości. Złożoność radioterapii wzrasta, gdy precyzja podawania dawki jest również związana ze śledzeniem obszarów tarczowych, skorelowanym z ruchami oddechowymi lub wewnętrznymi ruchami anatomicznymi.

4D CBCT, skorelowane z aktywnością oddechową, jest wykorzystywane głównie do prowadzenia radioterapii u pacjentów z nowotworami płuc (ze szczególnym uwzględnieniem napromieniania stereotaktycznego płuc). Wstępne i referencyjne dane obrazowania pochodzą z akwizycji 4DCT skorelowanej z aktywnością oddechową. Stanowią one odniesienie do określenia wzoru oddechowego i położenia leczonej zmiany.

4D CBCT koreluje projekcje CBCT ze zmierzonym „śladem” oddechowym, aby zrekonstruować obrazy wolumetryczne w różnych częściach cyklu oddechowego. Zmniejsza to artefakty związane z ruchem oddechowym i zapewnia lepszą weryfikację ITV w porównaniu z 3D CBCT, które w niektórych przypadkach może zaniżać ocenę objętości ITV.

Bramkowane CBCT to kolejna cenna technika obrazowania, która umożliwia pozyskiwanie projekcji CBCT we wstępnie zdefiniowanym oknie bramkowania. Jest to przydatne do redukcji artefaktów ruchowych i weryfikacji progów bramkowania przed zastosowaniem bramkowanych zabiegów radioterapeutycznych. Wcześniej takie techniki wymagały obrazowania z bramkowaniem oddechowym w celu zapewnienia dokładnego leczenia. Wraz z postępem technik obrazowania istnieje możliwość poprawy dokładności dostarczania radioterapii z bramkowaniem w reżimie swobodnego oddychania i uwzględniania zmian w ruchu oddechowym od momentu symulacji do leczenia.

4D CBCT opiera się na binningu uzyskanych obrazów/projekcji, które można wykonać zgodnie z fazą lub amplitudą, w zależności od producenta. Na przykład, system XVI (Elekta) do rekonstrukcji 4D zakłada na podstawie obrazów projekcyjnych, że ruchy wynikają z oddychania. Wykorzystuje technikę przestony, aby znaleźć fazę dla każdego obrazu projekcyjnego. Analiza przestony ma na celu wyodrębnienie chwilowej fazy poprzez dopasowanie sinusoid do sygnału, podążając za przeponą pacjenta na podstawie obrazów projekcyjnych.

### Metody i sprzęt

Fantomy dynamiczne są zaprojektowane tak, aby umożliwić kontrolę jakości dla 4D-CT/4D CBCT. Fantom dynamiczny można wykorzystać do oceny widoczności i dokładności lokalizacji obiektu reprezentującego obszar tarczowy przy użyciu 4D CBCT w trakcie leczenia. Fantom składa się z kilku obiektów testowych naśladujących regiony anatomiczne i struktury o różnej gęstości fizycznej, takie jak elementy kostne, tkanki miękkie i płuca, a także symulujące zmiany nowotworowe. Surogaty tkanek miękkich, zwykle kulki o różnych średnicach, mogą poruszać się w kierunku góra-dół z określonym cyklem oddechowym i amplitudą. Niektóre fantomy mogą również wykonywać ruchy rotacyjne, co przy asymetrycznym ustawieniu surogatów może symulować ruch boczny. Fantomy zapewniają ruchy o dużej zmiennej amplitudzie

i częstotliwości za pomocą silnika prądu stałego i mimośrodowego elementu obrotowego. Amplitudę można zmieniać w zakresie 10-60 mm/częstotliwość 1-40 cykli na minutę.

Fantom należy ustawić tak jak w przypadku weryfikacji trybu fluoroskopowego i zweryfikować rekonstrukcję obrazu w zakresie przypisania projekcji do poszczególnych faz „oddechowych” na podstawie widoczności obrazów dynamicznych. Ponadto należy ocenić parametry geometryczne związane z amplitudą ruchu obiektów testowych.

wiązek MV wpływa na jakość obrazu CBCT. Należy sprawdzić to dla różnych energii wiązki terapeutycznej.

## Wpływ parametrów lampy rentgenowskiej, kąta akwizycji, prędkości gantry, liczby klatek na zrekonstruowane obrazy CBCT 4D

Bardzo ważne jest zweryfikowanie, w jaki sposób warunki akwizycji – konfiguracja pacjenta, prędkość gantry, liczba klatek/projekcji – mogą wpływać na jakość zrekonstruowanego obrazu 4D CBCT, „binning” projekcji i sposób rekonstrukcji faz. Algorytm należy zweryfikować dla różnych wzorców oddychania (typowo 5,5 FPS). Fantom dynamiczny należy zobrazować wcześniej zdefiniowanym protokołem klinicznym, a następnie zmienić parametry akwizycji – parametry lampy rentgenowskiej, prędkość gantry, liczba klatek/projekcji, pozycja fantomu – oraz ocenić wpływ na wykonanie i rekonstrukcję obrazu 4D. Ta procedura może wspierać identyfikację parametrów progowych dla parametrów akwizycji i konfiguracji pacjenta, aby zapewnić prawidłową rekonstrukcję obrazu 4D, uwzględniając ograniczenia systemu obrazowania. <sup>8</sup>

## Widoczność i dokładność lokalizacji

Projekcje 4D CBCT powinny być wykonane i zrekonstruowane w trakcie leczenia na obrazy w fazie za pomocą automatycznego algorytmu sortowania faz. Dokładność lokalizacji tego ruchomego celu powinna być oceniona dla każdej z wykrytych faz oddechowych, porównując współrzędne (górną-dół/lateralne-centrum) obiektów testowych uzyskanych przy użyciu obrazów 4D CBCT w trakcie sesji radioterapeutycznej z tymi uzyskanymi przy użyciu obrazu 4D CT przed leczeniem.

## Jakość obrazu

CNR dla obrazów 4D CBCT w trakcie ekspozycji fantomu dynamicznego należy ocenić, lokalizując sferyczną objętość o średnicy odzwierciedlającej średnicę badanego obiektu w środku „docelowego płuca”, która została uzyskana dla obrazu 4D CBCT.

CNR dla „docelowego płuca” oblicza się w następujący sposób:

$$CNR = (S_T - S_B) / \frac{(\sigma_T + \sigma_B)}{2}$$

gdzie:

$S_T$  i  $S_B$  – średnie wartości HU odpowiednio dla celu i tła,

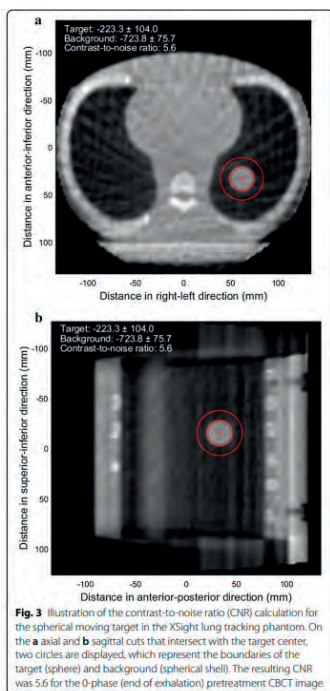
$\sigma_T$  i  $\sigma_B$  – odchylenia standardowe wartości HU odpowiednio dla celu i tła.

## Wpływ rozproszenia wiązki terapeutycznej MV

Do oceny jakości zrekonstruowanych obrazów należy użyć fantomu 3D (np. Catphan) uzyskanych przy użyciu różnych protokołów dla trybu CBCT 3D oraz fantomu 4D dla 4D CBCT. Pomiarów jednorodności należy wykonać dla akwizycji wykonanych z włączonymi wiązkami terapeutycznymi MV i bez nich, aby ocenić udział promieniowania rozproszonego od wiązki MV, zarówno dla protokołów obrazowania 3D CBCT, jak i 4D. Może to wskazywać, jak szum generowany przez promieniowanie rozproszone

## Piśmiennictwo

1. S.V. Hickling et al.: *Radiation oncology physics implementation of free breathing respiratory amplitude-gated treatments*, J Appl Clin Med Phys, 22(6), 2021, 119-129.
2. P.J. Keall et al.: *The first clinical treatment with kilovoltage intra-fraction monitoring (KIM): a real-time image guidance method*, Med Phys., 42, 2015, 354-358.
3. J. Kim et al.: *Image quality of 4D in-treatment CBCTacquired during lung SBRT using FFF beam: a phantom study*, Radiat Oncol, 15, 2020, 224.
4. K. Srinivasan, M. Mohammadi, J. Shepherd: *Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review*, Pol J Radiol, 79, 2014, 181-193.
5. Introduction of Image Guided Radiotherapy into Clinical Practice, IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 16.
6. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179.
7. Imaging Dose in Radiation Therapy Jonathan Sykes, Parham Alaei, and Emiliano Spezi, 9781482252217\_C022.indd 561.
8. IEC 2009
9. IPEM (2005a)
10. IPEM (1996)
11. IEC 2010
12. EC 1997
13. EC 1996
14. The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology, Report of AAPM Task Group 76, July 2006.
15. E.P.S. Sande, A.M.A. Roa, T.P. Hellebust: *Dose deviations induced by respiratory motion for radiotherapy of lung tumors: Impact of CT reconstruction, plan complexity, and fraction size*, J Appl Clin Med Phys, 21(4), 2020, 68-79.
16. J. Dhont et al.: *Image-guided Radiotherapy to Manage Respiratory Motion: Lung and Liver*, Clinical Oncology, 32, 2020, 792-804.
17. G. Mageras et al.: *Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2(4), 2001, 191-200.
18. M. Lambrecht et al.: *Quality assurance of four-dimensional computed tomography in a multicentre trial of stereotactic body radiotherapy of centrally located lung tumours*, Physics and Imaging in Radiation Oncology, 8, 2018, 57-62.



**Ryc. 4** Przykładowy obraz 4D CBCT dla fantomu dynamicznego – ocena CNR  
 Źródło: Kim et al.: *Image quality of 4D in-treatment CBCTacquired during lung SBRT using FFF beam: a phantom study*, Radiat Oncol, 15(224), 2020.