



Artykuł / Article

Testy kontroli jakości obrazowania kV-CBCT z wykorzystaniem fantomu Capthan 504 oraz ich analiza z użyciem oprogramowania Artiscan.

Quality control tests of kV-CBCT imaging with Catphan phantom and automated analysis with Artiscan software.

Hubert Szweda¹, Bartosz Pawałowski¹,
Dawid Radomiak¹, Krzysztof Matuszewski¹

¹Pracownia Dozymetrii Klinicznej, Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Polska

Streszczenie

Radioterapia kontrolowana za pomocą obrazowania (ang. Image Guided Radiotherapy – IGRT) w ostatnich latach stała się szeroko akceptowaną i zalecaną techniką leczenia. Możliwość precyzyjnego obrazowania pacjenta bezpośrednio przed podaniem wiązki terapeutycznej pozwala na bardzo dokładne sprawdzenie jego ułożenia, precyzyjne napromienienie obszaru tarczowego oraz zmniejszenie dawki promieniowania deponowanej w zdrowych tkankach i narządach. Głównym celem pracy było wykonanie testów kontroli jakości systemu obrazowania kV-CBCT zainstalowanego na medycznym akceleratorze liniowym TrueBeam, firmy Varian Medical Systems. Celem szczegółowym było wyznaczenie wartości referencyjnych dla wszystkich testów obrazowania oraz opracowanie protokołów QA (ang. Quality Assurance). Do przeprowadzenia testów kontroli jakości wykorzystano fantom Catphan 504. Dokonano kontroli jakości dwóch protokołów skanowania: Head oraz Pelvis. Podczas testów wyznaczono następujące parametry opisujące jakość obrazu: liniowość skali jednostek Hounsfielda, rozdzielczość wysokokontrastową, rozdzielczość niskokontrastową, zniekształcenie geometryczne, poziom szumu, jednorodność. Do analizy uzyskanych obrazów DICOM wykorzystano oprogramowanie Artiscan. Poziom szumu w obrazie wynosił 2,75% dla protokołu skanowania Head i 0,85% dla protokołu Pelvis, natomiast jednorodność obrazu wynosiła 94% i 98%. Wszystkie obliczone wartości jednostek HU mieściły się w przyjętym przedziale tolerancji. Rozdzielczość wysokokontrastowa wynosiła kolejno 7,70lp/mm i 5,59lp/mm. Dla protokołu skanowania Pelvis, obiekt o średnicy 15mm w warunkach Supra-Slice 1% został wykryty podczas każdej serii pomiarowej. Nie zaobserwowano żadnych zniekształceń geometrycznych obrazu. Opracowane protokoły kontroli jakości używane są w praktyce klinicznej podczas procesu kontroli jakości.

Adres do korespondencji

Hubert Szweda

Zakład Fizyki Medycznej,

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

Telefon. +48 61 88 50 553

e-mail: hubert.szweda@wco.pl

Abstract

Image Guided Radiotherapy has become a widely accepted and recommended method of treatment in recent years. IGRT allows for very precisely patient positioning before the delivery of the therapeutic beam, increasing the precision of treatment and reducing the dose of radiation deposited in healthy tissue and critical organs. The main purpose of this work was to perform quality control tests of the kV-CBCT imaging system, determinate reference values for all parameters and to develop QA protocols used in daily routine work. All of QA protocols were developed with Artiscan software. Imaging tests have been performed on TrueBeam linear accelerator from Varian Medical System and Catphan 504 phantom, for two acquisition protocols: Head and Pelvis. The following parameters describing image quality were determined during the study: linearity of the Hounsfield Unit scale, high contrast resolution, low contrast resolution, geometric distortion, noise level, homogeneity. The noise level was 2.75% for the Head protocol and 0.85% for the Pelvis protocol, uniformity was 94% and 98%. All calculated Hounsfield Unit values were within the accepted tolerance range. High contrast resolution was 7.70lp/mm for Head and 5.59lp/mm Pelvis scanning protocols. For the Pelvis protocol, a 15mm diameter object during Supra-Slice 1% conditions has been detected in every measurement series. No geometrical distortion of the image was observed. The developed Quality Assurance protocols are used in clinical routine.

Słowa kluczowe: kV-CBCT, IGRT, Catphan, Artiscan, kontrola jakości

Keywords: kV-CBCT, IGRT, Catphan, Artiscan, quality assurance

Wprowadzenie

W ostatnich latach radioterapia kontrolowana za pomocą obrazowania (ang. image guided radiotherapy – IGRT) stała się powszechnie akceptowaną i zalecaną techniką leczenia. Istotą tej metody jest znaczne zwiększenie precyzji dostarczenia dawki promieniowania do obszaru tarczowego, dzięki możliwości wizualizacji struktur wewnętrznych pacjenta, bezpośrednio w trakcie realizacji procesu radioterapii na aparacie. Obrazowanie pacjenta przed podaniem wiązki terapeutycznej umożliwia sprawdzenie jego ułożenia, a w przypadku stwierdzenia niezgodności, na jego natychmiastową korektę [1,2]. Jednymi z zalet radioterapii IGRT są także: zmniejszenie prawdopodobieństwa uszkodzenia zdrowych tkanek i narządów krytycznych w pobliżu napromienianej zmiany, zmniejszenie marginesu PTV (ang. planning target volume - PTV), także bezpieczna realizacja technik leczenia stereotaktycznego (SRS, SBRT). Analiza obrazów weryfikacyjnych pacjenta pozwala również zaobserwować zmianę rozmiarów guza. Znacząca zmiana jego objętości może być przesłanką do stworzenia nowego planu leczenia, uwzględniającego zmianę rozmiarów PTV. Istnieje wiele metod pozwalających weryfikować pozycję ułożenia pacjenta podczas radioterapii [3]. Do najpowszechniejszych z nich zalicza się: kV-CBCT (ang. kilovoltage cone-beam computed tomography), MV-CBCT (ang. megavoltage cone-beam computed tomography), MVCT (ang. megavoltage computed tomography), a także tomografię komputerową na szynach (ang. CT-on-rail). Niniejsza praca skupia się na kontroli jakości obrazowania kV-CBCT, czyli kilowoltowej stożkowej tomografii komputerowej [4]. Zastosowanie promieniowania z zakresu kilowoltowego pozwala na uzyskanie większego kontrastu pomiędzy tkanką miękką, a strukturami kostnymi, dzięki czemu są one lepiej widoczne, niż podczas obrazowania pacjenta wiązką megawoltową [6].

Cel pracy

Głównym celem pracy było przeprowadzenie dedykowanych testów kontroli jakości systemu obrazowania kV-CBCT, zainstalowanego na medycznym akceleratorze liniowym firmy Varian Medical Systems, model TrueBeam. Celem szczegółowym było wyznaczenie wartości referencyjnych dla wszystkich przeprowadzonych testów QA, dodanie odpowiednich tolerancji oraz opracowanie wzorcowych protokołów kontroli jakości używanych w codziennej praktyce klinicznej.

Metoda

Do przeprowadzenia testów kontroli jakości użyto fantomu Catphan 504, wykorzystywanego do oceny jakości obrazowania kV-CBCT. W budowie fantomu wyróżnić można kilka sekcji. W każdej z nich znajdują się obiekty testowe oraz znaczniki służące do oceny odpowiednich parametrów obrazowania, takich jak: liniowość skali jednostek Hounsfielda, rozdzielczość wysokokontrastowa, rozdzielczość niskokontrastowa, zniekształcenie geometryczne obrazu, poziom szumu w obrazie, jednorodność obrazu. Fantom pozycjonowany jest na stole terapeutycznym, zgodnie z centratorami laserowymi (Ryc. 1). Parametry podczas obrazowania fantomu powinny być takie same jak te stosowane w praktyce klinicznej, podczas obrazowania pacjenta. W trakcie badań użyto dwóch protokołów skanowania: Head oraz Pelvis. Podczas oceny uzyskanych obrazów DICOM wykorzystano oprogramowanie do automatycznej analizy obrazów Artiscan, firmy Aquilab. Oprogramowanie umożliwia uzyskanie wielu informacji i parametrów w bardzo krótkim czasie, dzięki wbudowanym narzędziom analitycznym. Użycie tego rodzaju oprogramowania sprawia, że cały proces kontroli jakości radioterapii jest precyzyjny i zautomatyzowany, a także pozwala na redukcję błędów spowodowanych subiektywną oceną obrazów [5, 7].



Ryc. 1. Fantom Capthan 504, wypozyjonowany na stole terapeutycznym akceleratora biomedycznego. [źródło własne]

Poziom szumu w obrazie wyznaczony jest z 6 regionów zainteresowania (ang. region of interest – ROI) z jednorodnej części fantomu. Do wyznaczenia tego parametru niezbędne jest również obliczenie wartości HU dla solid water oraz powietrza. Parametr ten wyznaczany jest zgodnie ze wzorem 1.

$$N = \frac{\sigma_{NH}}{HU_{Water} - HU_{Air}} \times 100 \quad (1)$$

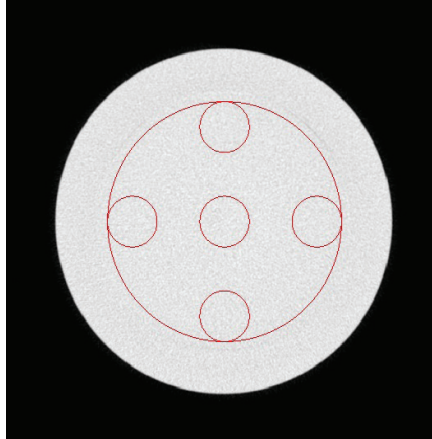
Gdzie:

N – Szum (%),

σ_{NH} – odchylenie standardowe jednostek Hounsfielda w ROI,

HU_{Water} – wartość HU dla solid water,

HU_{Air} – wartość HU dla solid powietrza.



Ryc. 2. Regiony, z których obliczana jest wartość szumu w obrazie w fantomie Catphan. [źródło własne]

Liniowość skali jednostek Hounsfield określa się poprzez wyznaczenie krzywej kalibracyjnej, która wiąże wartości HU (ang. Hounsfield Units – HU) z masową lub elektronową gęstością materiałów. Wkładki materiałowe (inserty), które znajdują się w fantomie Capthan wykonane są z: polioksymetylenu, teflonu, powietrza, PMP, LDPE, polistyrenu oraz akrylu. Metoda ta polega na określeniu średniej wartości HU dla każdego materiału i powiązaniu jej z liniowym współczynnikiem osłabienia, zgodnie ze wzorem (2):

$$\mu = a \times HU + b \quad (2)$$

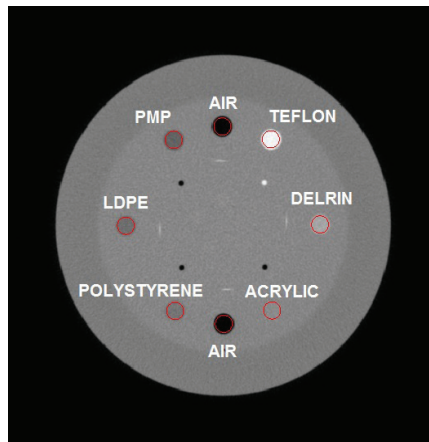
Gdzie:

μ – liniowy współczynnik osłabienia (cm^{-1}),

HU – średnia ilość jednostek Hounsfielda w danym obiekcie testowym,

a – nachylenie linii osłabienia (cm^{-1} , NH^{-1}),

b – rzędna linii osłabienia (cm^{-1}).



Ryc. 3. Obiekty, z których obliczana jest liniowość skali jednostek HU w fantomie Catphan. [źródło własne]

Pomiar rozdzielczości niskokontrastowej pozwala ocenić zdolność systemu obrazującego do detekcji niewielkich obiektów, w warunkach niskiego kontrastu. Kontrast Supra-Slice obliczany jest na podstawie sygnału zebranego ze struktur położonych w pobliżu krawędzi fantomu. Kontrast Sub-Slice obliczany jest ze struktur, które znajdują się bliżej osi centralnej fantomu. Wartość rozdzielczości niskokontrastowej zależy od wartości kontrastu poszczególnych obiektów oraz od poziomu szumu określonego w obrazie.

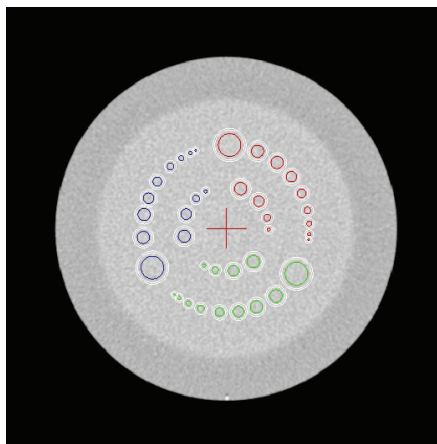
$$C_o = \frac{(S_o - S_B)}{S_B} \times 100 \quad (3)$$

Gdzie:

S_o – średnia wartość sygnału z obiektu,

S_B – średnia wartość sygnału z tła wokół obiektu,

C_o – wartość kontrastu danego obiektu.



Ryc. 4. Obszary, z których obliczana jest rozdzielczość niskokontrastowa w fantomie Catphan. [źródło własne]

Rozdzielczość wysokokontrastową określa się jako zdolność do wykrycia minimalnego rozmiaru obiektu. Parametr ten definiuje zdolność systemu obrazowania do wyznaczenia wymiaru, poniżej którego system nie jest w stanie odróżnić od siebie dwóch pobliskich obiektów o tym samym rozmiarze. Znając dokładne położenie i geometrie elementów wzorcowych można odtworzyć teoretyczny profil, a następnie porównać go z profilem uzyskanym z danej akwizycji.

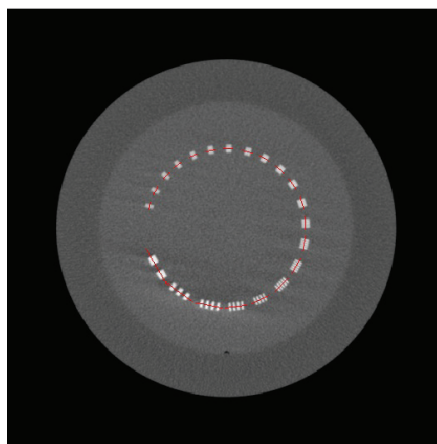
$$PSDR_i = \frac{PSDR_{acq.}}{PSDR_{rec.}} \times 100 \quad (4)$$

Gdzie:

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

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

i – ilość obiektów testowych w fantomie ($i=21$).



Ryc. 5. Obiekty, z których obliczana jest rozdzielczość wysokokontrastowa w fantomie Catphan. [źródło własne]

Zniekształcenie geometryczne pozwala na oszacowanie poziomu deformacji geometrycznych w obrazie. Poziom zniekształcenia obrazu określa się poprzez obliczenie odległości pomiędzy poszczególnymi znacznikami umieszczonymi w fantomie, a następnie porównaniu ich do wartości teoretycznej. Odległości pomiędzy poszczególnymi obiektami zaznaczone zostały na rycinie 6 niebieskimi liniami. Obliczany jest również współczynnik skalowania obrazu, którego optymalna wartość wynosi 1, a także poziom zniekształcenia wyrażony w procentach, którego optymalna wartość to 0.

$$Dist = \frac{d_{\max} - d_{\min}}{d_{\min}} \times 100 \quad (5)$$

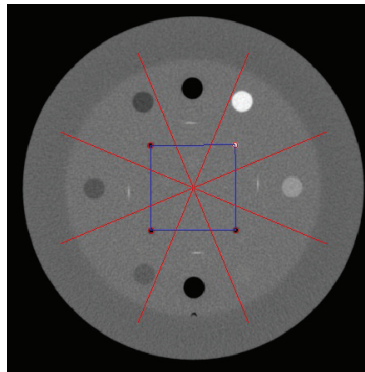
Gdzie:

Dist – poziom zniekształcenia geometrycznego w obrazie (%),

d_{\max} – maksymalny dystans obliczony pomiędzy znacznikami (mm),

d_{\min} – minimalny dystans obliczony pomiędzy znacznikami (mm),

d_{mean} – średni dystans obliczony pomiędzy znacznikami (mm).



Ryc. 6. Obiekty, z których obliczane jest zniekształcenie obrazu w fantomie Catphan. [źródło własne]

Parametr jednorodności pozwala na oszacowanie zdolności systemu obrazującego do otrzymania obrazu z jednakową intensywnością, podczas obrazowania jednorodnej części fantomu. Zdolność ta określana jest przez obliczenie jednostek Hounsfielda z 6 regionów zainteresowania (ROI), oraz dwóch profili. Dla każdego regionu obliczana jest maksymalna i minimalna wartość HU oraz średnia wartość HU.

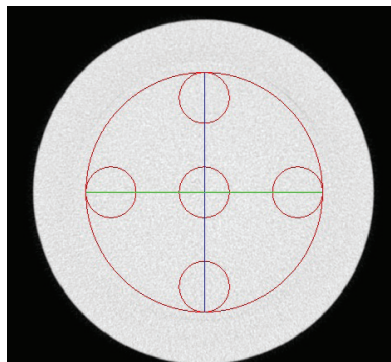
$$U_{\text{Abs}} = \frac{1}{2} \frac{GL_{\max} + GL_{\min}}{GL_{\max} - GL_{\min}} \quad (6)$$

Gdzie:

U_{Abs} – absolutna wartość jednorodności obrazu,

GL_{\min} – minimalny poziom szarości zmierzony w obrazie,

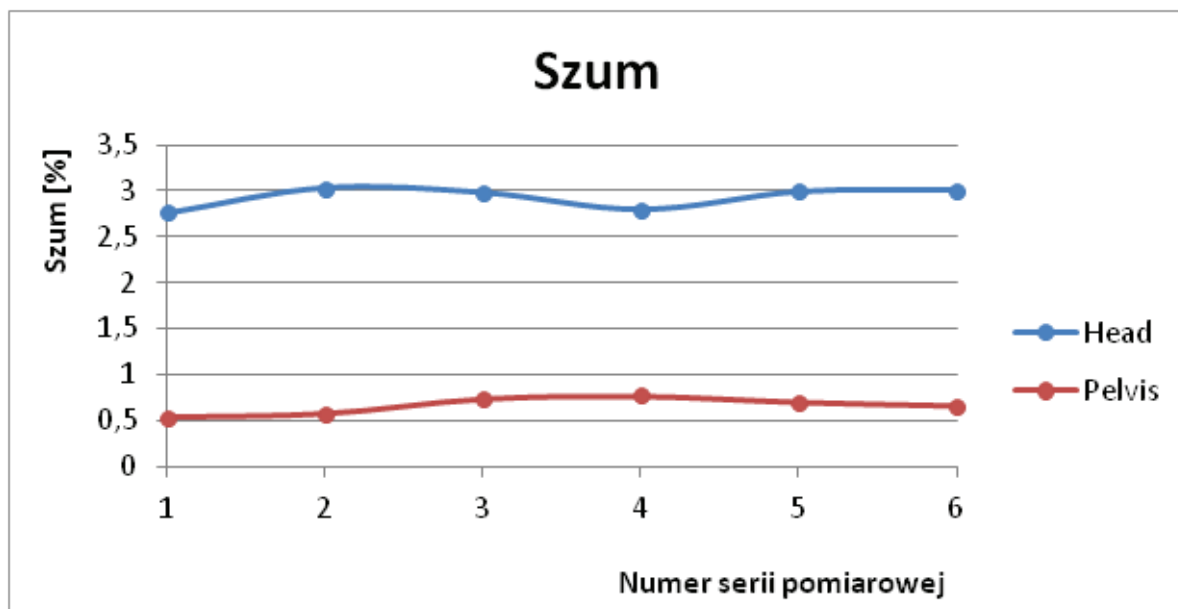
GL_{\max} – maksymalny poziom szarości zmierzony w obrazie.



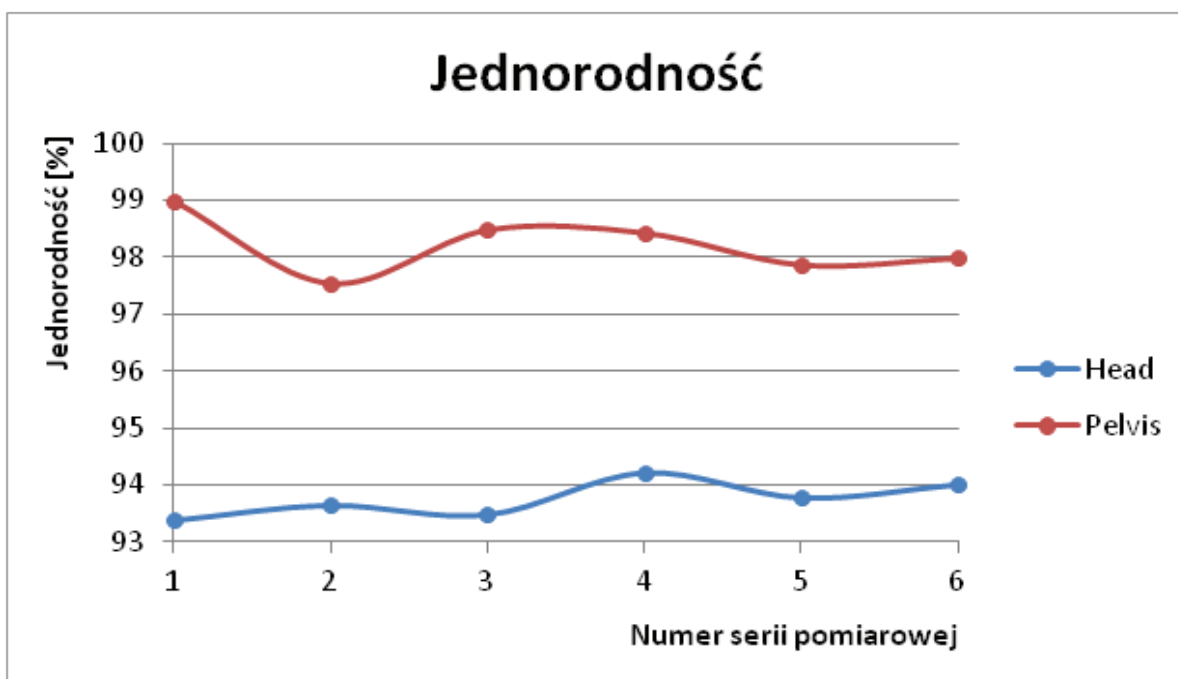
Ryc. 7. Regiony, z których obliczana jest jednorodność obrazu w fantomie Catphan. [źródło własne]

Wyniki

Wartość szumu w obrazie została wyznaczona dla 6 regionów (ryc. 2). Uzyskane wyniki zawierają się w przedziale 2,16–2,98% dla protokołu skanowania Head oraz 0,77–0,92% dla protokołu Pelvis. Średnie wartości szumu w obrazie dla poszczególnych protokołów wynoszą kolejno 2,74% dla Head i 0,62% dla Pelvis. Jednorodność obrazu wyznaczono z tych samych obszarów fantomu. Dla protokołu Head wartości mieszczą się w przedziale 93,21–96,11%, dla Pelvis w przedziale 97,81–98,84%. Wartości średnie z 6 serii pomiarowych wynoszą kolejno 94,51% i 98,71%. Zmienność powyższych parametrów na przestrzeni 6 miesięcy przedstawiono na rycinie 8 i 9.

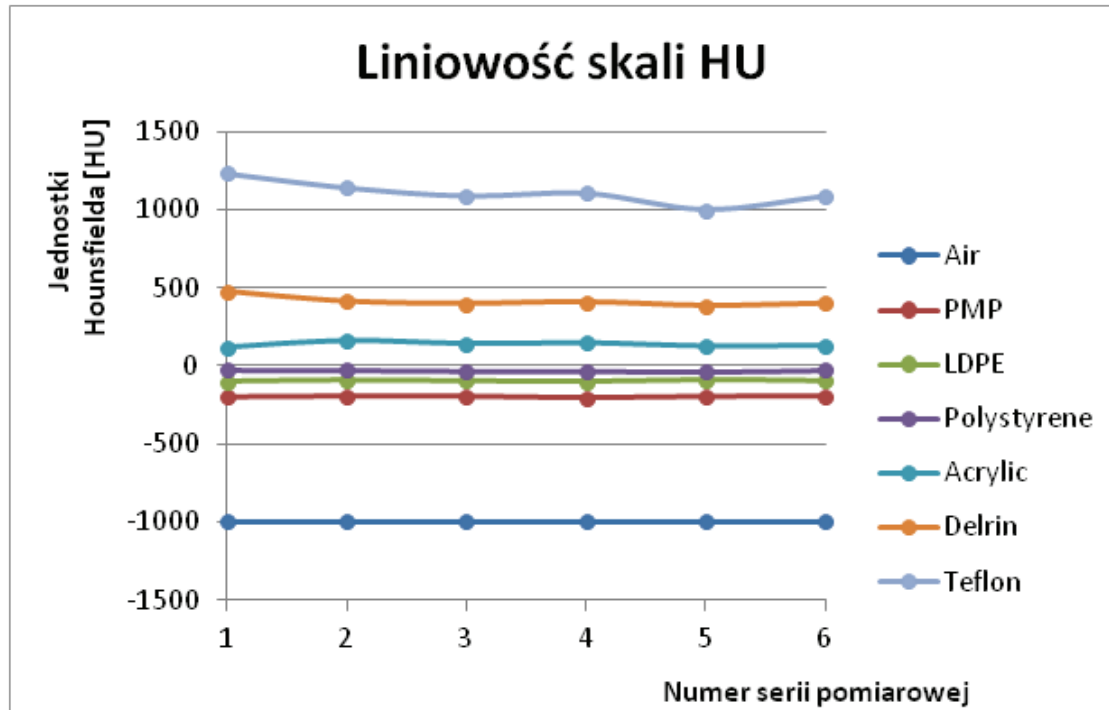


Ryc. 8. Zmienność wartości szumu w obrazie na przestrzeni 6 miesięcy.

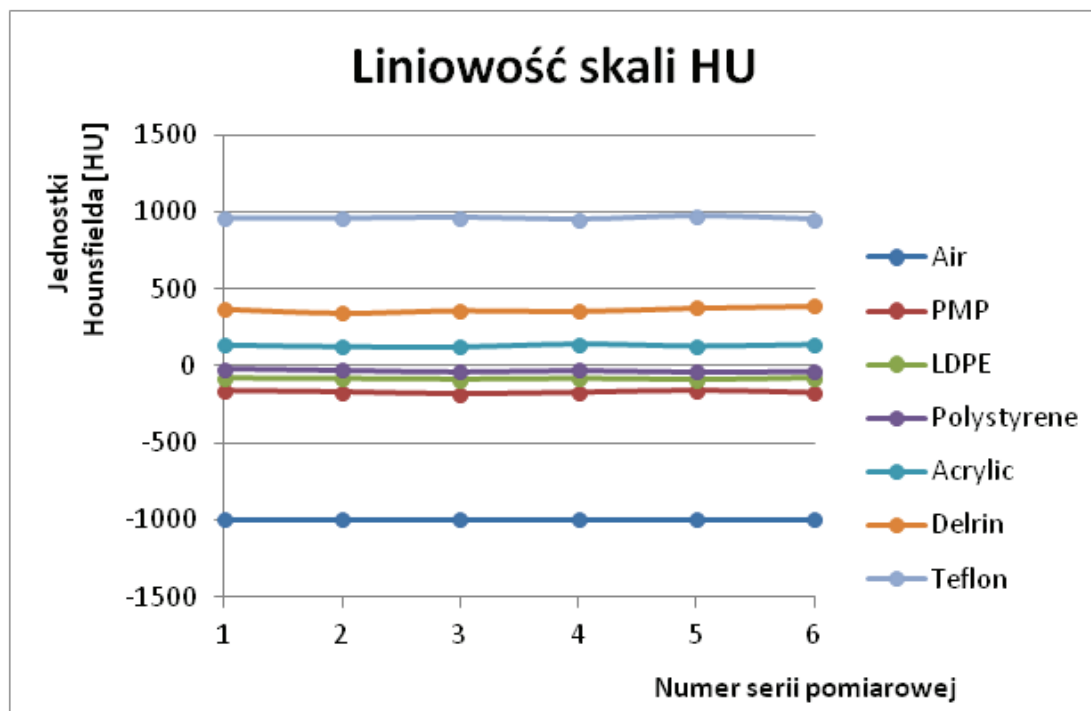


Ryc. 9. Zmienność wartości jednorodności obrazu na przestrzeni 6 miesięcy.

Obliczone wartości HU dla poszczególnych materiałów, na przestrzeni 6 miesięcy, zostały przedstawione na rycinach 10 i 11. Największe odchylenia od wartości teoretycznej zostały zaobserwowane dla insertu wykonanego z teflonu, charakteryzującego się największą gęstością. Dla protokołu skanowania Head, obliczone średnie wartości HU, poczynając od materiału o najmniejszej gęstości wynoszą kolejno: -998,50; -197,33; -96,33; -31,66; 139,16; 412,83; 1107,66. Dla protokołu skanowania Pelvis przyjmują one wartości: -998,33; -170,66; -83,13; -30,00; 133,66; 367,16; 958,00.



Ryc. 10. Liniowość skali jednostek HU dla protokołu skanowania Head przez okres 6 miesięcy.



Ryc. 11. Liniowość skali jednostek HU dla protokołu skanowania Pelvis przez okres 6 miesięcy.

Rozdzielczość niskokontrastowa wyznaczana jest tylko dla protokołu skanowania Pelvis. Obiekt testowy oznaczany jest jako wykryty, kiedy kontrast pomiędzy obiektem a tłem jest większy od wartości kontrastu progowego. W przeciwnym wypadku obiektu testowego nie można odróżnić od tła. Wynik testu jest "prawidłowy", kiedy obiekt o średnicy 15 mm zostanie wykryty w warunkach Supra-Slice 1%. Obiekt o średnicy 15 mm wykryty został podczas każdej serii pomiarowej. Średnia wartość rozdzielczości wysokontrastowej dla protokołu Head wynosi 7,70 lp/cm, natomiast dla Pelvis 5,59 lp/cm. Dla zniekształcenia geometrycznego obrazu uzyskano podobne i powtarzalne wyniki dla dwóch protokołów obrazowania. Obliczona odległość pomiędzy obiektami wynosi kolejno 49,89 mm dla Head i 49,83 mm dla Pelvis. Wartość teoretyczna wynosi 50,00 mm.

Dyskusja wyników

Raport AAPM TG-179 dotyczący kontroli jakości systemów obrazujących w radioterapii sugeruje, że podczas kontroli parametru szumu i jednorodności obrazu powinno zwracać się uwagę na odchylenia od wyznaczonej linii odniesienia (ang. baseline), a nie na wartość absolutną danego parametru. Raport AAPM zaleca także, że linia odniesienia powinna zostać wyznaczona z minimum 6 pomiarów z zachowaniem 1-miesięcznego odstępu między kolejnymi pomiarami. Analizowane obrazy nie powinny zawierać również żadnych artefaktów. Wyznaczona średnia wartość linii odniesienia dla parametru szumu w obrazie wynosi 2,75% dla Head i 0,85% dla Pelvis. Dla jednorodności obrazu wynoszą one kolejno 94% i 98%. Analizując liniowość skali jednostek HU stwierdzić można, że wyniki są powtarzalne, zarówno dla protokołu obrazowania Head, jak i Pelvis. Największe odchylenia zaobserwowano dla wkładki wykonanej z teflonu, która charakteryzuje się największą gęstością. Raport TG-179 zaznacza, że największe odchylenia od wartości teoretycznej zaobserwować można dla materiałów o najmniejszych lub największych gęstościach. Dla materiałów o gęstości podobnej do gęstości wody wyznaczono przedział tolerancji wynoszący 30 HU. Test ten ma duże znaczenie kliniczne, jeśli do planowania rozkładów dawki używa się obrazów kV-CBCT. W praktyce klinicznej jednak, do tego typu operacji najczęściej używa się obrazów uzyskanych na konwencjonalnym tomografie komputerowym. Wyznaczona wartość rozdzielczości wysokontrastowej znajduje się przedziale tolerancji testów akceptacyjnych dla aparatu TrueBeam. Producent sugeruje, że minimalna wartość dla protokołu Head powinna wynosić 6 lp/mm, dla protokołu Pelvis 5 lp/mm. W przypadku rozdzielczości niskokontrastowej test wykonuje się tylko dla protokołu skanowania Pelvis, niezbędna jest detekcja obiektu o średnicy 15 mm w warunkach Supra-Slice 1%. Podczas pomiarów najmniejszym wykrywalnym obiektem był obiekt o średnicy 4 mm dla Supra-Slice 1% oraz obiekt o średnicy 3 mm dla warunków Sub-Slice. Wyniki niezbędne do oszacowania zniekształcenia geometrycznego charakteryzowały się dużą powtarzalnością. Wyznaczono 1 mm tolerancję, co również stanowi wartość stosowaną podczas testów akceptacyjnych. [7]

Wnioski

Na podstawie otrzymanych wyników wyznaczono wartości referencyjne oraz odpowiednie przedziały tolerancji dla wszystkich parametrów obrazowania otrzymywanych podczas wykonywania testów kontroli jakości systemu kV-CBCT. Opracowane protokoły QA w oprogramowaniu Artiscan używane są w praktyce klinicznej. Zastosowanie oprogramowania do automatycznej analizy i oceny obrazów DICOM uczyniło cały proces kontroli jakości szybszym i bardziej precyzyjnym, ograniczając subiektywną ocenę uzyskanych obrazów diagnostycznych oraz pozwalając na analizę dużej ilości obrazów DICOM w krótkim czasie.

Bibliografia

- [1] Arno J. Mundt, Edited by John C. Roeske. *Image Guided Radiation Therapy: A Clinical Perspective*, Shelton, United States 2011.
- [2] Bissonnette et al.: *QA for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179*, Medical Physics 39 (4), April 2012.
- [3] Bartosz Bąk, Anna Adamska, Tomasz Piotrowski, *Nowoczesne metody radioterapii*, Inżynier i Fizyk Medyczny, tom 3 (4), 2014.

- [4] Joanna Topczewska-Bruns, Tomasz Filipowski, Robert Chrenowicz, Barbara Pancewicz-Janczuk, Ewa Rożkowska. *Zastosowanie radioterapii sterowanej obrazem (IGRT) za pomocą kilowoltowej stożkowej tomografii komputerowej (kV CBCT) w codziennej praktyce klinicznej*. Nowotwory Journal of Oncology 2013, volume 63.
- [5] *Artiscan Manual Guide*, Parc Eurasanté – Lille Métropole 2016
- [6] Julian Malicki, Krzysztof Ślosarek. *Planowanie leczenia i dozymetria w radioterapii*. Gdańsk, 2018.
- [7] Varian Medical Systems, TrueBeam specifications, Varian Medical Systems International AG Cham, Switzerland 09/2013.