



Test położenia gantry symulatora TK

CT simulator gantry tilt test

Witold Skrzyński

Zakład Fizyki Medycznej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa, tel./fax +48 22 644 91 82, e-mail: witold.skrzynski@pib-nio.pl

Wprowadzenie

Napromienianie radioterapeutyczne jest zazwyczaj poprzedzone wykonaniem badania z użyciem tomografu komputerowego. Obrazy tomograficzne dostarczają informacji o anatomii pacjenta i o gęstości tkanek, dzięki czemu mogą stanowić podstawę do planowania leczenia i obliczenia rozkładu dawek [1]. Tomografy komputerowe dedykowane dla radioterapii są zwykle wyposażone w płaski stół, duży otwór gantry, dodatkowe lasery i oprogramowanie pozwalające na przeprowadzenie wirtualnej symulacji, czyli na sprawdzenie geometrii wiązek promieniowania w stosunku do struktur anatomicznych pacjenta [2]. Podobnie jak inne urządzenia radiologiczne, tomografy komputerowe podlegają testom [3, 4]. Testy tomografów stosowanych na potrzeby radioterapii powinny obejmować parametry determinujące jakość radioterapii, w szczególności związane z dokładnością informacji o gęstości tkanek zapisanej w postaci jednostek Hounsfielda oraz dokładnością informacji geometrycznej o pacjencie [5]. Obowiązujący w Polsce zakres testów eksploatacyjnych tomografów używanych dla potrzeb radioterapii obejmuje między innymi sprawdzenie dokładności położenia gantry, które

jest jednym z parametrów mających wpływ na dokładność informacji geometrycznej [3]. Artykuł ma na celu zaprezentowanie jednej z możliwych metod wykonania tego testu.

Materiał i metody

Położenie gantry, a właściwie kąt nachylenia gantry, jest w tej pracy rozumiane jako kąt pomiędzy pionem a płaszczyzną rekonstruowanego obrazu tomograficznego. W typowych tomografach kąt ten może być zmieniany w zakresie około $\pm 30^\circ$. Nachylenie gantry jest wykorzystywane między innymi w badaniach mózgu, w celu zmniejszenia dawki otrzymywanej przez soczewki oczu [6]. Nachylenie gantry jest też stosowane podczas zabiegów biopsji wykonywanych pod kontrolą TK, pozwalając na wybór odpowiedniej płaszczyzny obrazowania [7]. Zmiana kąta nachylenia gantry powoduje zmianę płaszczyzny obrazowania, a przez to ma wpływ na widoczność obiektów w obrazie tomograficznym (Ryc. 1).

Badania na potrzeby planowania radioterapii są zwykle wykonywane bez nachylenia gantry, tzn. z kątem nachylenia gantry wynoszącym 0° . Ważne jest, aby wskazanie położenia gantry 0°

342

Streszczenie

W pracy zaprezentowano sposób wykonania testu położenia gantry symulatora TK (GE Discovery RT). Wykorzystano fantom Catphan, ustawiony na stole tomografu i wypoziomowany. Zarejestrowano serię obrazów pokrywających początkową część fantomu. Obrazowanie powtórzono dla różnych nastawionych wartości położenia gantry z zakresu od -1° do $+1^\circ$. Rzeczywiste położenie gantry wyznaczono w oparciu o analizę wartości HU w wybranych obszarach obrazu fantomu. Uzyskane wyniki wskazują na przydatność zaprezentowanej metody.

Słowa kluczowe: symulator TK, radioterapia, położenie gantry, kontrola jakości

Abstract

The paper presents the method of performing the gantry tilt test for a CT simulator (GE Discovery). The Catphan phantom was used, placed on the CT simulator table and leveled. A series of images were acquired, covering the leading part of the phantom. Imaging was repeated for set gantry tilt values ranging from -1° to $+1^\circ$. The actual gantry tilt was determined based on the analysis of HU values in selected areas of the phantom image. The obtained results show the usefulness of the presented method.

Key words: CT simulator, radiotherapy, gantry tilt, quality control

otrzymano / received:

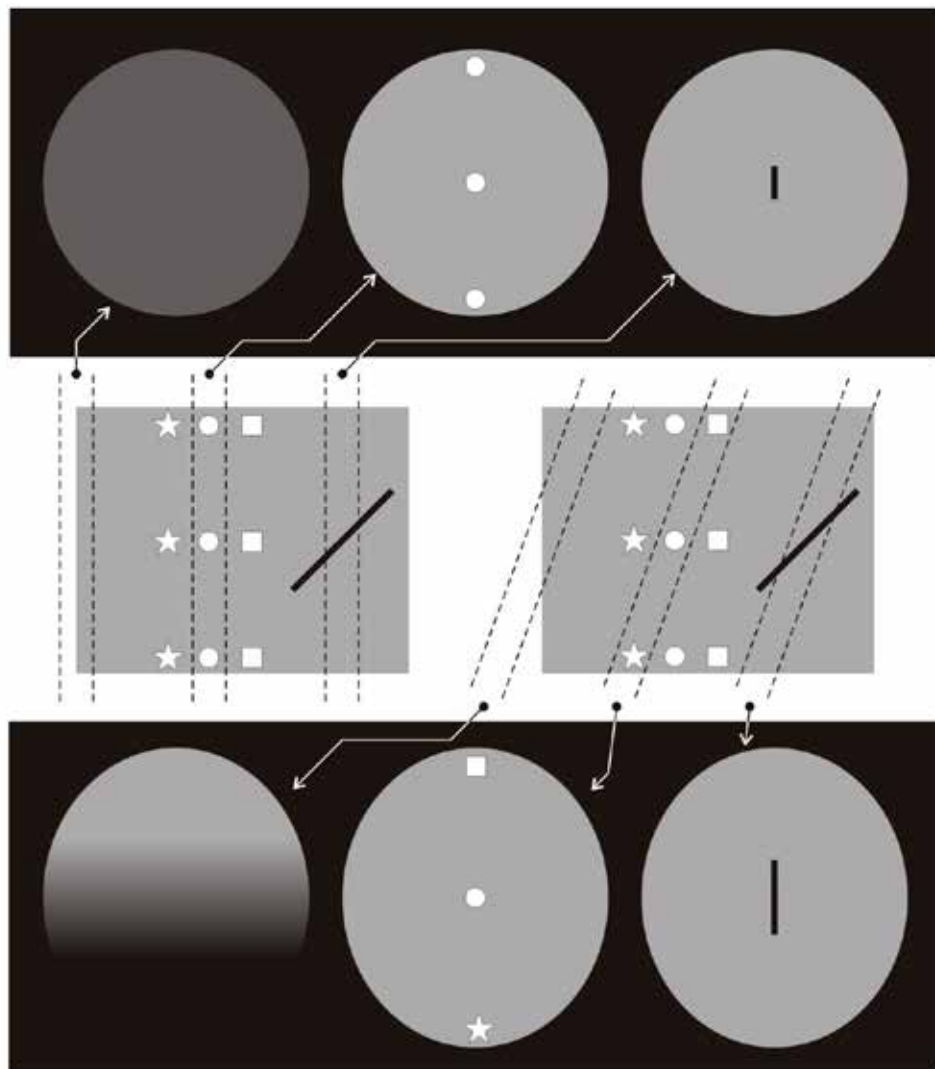
29.08.2021

poprawiono / corrected:

04.09.2021

zaakceptowano / accepted:

06.09.2021



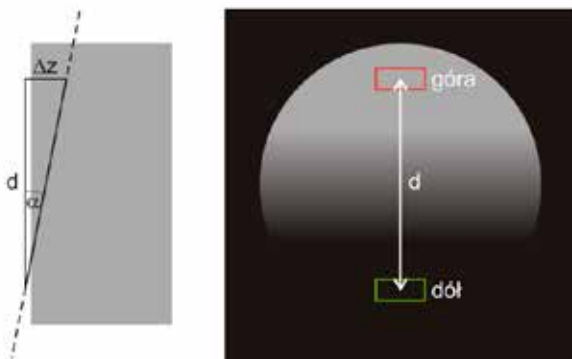
Ryc. 1 Wpływ nachylenia gantry na widoczność obiektów w obrazie tomograficznym
 Źródło: Opracowanie własne.

odpowiadało rzeczywistemu pionowemu położeniu płaszczyzny obrazowania. Dla tomografów używanych dla potrzeb radioterapii sprawdzenie tej zgodności przeprowadza się nie rzadziej niż raz na rok, a różnica między zmierzonym położeniem gantry a położeniem gantry wskazywanym przez skalę elektroniczną nie może być większa niż $\pm 1^\circ$ (zgodnie z polskimi przepisami [3]).

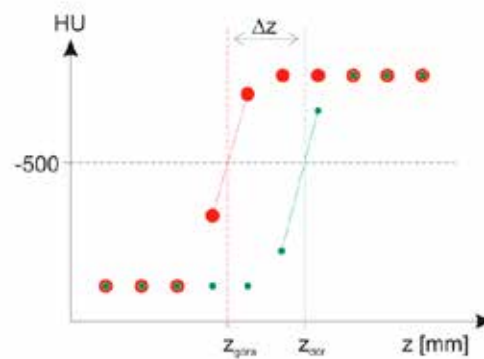
Pomiary położenia gantry wykonano tomografem komputerowym GE Discovery RT zainstalowanym w Zakładzie Radioterapii I w Narodowym Instytucie Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowym Instytucie Badawczym w Warszawie. Wykorzystano fantom Catphan CTP 504 (The Phantom Laboratory) ustawiony na stole tomografu i wypoziomowany za pomocą poziomiccy cyfrowej. Wykonano serię skanów pokrywających początkową część fantomu, z grubością warstwy i odstępem między kolejnymi warstwami wynoszącym $T = 1,25$ mm oraz parametrem *pitch* o wartości 0,56. Obrazowanie powtórzono dla wartości nastawionego położenia gantry α z zakresu od -1° do $+1^\circ$ z krokiem co $0,5^\circ$. Następnie dla każdego obrazu odczytano

średnie wartości HU w dwóch obszarach zainteresowania, każdy o rozmiarach $4\text{ cm} \times 1\text{ cm}$, umieszczonych w górnej i dolnej części fantomu ($HU_{\text{górn}}$ i HU_{dol}). Środki obszarów były od siebie oddległe o $d = 16\text{ cm}$. Wartości HU analizowano w funkcji położenia stołu z . Przez interpolację liniową z najbliższych punktów wyznaczono położenia stołu, dla których wartości HU przekraczały granicę -500 HU (Ryc. 2). Granicę -500 HU przyjęto jako przybliżoną średnią z wartości HU materiału fantomu i znajdującego się poza fantomem powietrza. Otrzymane wartości $z_{\text{górn}}$ i z_{dol} można interpretować jako położenia stołu, przy których ściana fantomu znajduje się dokładnie w płaszczyźnie obrazowanej warstwy. Jeśli fantom jest wypoziomowany, to ściana fantomu jest ustawiona pionowo, a zatem różnica Δz wynika z odchylenia płaszczyzny obrazowania od pionu. Pozwala to na wyznaczenie położenia gantry zgodnie ze wzorem:

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{\Delta z}{d}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{z_{\text{górn}} - z_{\text{dol}}}{d}\right).$$



Ryc. 2 Sposób zaznaczenia obszarów zainteresowania i wyznaczenia Δz
Źródło: Opracowanie własne.



Uzyskane wyniki porównano z położeniem gantry wskazywanym przez skalę elektroniczną tomografu.

Wyniki i dyskusja

Wyniki liczbowe są przedstawione w tabeli 1. Dla pionowego ustawienia gantry, czyli nastawionej wartości 0° , wartość zmierzona wynosi $0,1^\circ$ przy dopuszczalnym zakresie $\pm 1^\circ$. Oznacza to pozytywny wynik testu. Wyznaczone wartości zmieniają się w przewidywalny sposób wraz ze zmianą wartości nastawionej.

Tabela 1 Wyniki pomiaru położenia gantry

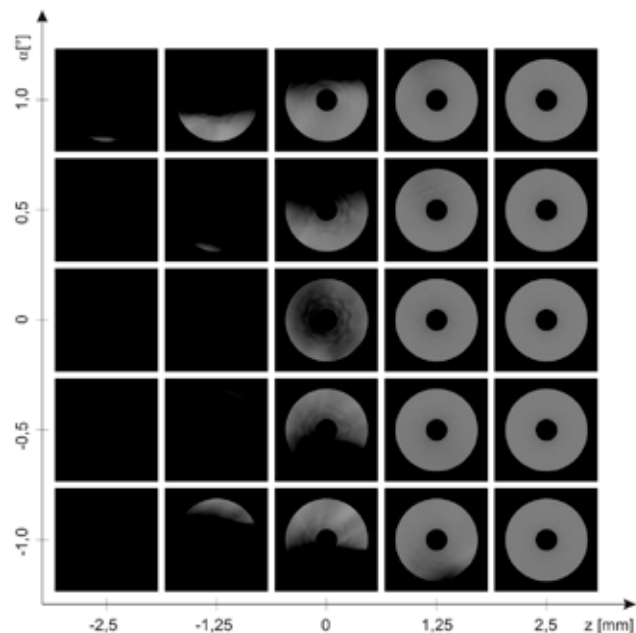
Położenie gantry	
ustawione	zmierzone
$-1,0^\circ$	$-0,9^\circ$
$-0,5^\circ$	$-0,4^\circ$
$0,0^\circ$	$0,1^\circ$
$0,5^\circ$	$0,6^\circ$
$1,0^\circ$	$1,1^\circ$

Źródło: Opracowanie własne.

Uzyskane obrazy są przedstawione na rycinie 3. Dla nastawionego położenia 0° cały przekrój fantomu pojawia się od razu w jednym obrazie. Oznacza to, że krawędź fantomu leży w obrazowanej płaszczyźnie. Z kolei nachylenie płaszczyzny obrazowania o 1° wprowadza, na wysokości fantomu wynoszącej ok. 20 cm, odchylenie od pionu o około 3,5 mm. Dla grubości obrazowanej warstwy wynoszącej 1,25 mm odpowiada to ponad dwóm warstwom, co tłumaczy stopniowe pojawianie się fantomu przez 3 kolejne warstwy. Jak widać, wzrokowa analiza obrazów pozwala na przybliżoną ocenę poprawności wskaźań położenia gantry.

W pracy wykorzystano fantom Catphan ze względu na jego dostępność i możliwość poziomowania. W teście można użyć dowolnego fantomu z jednorodnego materiału, mającego pionową powierzchnię. Wynik testu jest w oczywisty sposób wrażliwy na dokładność wypoziomowania fantomu.

Najprostszą metodą wykonania testu mógłby być bezpośredni pomiar poziomicą przyłożoną do gantry, ale na obudowie typowego tomografu nie ma płaskich powierzchni, które na



Ryc. 3 Obrazy brzegu fantomu dla różnego położenia gantry (środek okna skali szarości: 0 HU, szerokość okna skali szarości: 400 HU)

Źródło: Opracowanie własne.

pewno byłyby równoległe lub prostopadłe do płaszczyzny obrazowania. W literaturze można znaleźć opisy co najmniej dwóch innych metod wykonania testu położenia gantry. Jedną z nich jest oparta na ocenie struktur przeznaczonych do oceny grubości warstwy, znajdujących się także w fantomie Catphan [8]. Fantom zawiera cztery tzw. rampy (paski metalowe). Jeśli płaszczyzna obrazowanej warstwy jest dokładnie prostopadła do osi fantomu, każda z ramp jest nachylona pod kątem 23° względem tej płaszczyzny i ich obrazy mają jednakowe wymiary. Przy pochyleniu gantry kąt nachylenia prawej i lewej rampy względem płaszczyzny obrazowanej warstwy zmienia się i ich wymiary mierzone w obrazie zaczynają się różnić. Tę różnicę można wykorzystać do wyznaczenia kąta nachylenia gantry. W innej pracy zastosowano fantom do pomiaru tomograficznego indeksu dawki CTDI, czyli walec z PMMA [9]. Wykorzystano efekt „rozciągnięcia” obrazu fantomu, tzn. zmiany jego przekroju z kołowego na



eliptyczny (jak na Ryc. 1 w dolnym rzędzie obrazów). Kąt nachylenia gantry był obliczany na podstawie porównania wymiarów obrazu fantomu w dwóch kierunkach. Autorzy obu cytowanych prac deklarują dokładność metod na poziomie około $\pm 1^\circ$. Dla małych kątów nachylenia gantry różnice mierzonych wymiarów są w obu przypadkach niewielkie, a przez to trudne do dokładnego wyznaczenia. Wydaje się, że obie metody nadają się bardziej do sprawdzania poprawności dużych kątów nachylenia gantry, a nie wykrywania drobnych, mniejszych niż 1° odchyłeń od pozycji pionowej.

Test nachylenia gantry jest opisany w niektórych zaleceniach dotyczących testów tomografów komputerowych, zazwyczaj jest on jednak rozumiany inaczej niż w polskim prawie. W zaleceniach AAPM proponuje się użycie filmu ustawionego w płaszczyźnie strzałkowej, np. przyklejonego do bocznej ściany bloku z PMMA [10, 11]. Pojedyncza ekspozycja w trybie aksjalnym przy wąskiej kolimacji wiązki powoduje, że na filmie pojawia się wąski pasek zacierzenia. Jeśli ekspozycja zostanie powtórzona dla innego kąta gantry, kąt między dwoma pasekami zacierzenia odpowiada kątowi między oboma położeniami gantry. Można więc sprawdzić, czy zmiana położenia gantry z 0° na 30° jest rzeczywiście zmianą o 30° . Zaznaczając na filmie położenie centratorów, można sprawdzić zgodność ich wskazań z płaszczyzną wiązki promieniowania. Można także rozważyć zaznaczenie na filmie pionowej linii (w oparciu o wskazania pionu), wtedy otrzymalibyśmy test sprawdzający zgodność położenia płaszczyzny wiązki promieniowania z pionem. Z kolei zgodność wskazań centratorów z płaszczyzną obrazowania można sprawdzić z użyciem markera (np. cienkiego drucika) lub specjalnego fantomu do kontroli laserów [11, 12]. Łącząc obrazowanie takich fantomów z pionowym ruchem stołem, można sprawdzić, czy po wychyleniu i powrocie gantry faktycznie wraca do tej samej pozycji. Testy opisane w cytowanych raportach AAPM i publikacjach IAEA nie sprawdzają jednak wprost pionowości płaszczyzny obrazowania dla nastawionego położenia gantry 0° .

Wnioski

Wzrokowa analiza serii obrazów pionowej ściany fantomu pozwala na przybliżoną ocenę pionowości położenia gantry dla nastawionego położenia 0° . Analiza wartości HU w serii obrazów pozwala na obliczenie wartości położenia gantry.

1. L. Hawrylewicz, Ł. Dolla, S. Garbaciok, W. Osewski, K. Śłosarek: *Zastosowanie tomografu komputerowego w planowaniu rozkładu dawki w radioterapii*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 3(3), 2014, 123-128.
2. Ł. Dolla, W. Osewski, L. Hawrylewicz, S. Garbaciok, K. Śłosarek: *Wirtualna symulacja – nowy element procesu planowania radioterapii*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 3(4), 2014, 169-174.
3. *Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 w sprawie bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej*. Dz.U. 2017 poz. 884 (tekst jednolity).
4. M. Jędrzejewska, B. Węckowski, P. Jankowski: *Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 12 listopada 2015 r. zmieniające rozporządzenie w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej – komentarz*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 4(5), 2015, 290-292.
5. D. Oborska-Kumaszyńska, J. Liu: *Kontrola jakości symulatora TK w radioterapii*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 9(6), 2020, 421-426.
6. U. Nikupaavo, T. Kaasalainen, V. Reijonen, S.-M. Ahonen, M. Kortesiemi: *Lens Dose in Routine Head CT: Comparison of Different Optimization Methods With Anthropomorphic Phantoms*, AJR Am J Roentgenol, 204(1), 2015, 117-123.
7. N. Yueh, R.A. Halvorsen, J.G. Letourneau, J.R. Crass: *Gantry tilt technique for CT-guided biopsy and drainage*, J Comput Assist Tomogr, 13(1), 1989, 182-184.
8. T. Chang, J. Tucker: *SU-FF-I-10: A New Method to Perform CT Gantry Tilt Angle Quality Control Using Commercially Available Phantom*, Med Phys, 34(6Part2), 2007, 2340-2340.
9. R. Noviliawati, C. Anam, H. Sutanto, G. Dougherty, M.R. Mak'ruf: *Automatic validation of the gantry tilt in a computed tomography scanner using a head polymethyl methacrylate phantom*, Pol J Med Phys Eng, 27(1), 2021, 57-62.
10. *Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Report no. 39 of AAPM Task Group 2*, AAPM, 1993.
11. S. Mutic, J.R. Palta, E.K. Butker et al.: *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66*, Med Phys, 30(10), 2003, 2762-2792.
12. *IAEA Human Health Series No. 19. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications*, IAEA, Vienna, 2012.