



Kontrola jakości symulatora TK w radioterapii

QA test for CT stymulator

Dominika Oborska-Kumaszyńska, Julian Liu

Cancer Centre London, 49 Parkside, Wimbledon, London SW19 5NB, Wielka Brytania, e-mail: dominika.oborska-kumaszynska@cancercentre.london.co.uk

Wprowadzenie

Współczesna radioterapia może być realizowana tylko przy współistnieniu informacji obrazowej, zarówno na potrzeby diagnostyki, jak i procedury symulacyjnej. Symulacja jest procedurą, która pozwala na zobrazowanie rekonstrukcji ciała pacjenta w pozycji, w której pacjent będzie leczony podczas radioterapii. Pozykiwana jest również informacja na potrzeby planowania leczenia radioterapeutycznego. Jedną z modalności, najczęściej wykorzystywaną na potrzeby symulacji, jest symulator tomograficzny, który może być sprzężony także z opcją dostarczania obrazów 4D.

Zapewnienie jakości symulatorów tomografii komputerowej i procesu symulacji tomografii komputerowej, z punktu

widzenia uzyskiwanego celu, powinno zapewnić ocenę, oprócz jakości obrazowania, parametrów determinujących jakość dostarczanej radioterapii:

- Zgodność rekonstrukcji geometrii, która determinuje jakość geometrycznej precyzji w kalkulacji rozkładów dawek na rzecz radioterapii, jak i dostarczania tych dawek podczas sesji terapeutycznych. Weryfikacja geometrycznej precyzji odtworzenia skanowanych obiektów odbywa się comiesięcznie.
- Konwersja jednostek Hounsfielda (liczby tomograficzne) na gęstości elektronowe: wartości wokseli/pikseli w rekonstrukcji TK wyrażane są w jednostkach Hounsfielda (HU) i wymagana jest ich konwersja z HU na gęstości elektronowe, co jest wymaganą informacją obrazową do obliczania rozkładu

422

Streszczenie

Współczesna radioterapia może być realizowana tylko przy współistnieniu informacji obrazowej, zarówno na potrzeby diagnostyki, jak i procedury symulacyjnej. Symulacja jest procedurą, która pozwala na zobrazowanie rekonstrukcji ciała pacjenta w pozycji, w której pacjent będzie leczony podczas radioterapii. Pozykiwana jest również informacja na potrzeby planowania leczenia radioterapeutycznego. Jedną z modalności, najczęściej wykorzystywaną na potrzeby symulacji, jest symulator tomograficzny, który może być sprzężony także z opcją dostarczania obrazów 4D.

Zapewnienie jakości symulatorów tomografii komputerowej i procesu symulacji tomografii komputerowej, z punktu widzenia uzyskiwanego celu, powinno zapewnić ocenę, oprócz jakości obrazowania, parametrów determinujących jakość dostarczanej radioterapii:

- Zgodność rekonstrukcji geometrii.
- Konwersja jednostek Hounsfielda (liczby tomograficzne) na gęstości elektronowe.
- Korekcja artefaktów pochodzących od metalowych implantów.
- eFOV (expanded FOV).

Słowa kluczowe: symulator tomograficzny, testy jakości, tomografia komputerowa

Abstract

Modern radiotherapy can only be performed with the co-existence of imaging information, for two purposes: diagnostics and simulation procedure. Simulation is a procedure that allows to visualize a reconstruction of a patient's body in the position in which the patient will be treated during radiotherapy. Information is also obtained for a planning of radiotherapy treatment. One of the modalities, the most often used for a RT treatment simulation, is a tomographic simulator, which can also be integrated with an option of providing 4D images.

Quality assurance of computed tomography simulators and computed tomography simulation process, from perspective of a goal to achieve, should ensure the assessment of the parameters determining the quality of a delivered radiotherapy:

- Conformity of the geometry reconstruction.
- Conversion of Hounsfield units (tomographic numbers) to electron densities.
- Correction of artifacts coming from metal implants
- eFOV (expanded FOV)

in addition to a quality of imaging.

Key words: CT simulator, QA tests, computed tomography

otrzymano / received:

12.11.2020

poprawiono / corrected:

16.12.2020

zaakceptowano / accepted:

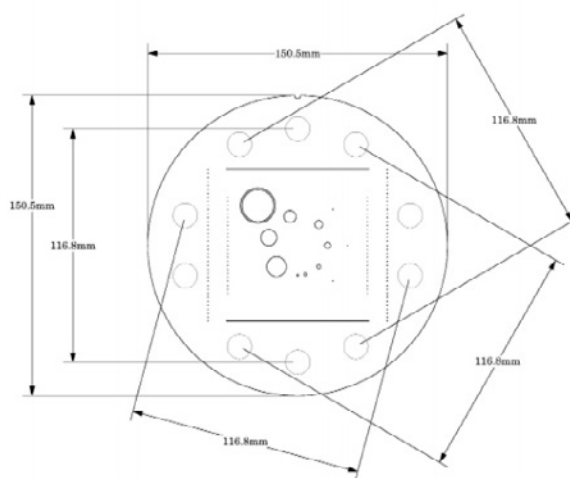
19.12.2020

dawk. Dane do uzyskania tej konwersji uzyskuje się przy wykorzystaniu fantomu, zawierającego próbki materiałów symulujących tkanki biologiczne, jak i materiały o wysokiej gęstości, stanowiące reprezentację materiałów wykorzystywanych w implantacji/chirurgii. Próbkę te mają *a priori* zdefiniowane gęstości elektronowe/fizyczne i na podstawie uzyskanych rekonstrukcji przypisywane są im jednostki HU pozyskane z obrazów TK. Weryfikacja tej kalibracji przeprowadzana jest corocznie.

- Korekcja artefaktów pochodzących od metalowych implantów: implanty chirurgiczne, stomatologiczne i wszelkie wysokiej gęstości elementy obce umieszczone w ciele pacjenta mogą stworzyć efekt przesłonięcia struktury tkanek w rekonstrukcjach TK, nieprawidłowej identyfikacji ich geometrii oraz przypisania im gęstości elektronowych, co może skutkować niedokładnymi obliczeniami i oceną rozkładu dawek. Aktualnie stosowaną praktyką kompensacji tego efektu jest używanie w rekonstrukcji algorytmów redukcji artefaktów metalowych oraz stosowanie krzywej kalibracyjnej, rozszerzonej do wysokich gęstości elektronowych/fizycznych materiałów. Weryfikacja algorytmów oraz rozszerzonej krzywej kalibracyjnej jednostek HU vs gęstości elektronowej powinna odbywać się na podstawie testu *end-to-end* corocznie.
- Skanery TK o dużej średnicy gantry i z funkcją eFOV (*expanded FOV*): systemy tomograficzne stosowane na potrzeby radioterapii charakteryzują się dużymi średnicami okola gantry (> 75 cm). Wynika to z tego, że bardzo często skanowanie pacjentów w pozycji terapeutycznej wymaga stosowania dodatkowych akcesoriów/urządzeń unieruchamiających, np. Brilliance CT Big Bore (Philips Inc., Eindhoven, Holandia) – 85 cm, Somatom (Siemens Inc., Erlangen, Niemcy) – 80 cm, śródoperacyjny CT Airo (Brainlab Inc., Feldkirchen, Niemcy – 107 cm). Oprócz rozmiaru okola ważną jest również możliwość rekonstrukcji rozszerzonego pola widzenia (FOV). Zapewnia to możliwość zobrazowania całości przekroju pacjenta wraz ze skórą i akcesoriami dodatkowymi, co jest kryterium obowiązkowym dla zapewnienia właściwej informacji do procesu planowania leczenia. Jest to niezwykle wspomagająca modalność, ale należy ją dokładnie sprawdzić pod kątem HU i dokładności geometrycznej (wręcz niektórzy producenci systemów TK zwracają uwagę na znacząco zwiększoną niepewność oceny jednostek HU w obszarach zrekonstruowanych w opcji eFOV). W skrajnych przypadkach jest wręcz nadpisywanie gęstości elektronowych/fizycznych tkanek dla obszarów zobrazowanych w części rozszerzonej okna obrazowego dla największych eFOV.

Zgodność geometryczna rekonstrukcji

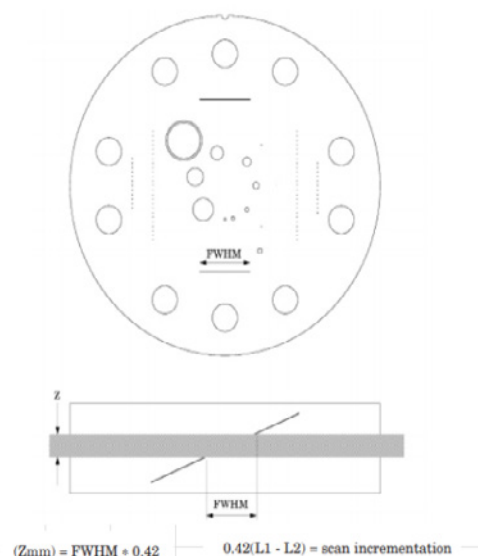
Wielopłaszczyznowa i trójwymiarowa rekonstrukcja obrazów TK jest weryfikowana przy użyciu fantomów zawierających elementy testowe o zidentyfikowanych wymiarach geometrycznych.



Measuring spatial linearity

Rys. 1 Obiekt testowy do oceny geometrii i symetrii – Catphan 700, przedstawienie graficzne wymiarów elementów testowych
Źródło: Catphan 700 manual.

Slice width measurement with wire ramps



Rys. 2 Obiekt testowy do oceny grubości rekonstruowanego skanu i inkrementacji przesuwu stołu – Catphan 700, przedstawienie graficzne elementów testowych
Źródło: Catphan 700 manual.

Do pełnej oceny geometrii rekonstrukcji obrazów TK w trzech kardynalnych kierunkach należy wykonać test:

- oceny odległości obiektów testowych w transwersalnych obrazach TK po uzyskaniu rekonstrukcji, używając narzędzi softwarowych do wbudowanych w system (miarka),
- jeżeli jest możliwość, można ocenić również rekonstrukcje sagitalne i koronalne,
- grubość rekonstruowanego skanu,
- inkrementację przesuwu stołu,
- grubość rekonstruowanego skanu w zależności od wartości „pitch”.

Pierwotnie w radioterapii zalecane było stosowanie skanowania osiowego o wartości „pitch” = 1, jako że stanowiły one

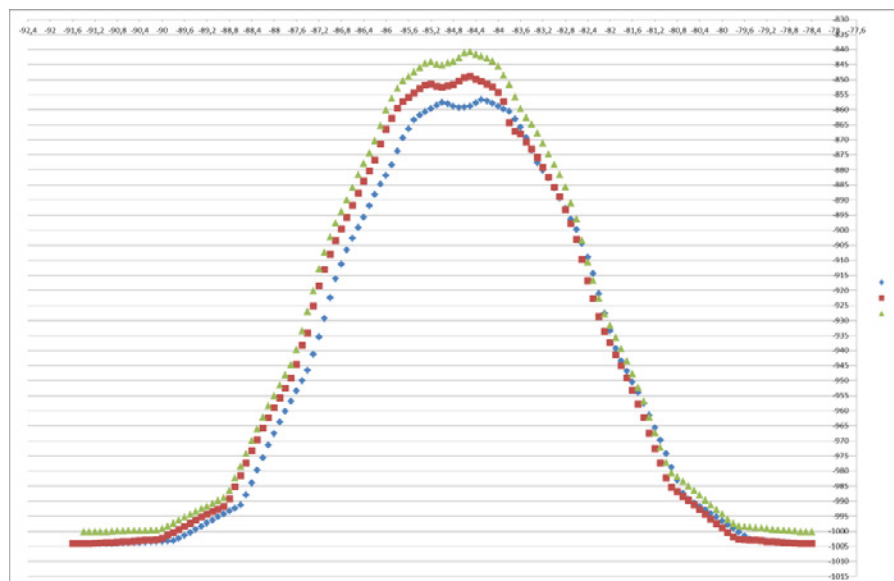


podstawę do uznania, że rekonstrukcja wzdłużna nie będzie obciążona niepewnościami wynikającymi z „nakładania” lub „odseparowania” skanów między sobą, z ciągłego przesuwu stołu podczas skanowania oraz transwersalnej rekonstrukcji pochodzącej ze spiralnego pobierania informacji obrazowej. W dobie używania skanowania TK w modalności spiralnej z wartościami „pitch” optymalizowanymi do skanowanego obszaru pierwotna metodologia weryfikacji geometrycznej uległa częściowo zmianom, aby uwzględnić cechy tej metody pozyskiwania rekonstrukcji skanowanych obiektów. Dotyczy to oceny rekonstrukcji wzdłużnej. Na pewno ważnym jest sprawdzenie, czy zrekonstruowane wymiary obiektów testowych dla dwóch projekcji wzdłużnych są zgodne z referencyjnymi wartościami i nie różnią się więcej niż 1 mm. Można to zweryfikować dla różnych grubości warstwy skanowania, jak i wartości „pitch”.

To, co może determinować w skanowaniu spiralnym rekonstruowaną w kierunku osiowym geometrię, jest grubość rekonstruowanego skanu i wartość „pitch” i ich integralność z przesuwem stołu TK. W przypadku skanowania spiralnego grubość warstwy skanowania powinna być oceniona na podstawie obrazu czterech wtopionych w fantomie Catphan 550 i dwóch (górnym i dolnym) w fantomie Catphan 700 elementów testowych, a wyniki z nich uśrednione. Obiekty testowe stanowią dwie pary płytek zatopionych wzdłużnie pod kątem 23° – jedna para równoległa do osi X, druga do osi Y (fantom Catphan 550). Podobna filozofia dotyczy fantomu Catphan 700, ale sprowadza się to do dwóch płytek. Wybór tego kąta w konstrukcji fantomu jest związany ze zwiększeniem dokładności odczytu/precyzji metody poprzez trygonometryczne powiększenie przez współczynnik 2,38 wymiarów obiektu na obrazie w płaszczyźnie transwersalnej. W celu weryfikacji grubości warstwy skanowania należy zobrazować cały segment fantomu z obiektami testowymi dla pomiaru FWHM, używając dwóch wybranych protokołów skanowania spiralnego przy przesuwie stołu dla obszaru ciała i głowy przy wybranych różnych grubościach warstw skanowania i rekonstrukcji. Aby ocenić ten parametr (Zmm), należy zmierzyć długość szerokości połówkowej profilu obrazu obiektu testowego (FWHM), a wynik przeskalować przez 0,42 dla każdego z czterech obrazów. Do pomiaru Zmm należy przygotować w kilku krokach parametry wyświetlania rekonstrukcji obiektu. Najpierw trzeba określić wartość liczby tomograficznej dla maksymalnej wartości profilu wyznaczonego dla obiektów testowych. W tym celu należy ustawić „okno” (W) obrazu na wartości 1 (co zapewnia wyświetlanie rekonstrukcji dla dwóch skrajnych poziomów szarości – biały i czarny). Następnie należy dobrać „poziom” (C) obrazu, aby obraz obiektów testowych całkowicie zniknął

z obrazu wyświetlanej rekonstrukcji. Wartość C wskazuje liczbę tomograficzną „poziomą” dla maksimum profilu. Ponieważ celem jest wyznaczenie FWHM profilu, od wyznaczonej wartości maksymalnej C należy odjąć wartość jednostek HU dla tła obiektu testowego, aby obliczyć wartość netto C. Wartość tę należy podzielić przez 2 i z powrotem ubruttować, dodając do C/2 jednostki HU tła obiektu testowego. Dla tych warunków „poziomą” wyświetlania obrazu, przy zachowaniu wartości $W = 1$, należy wykonać pomiar długości wyświetlanych obiektów testowych. Z tej samej rekonstrukcji można ocenić inkrementację przesuwu stołu i czy pozostaje ona w koincydencji z grubością warstwy tomograficznej. Po skompletowaniu obrazów należy wykonać pomiar odległości między osią centralną obrazu do centrum każdego z obrazów obiektów testowych na dwóch sąsiadujących przekrojach. Różnica odległości dla tych sąsiadujących przekrojów, pomnożona przez współczynnik korekcji 0,42 dla kąta 23° , stanowi miarę inkrementacji przesuwu stołu TK podczas skanowania.

Dla skanowania spiralnego należy również sprawdzić powtarzalność grubości warstwy tomograficznej w funkcji „pitch”. Do oceny powtarzalności trzeba zeskanować obiekt testowy o kształcie owalnym i grubości 1 mm, najlepiej o gęstości zbliżonej do wody. W przeprowadzonym teście, którego wyniki są prezentowane w tabeli 1, wykorzystano plastikowy element o kształcie koła, średnicy około 10 cm i grubości 1 mm. Obiekt został zeskanowany przy użyciu warstwy tomograficznej 5 mm i grubości warstwy rekonstruowanej 0,1 mm dla różnych wartości pitch. Następnie wykonano na rekonstrukcjach poprzecznych odczyt wartości jednostek HU w osi centralnej obrazu (ROI > 1 sq cm), przypisując tę wartość do położenia wzdłużnego stołu TK, w celu wyznaczenia profili, dla których wyznacza się FWHM (Rys. 3). Tolerancja dla tego parametru wynosi 0,5 mm.



Rys. 3 Profile pomiaru powtarzalności grubości warstwy tomograficznej w funkcji pitch
Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 1 Tabela wyników dla pomiaru powtarzalności grubości warstwy tomograficznej w funkcji pitch

slice width = 5.0 mm	pitch = 0.6	pitch = 1.0	pitch = 1.5	pitch = 0.6	pitch = 1.0	pitch = 1.5
position (reconstruction 0.1)	mean HU 1	mean HU 2	mean HU 3	Diff HU1	Diff HU2	Diff HU3
-78,4	-1004,2	-1004,2	-1000,2	147,6	152,7	159,4
-78,5	-1004,1	-1004,2	-1000,2			
-78,6	-1004,1	-1004,1	-1000,1	FWHM	FWHM	FWHM
-78,7	-1003,9	-1004	-999,9	73,8	76,35	79,7
-78,8	-1003,8	-1003,9	-999,8			
-78,9	-1003,6	-1003,7	-999,6	-930,4	-927,85	-920,5
-79	-1003,5	-1003,6	-999,5			
-79,1	-1003,4	-1003,5	-999,3	-82,05	-82,2	-82,2
-79,2	-1003,3	-1003,4	-999,1	-87,1	-87,3	-87,3
-79,3	-1003,2	-1003,2	-999	Diff	Diff	Diff
-79,4	-1003,1	-1003,1	-998,8	5,05	5,1	5,1
-79,5	-1002,7	-1003	-998,6			
-79,6	-1001,5	-1002,9	-998,5			
-79,7	-1000,3	-1002,8	-998,3			
-79,8	-999,1	-1002	-997,4			
-79,9	-997,8	-1000,5	-995,9			
-80	-996,6	-999	-994,3			
-80,1	-995,3	-997,5	-992,7			
-80,2	-994,1	-995,9	-991,2			
-80,3	-992,9	-994,4	-989,6			
-80,4	-991,7	-992,8	-988			
-80,5	-990,6	-991,3	-986,4			
-80,6	-989,4	-989,8	-984,9			
-80,7	-987,4	-988,4	-983,4			

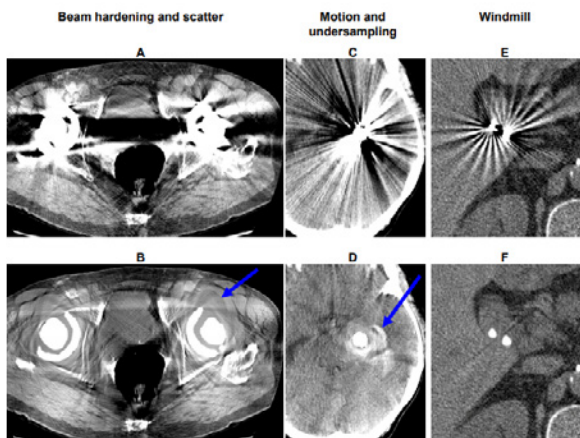
Źródło: Opracowanie własne. Cała tabela dostępna na: <https://www.inzynier-medyczny.pl/wp-content/uploads/2020/12/Tabela.pdf>

Konwersja jednostek Hounsfielda (liczby tomograficzne) na gęstości elektronowe

Metalowe elementy w formie implantów ortopedycznych, wypełnień dentystycznych i implantowanych urządzeń medycznych stanowią wyzwanie w planowaniu leczenia radioterapeutycznego i realizacji radioterapii (np. obrazowaniu, determinacji rozkładu dawek). Powodują powstawanie artefaktów w rekonstruowanych obrazach, które skutkują obszarami braku

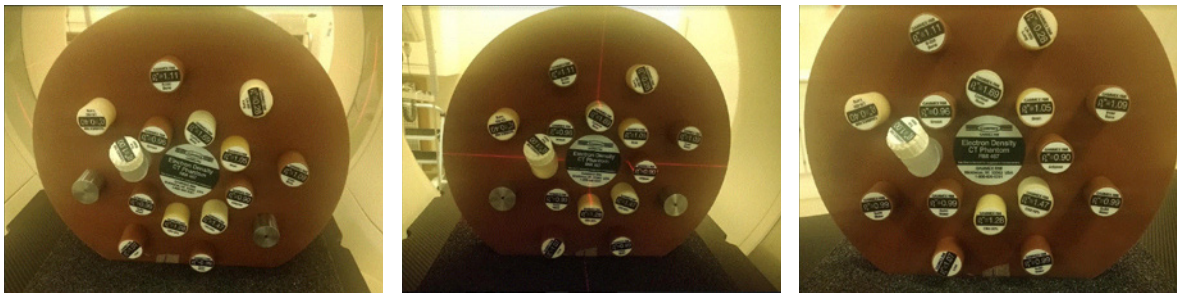
obrazowania, a co za tym idzie – prawidłowej identyfikacji struktur anatomicznych i jednostek HU/gęstości elektronowych. Przy standardowej skali kalibracyjnej dla gęstości z zakresu tkanek biologicznych następuje „wysycenie” skali liczb tomograficznych ze względu na dużą liczbę atomową i gęstość materiałów implantowanych.

Jedną z praktyk stosowanych w planowaniu leczenia przy obecności elementów o wysokiej gęstości elektronowej jest konturowanie materiału oraz tkanek, które znalazły się w obszarach braku lub zaburzonego obrazowania i przypisanie im liczb tomograficznych odpowiadających wymaganej względnej gęstości elektronowej (RED)/gęstości masowej (MD) dla tkanek. Niezależnie od artefaktów, którymi jest obciążony obraz, liczby tomograficzne dla samego metalu oraz w obszarach o zaburzonej detekcji tkanek muszą dokładnie odpowiadać właściwej dla nich RED/MD w systemie planowania leczenia (TPS) w celu właściwego obliczania dawki. Rozwiązanie tego problemu pojawiło się wraz z systemami TK, które mają wbudowane algorytmy rekonstrukcyjne z redukcją artefaktów, pochodzących od metali oraz z 16-bitową skalą przenoszenia informacji obrazowej. W 12-bitowych rekonstrukcjach obrazowych skala liczb tomograficznych nasycy się przy 3071 wartości HU, odpowiadających nachyleniu DICOM 1 HU i przypisaniu -1024 HU dla powietrza (4096 wartości HU w systemie TK). W 16-bitowej skali dostępnej w nienadpisanym pliku DICOM system TK może dostarczyć 65536 poziomów w transmitowanej informacji obrazowej. Pomiary i wyznaczenie krzywych kalibracyjnych gęstość



Rys. 4 Przykładowe obrazy TK dla materiałów metalowych

Źródło: <http://www.edboas.com/science/CT/0012.pdf>



Rys. 5 Fantom RMI z próbkami różnych materiałów, w tym z aluminium, stalowymi, tytanowymi do symulacji implantów
Źródło: Materiał własny.

elektronowa/gęstość masowa = $f(HU)$ są zwykle wykonywane przy użyciu fantomu zawierającego elementy testowe, charakteryzujące różne tkanki oraz materiały o wysokiej gęstości, reprezentujące te, które mają zastosowanie w implantacji na potrzeby stworzenia rozszerzonej skali kalibracyjnej (Rys. 5). W procesie dopuszczenia tomografu lub systemu planowania leczenia (SPL) do użytkowania klinicznego, taka krzywa kalibracyjna jest wyznaczana eksperymentalnie i implementowana do SPL (Tabela 2, Rys. 6). Należy wyznaczyć ją dla dostępnych protokołów klinicznych, uwzględniając różne algorytmy i filtry rekonstrukcyjne. Najczęściej stosowaną praktyką jest uśrednienie wyników ze wszystkich protokołów klinicznych, wprowadzając do SPL jedną krzywą kalibracyjną dla danego systemu TK. Krzywa kalibracyjna powinna być weryfikowana corocznie lub po każdej znaczącej zmianie w systemie TK (wymiana lampy RTG, generator, implementacja nowych algorytmów rekonstrukcji) lub SPL (nowe wersje systemów).

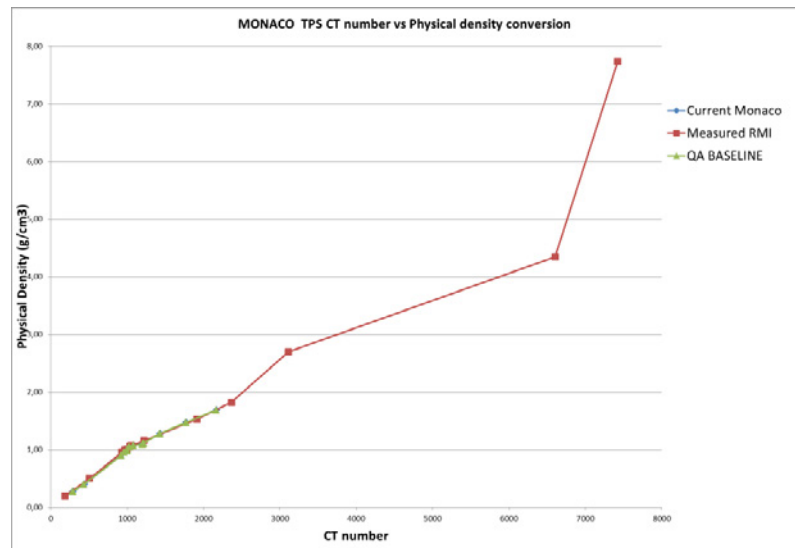
Tabela 2 Przykładowa tabela wyników dla krzywej kalibracyjnej
RED/Gęstość = $f(HU)$

Material / insert	Electron density $\times 10^{23}$ (electrons/cm ³)	DENSITY (g/cm ³)	CT NUMBER
Lung (Inhale)	0,634	0,200	183
Lung (Exhale)	1,632	0,500	506
Adipose	3,171	0,960	930
Breast (50% gland, 50% adipose)	3,261	0,990	966
Water	3,340	1,000	997
Muscle	3,483	1,060	1038
Liver	3,516	1,070	1052
Solid Trabecular bone	3,730	1,160	1220
Solid dense bone (800mg/cc)	4,862	1,530	1911
Solid dense bone (1250mg/cc)	5,663	1,820	2365
Aluminium		2,697	3112
Titanium		4,345	6606
Stainless steel		7,737	7423

Źródło: Opracowanie własne.

Algorytmy korekcji artefaktów metalowych

Artefakty, wynikające z obecności elementów o wysokiej gęstości (np. metalowe implanty) w postaci ciemnych smug, zaburzających widzenie struktur anatomicznych w obrazie są coraz częstszym zjawiskiem ze względu na ilość pacjentów z implantami np.



Rys. 6 Eksperymentalna krzywa kalibracyjna nalożona na istniejące dane w SPL
Źródło: Opracowanie własne.

stawów biodrowych. Są spowodowane przez wiele mechanizmów, z których niektóre są związane z obecnością elementu metalowego lub z metalowymi krawędziami. Sam metal powoduje utwardzanie wiązki promieniowania, jego obecność determinuje większą pochłaniania promieniowania niż tkanki biologiczne, wzmacnia efekty rozpraszania i efekty związane z obecnością w obrazie szumu Poissona. Utwardzanie, wzmożone pochłanianie i rozpraszanie wiązki powoduje powstawanie ciemnych smug między metalowymi obiektami z otaczającymi jasnymi smugami. Metalowe krawędzie powodują smugi spowodowane „undersampling”, ruchem, wiązką stożkową i artefaktami pochodzącymi od szerokiej wiązki przemiatającej. Obecność tych artefaktów determinuje ograniczoną widoczność, a więc nieprecyzyjną identyfikację struktur anatomicznych, jak również wpływa na niewłaściwe przypisanie jednostek HU do obszaru, w którym jest zaburzona informacja obrazowa. Dużym wsparciem w znaczącym rozwiązaniu tego problemu stała się implementacja algorytmów korygujących metalowe artefakty. Z punktu widzenia radioterapii wspomogło to poprawę precyzji definiowania struktur anatomicznych, co jest kluczowe przy optymalizacji obliczenia rozkładu dawek przy uwzględnieniu właściwego pokrycia targetów przez dawkę terapeutyczną i ochrony organów ryzyka. W przypadku przypisania jednostek HU w tych obszarach



i wsparcia właściwej informacji do obliczenia rozkładu dawek z punktu widzenia interakcji promieniowania, ten drugi aspekt wykorzystania algorytmów korekcji metalowych artefaktów powinien być zweryfikowany dozymetrycznie. Można wykonać układ fantomu, w którym znajdują się elementy metalowe, symulujące implanty. Dla tego układu należy wykonać skanowanie tomograficzne, transfer danych obrazowych do SPL i kalkulację prostego planu, w którym wiązki mogą również przechodzić przez elementy metalowe. W fantomie należy wyznaczyć punkt pomiarowy w obszarze, który został zrekonstruowany przy użyciu algorytmu korekcji metalowych artefaktów (obszar, który byłby niezobrazowany lub zaburzony znacząco w rekonstrukcji ze względu na obecność metalowych obiektów). W tym punkcie należy wykonać pomiary dawki, przy realizacji zaplanowanego rozkładu dawek (Tabela 3). Test ten powinien być wykonywany corocznie i przyjęte tolerancje 1,5% powinny być spełnione. Takie podejście procesowe przyjmuje filozofię weryfikacji całego systemu terapeutycznego testami *end-to-end*.

Tabela 3. Tabele wyników dla weryfikacji dozymetrycznej algorytmu korekcji artefaktów metalowych

Titanium							
HU accuracy							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1007,0	77,0	945,0	131,5	1007,0	77,0	945,0	131,5
2003,6	78,0	2272,9	85,8	2003,6	78,0	2272,9	85,8
999,0	65,7	1250,5	87,1	999,0	65,7	1250,5	87,1
Differences vs Ground truth							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
-5,4	1,0	327,9	754,3	-5,4	1,0	327,9	754,3
-8,0	-11,3	324,5	755,6	-8,0	-11,3	324,5	755,6
Dose accuracy							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
D100	D98	D95	Mean dose	D100	D98	D95	Mean dose
186,0	192,0	194,0	200,4	186,0	192,0	194,0	200,4
NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
186,0	191,0	194,0	200,3	186,0	191,0	194,0	200,3
186,0	191,0	194,0	200,1	186,0	191,0	194,0	200,1
Differences vs Ground truth							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
D100	D98	D95	Mean dose	D100	D98	D95	Mean dose
NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
0,0	0,0	0,0	-0,1	-0,5	-0,4	-0,4	-0,4
0,0	0,0	0,0	-0,1	0,0	0,1	0,3	-0,1

Steel							
HU accuracy							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
(HU)	Mean	SD	Mean	SD	(HU)	Mean	SD
Ground truth	1007,0	77,0	945,0	131,5	1007,0	77,0	945,0
No DIMAR	2023,6	72,6	2285,9	72,9	2023,6	72,6	2285,9
OMAR	1002,5	67,2	1277,2	86,1	1002,5	67,2	1277,2
Differences vs Ground truth							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
(HU)	Mean	SD	Mean	SD	(HU)	Mean	SD
Ground truth	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
No DIMAR	-5,6	5,6	340,9	786,3	-5,6	5,6	340,9
OMAR	-5,5	-9,8	332,0	754,6	-5,5	-9,8	332,0
Dose accuracy							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
(Gy)	D100	D98	D95	Mean dose	D100	D98	D95
Ground truth	186,0	191,0	194,0	200,4	186,0	191,0	194,0
No DIMAR	187,0	192,0	195,0	201,2	186,0	191,0	194,0
OMAR	186,0	191,0	194,0	200,5	186,0	191,0	194,0
Differences vs Ground truth							
PTV1		PTV2		PTV1		PTV2	
(%)	D100	D98	D95	Mean dose	D100	D98	D95
Ground truth	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
No DIMAR	0,5	0,5	0,5	0,4	8,8	7,9	5,1
OMAR	0,0	0,0	0,0	0,0	9,4	8,5	5,7

Źródło: Opracowanie własne.

eFOV

Skanery TK o szerokim otworze gantry, stosowane w radioterapii, wykorzystują algorytmy rekonstrukcji rozszerzonego pola widzenia (eFOV). Służą to rekonstrukcji całego przekroju ciała pacjenta, w przypadku pacjentów nadwymiarowych lub w przypadku, gdy są stosowane dodatkowe akcesoria unieruchamiające pacjenta i geometria wymaga dodatkowego obszaru obrazowania w kierunku poprzecznym. eFOV jednak wnosi ze sobą zwiększone niepewności precyzji rekonstrukcji geometrii i identyfikowania jednostek HU, co może wpłynąć na ostateczne obliczenia rozkładu dawek w SPL. Z punktu widzenia radioterapii, niewątpliwie największym zyskiem z istnienia tego algorytmu, jest możliwość pozyskania informacji o pełnym przekroju (geometrii ciała) pacjenta. Należy odpowiedzieć na pytanie, jak to odtworzenie jest precyzyjne. Na rysunku 7 przedstawiono przykładowy układ do rutynowej kontroli eFOV (oczywiście można zamiennie fantom ustawiać w jednej z czterech – kardynalnej skrajnej pozycji w okolicy gantry tomografu). Po wykonaniu rekonstrukcji należy sprawdzić odległości elementów

testowych w zrekonstruowanym obrazie, w tej samej metodologii, jak dla centralnego ułożenia i skanowania fantomu. Tolerancja jest ta sama – 1 mm – i test należy wykonywać comiesięcznie.



Rys. 7 Przykładowy układ do weryfikacji geometrycznej rekonstrukcji oraz jednostek HU dla eFOV

Źródło: Materiał własny.

Zrekonstruowana informacja obrazowa dla ciała pacjenta jest obciążona większą niepewnością definiowania jednostek HU podczas stosowania rozszerzonej rekonstrukcji FOV. Producenci systemów TK zwracają na ten fakt uwagę w dokumentacji technicznej i zalecają nieużywanie tej informacji obrazowej z punktu widzenia obliczenia rozkładu dawek. Częstość przyjmowanym rozwiązaniem jest nadpisywanie jednostek HU/gęstości elektronowych dla tkanek w SPL, które zostały zrekonstruowane w obszarze eFOV. Dla tego testu należy zebrać dane referencyjne podczas testów dopuszczających system do użytku klinicznego i należy powtarzać go w cyklu rocznym. Przyjęta tolerancja na powtarzalność parametru wynosi 20 HU od wartości bazowych.

Podsumowanie

Wszystkie opisane testy dla różnych algorytmów rekonstrukcji, wbudowanych w system TK przeznaczony do zastosowania w linii radioterapeutycznej, stanowią uzupełnienie dla wszystkich pozostałych testów wykonywanych rutynowo w systemach TK. Niewątpliwie stanowią one odzwierciedlenie tego, jakie są dwa główne cele pozyskiwania informacji obrazowej w realizacji radioterapii – precyzyjne odtworzenie geometrii i jednostek HU, co determinuje w sposób znaczący obliczenia rozkładu dawek.

Literatura

1. D. Oborska-Kumasyńska, D. Northover: *Kalibracja liczb tomograficznych na potrzeby planowania leczenia w radioterapii*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 6, 2017, 133-142.
2. <http://www.edboas.com/science/CT/0012.pdf>
3. <https://www.sciencedirect.com/topics/nursing-and-health-professions/computed-tomography-simulator>
4. 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.
5. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30457170/>.