



# Porównanie systemów tomograficznych na podstawie danych podanych przez przedstawicieli firm do zapytania ofertowego. Część 2 – parametry jakości obrazowania

**Comparison of the tomographic systems based on data provided by the company's representatives for the inquiry.  
Part 2 – image quality parameters**

Dominika Oborska-Kumaszyńska

The Royal Wolverhampton NHS Trust New Cross Hospital Wednesfield, Wolverhampton WV10 0QP, United Kingdom, e-mail: dominika.oborska@nhs.net

## Wprowadzenie

W artykule przedstawiono porównanie onkologicznych systemów tomograficznych czterech producentów, które zostało przeprowadzone w ramach realizacji zakupu na rzecz zakładu radioterapii. W tabeli zachowano zapisy/dane podane przez dostawców w oryginalnej formie. Jest to część druga, poświęcona parametrom jakości obrazowania – algorytmy akwizycji i rekonstrukcji, algorytmy/filtryle redukcji/korekcji artefaktów, algorytmy/filtryle kliniczne do obrazowania poszczególnych obszarów anatomicznych/

funkcjonalne, parametry jakościowe i ilościowe obrazów. Zestawienie tych danych pokazało, jak różnie rozumiane/zdefiniowane przez poszczególnych producentów mogą być zapisy/pytania o detaile techniczne/parametry oraz jak różna jest metodologia prezentacji/wyrażania tych parametrów. Ostatecznie porównanie dla wielu parametrów z punktu widzenia oceny systemów TK na potrzeby zapytania ofertowego okazało się bardzo trudne. Porównanie zostało przeprowadzone w 2014 roku.

[388](#)

## Streszczenie

W artykule przedstawiono porównanie onkologicznych systemów tomograficznych czterech producentów, które zostało przeprowadzone w ramach realizacji zakupu na rzecz zakładu radioterapii. W tabeli zachowano zapisy/dane podane przez dostawców w oryginalnej formie. Jest to część druga poświęcona parametrom jakości obrazowania. Zestawienie tych danych pokazało, jak różnie rozumiane/zdefiniowane przez poszczególnych producentów mogą być zapisy/pytania o detaile techniczne/parametry oraz jak różna jest metodologia prezentacji/wyrażania tych parametrów. Ostatecznie porównanie dla wielu parametrów z punktu widzenia oceny systemów TK na potrzeby zapytania ofertowego okazało się bardzo trudne. Porównanie zostało przeprowadzone w 2014 roku.

## Abstract

The article will present a comparison of oncological CT systems of four manufacturers that were carried out for a business case of a purchasing procedure. The records/parameters/ data in the table provided by the suppliers have been retained in an original form. It is the second part regarding parameters of an image quality. The comparison of these parameters/data shows how the technical data/ specification/ records may be differently understood/defined by the particular manufacturers and how a methodology for presenting/expressing these parameters can be different. Finally, the comparison for many parameters from a CT systems evaluation point of view was very difficult for the purpose of inquiry. The comparison was made in 2014.

**Słowa kluczowe:** systemy tomograficzne, radioterapia

**Key words:** CT systems, radiotherapy

otrzymano / received:

13.10.2017

poprawiono / corrected:

19.10.2017

zaakceptowano / accepted:

06.11.2017

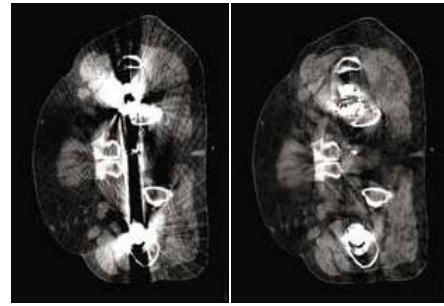


## ZESTAWIENIE PARAMETRÓW SYSTEMÓW TK (WIDE BORE) – CZĘŚĆ 2

JAKOŚĆ OBRAZOWANIA						
1	FOV [cm]	50-600 mm	500 mm	500 mm	700 mm	
2	Rozszerzone FOV [cm]	601 mm-700 mm	65 cm	800 mm	HD rozszerzone FOV - 650 mm	850 mm
3	Min interwał rekonstrukcji w skanowaniu spiralnym [mm]	0,1 mm	0,1 mm	0,1 mm		
4	Czas między rozpoczęciem akwizycji danych a rekonstrukcją	1 s	symultaniczne	natychmiastowe		Czas rekonstrukcji: min. 0,1 s/obraz
5	Symultaniczne skanowanie i rekonstrukcja lub skanowanie, kiedy są wykonywane symultanicznie	TAK	TAK	TAK	TAK	
6	Jakiekolwiek opóźnienie w rekonstrukcji lub skanowaniu, kiedy są wykonywane symultanicznie	Nie ma opóźnienia lub problemów w pracy systemu Brilliance Big Bore CT w modalności symultanicznej rekonstrukcji	NIE	NIE	NIE	
7	Symultaniczne skanowanie i archiwizacja i/lub zapis w pamięci	TAK	Operacje na obrazach oraz analiza sa możliwe w czasie rzeczywistym podczas skanowania bez problemów w pracy ze strony systemu	TAK	TAK	jest to możliwe, ale nie rekommendowane
8	Symultaniczne skanowanie i archiwizowanie lub zapis w pamięci	TAK	To jest standardowa funkcja systemu, obrazy są archiwizowane lub zapisywane w pamięci jak tylko są zrekonstruowane	TAK	TAK	TAK
9	Symultaniczne skanowanie i transfer do drugiej konsole systemu	TAK	To jest standardowa funkcja systemu, obrazy są archiwizowane lub zapisywane w pamięci jak tylko są zrekonstruowane	TAK	TAK	TAK
10	Dostępne algorytmy rekonstrukcji		Skaner TK ma wybór 11 standardowych i 4 kardiologicznych filtrów konwolucyjnych: A, B, C, D (body filters) E, F (lung filters), EB, EC (engineering filters), UA, UB, UC (brain filters), CA, CB, CC, CD (cardiac filters). Każdy z protokołów ma preddefiniowaną i pierwotną i wtórna rekonstrukcję (jeżeli wymagane) filtry związane z tymi rekonstrukcjami. Dodatkowo wtórna rekonstrukcja może być planowana wstępnie podczas predefiniowania procesu skanowania.			Każda rekonstrukcja daje użytkownikowi wybór: grubość warstwy, inkrementacja warstwy, ustalenie okna, filtr rekonstrukcyjny. Pełny zakres „kerneli” (filtrów) jest dostępny dla rekonstrukcji body (filtr B), head (filtr H) wysokiej rozdzielczości (filtr U), techniki specjalne (filtr S) i pediatryczne (filtr C). Dodatkowo są zaimplementowane dedykowane filtry dla obrazowania serca, oceny zwapienia, koronograficznego stentów i wzmacnianego MP. Ostrosć obrazu jest definiowana przez liczbę kerneli (kernel number) – wyższa wartość liczbowa daje wynikowo ostrzejszy obraz, niższa wartość liczbowa daje wynikowo gładzy obraz.
						FC01-FC09 body with beam hardening correction (BHC) FC11-FC19 body without BHC FC20-FC26 Brain 7 HHC (drobna zbiernistość obrazu) FC30/31/35/80/81 Bone FC41-FC44 Brain bez BHC FC46-FC48 Paediatric head bez BHC FC50-FC56 Standard lung FC62-FC68 Brain z BHC (gruboziarnisty obraz) FC83-FC86 HI Res lung



## JAKOŚĆ OBRAZOWANIA

11	<p>Algorytmy redukcji artefaktów</p> <p>Skaner TK Brilliance Big Bore ma detektor obrazowy oraz „ścieżkę” przetwarzania danych skonstruowane tak aby redukować szum i zachować prawidłową integracyjność obrazu. Iteracyjny rekonsutraktor <b>iDose</b> zapewnia uniesienie/redukcję dominujących/wiodących artefaktów poprzez iterację danych surrowych przed drugą iteracją obrazu wynikowego (4-ta generacja techniki rekonsutrukcyjnej). <b>iDose</b> został w założeniu stworzony (skonstruowany) jako metoda ochrony przed powstaniem artefaktów, a nie metoda redukcji artefaktów, jak było to w przypadku rekonsutraktorów trzeciej generacji. Software <b>OMAR</b> (Orthopedic Metal Artefact Reduction) jest również wbudowany w system. Pozwala na redukcję artefaktów pochodzących od dużych implantów metalowych bez potrzeby używania dwuenergetycznej subtrakcji obrazów. <b>OMAR</b> może być również implementowany do rekonsutracji retrospektywnej dla każdego skanowania, jeżeli jest to wymagane.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>OMAR</b> poprawia jakość obrazu oraz wizualizację organów krytycznych i targetów</li> <li>• <b>OMAR</b> jest możliwością uruchamiania automatyczne i jest realizowane w połączeniu ze standardową rekonsutrakcją obrazu, dostarczając w ten sposób porównanie danych obrazowych z bez <b>OMAR</b> na potrzeby kliniczne.</li> <li>• <b>OMAR</b> poprawia przebieg pracy w symulacji i planowaniu leczenia ze wzmożoną wizualizacją struktur anatomicznych tam, gdzie są obecne duże implenty ortopedyczne, które stanowią źródło artefaktów.</li> </ul>	<p><b>HyperPlane™</b> algorytm rekonsutrakcyjny, który koryguje problemy związane z szybkim spiralnym skanowaniem z dużym „pitch”, redukując artefakty i opptymalizując zarówno dawkowanie, jak i profil intensywności warstw tomograficznych.</p> <p><b>CrossBeam™</b> algorytm rekonsutrakcji rozwiązywający techniczne wyzwania artefaktów wiązki stożkowej</p> <p><b>IQ Enhance (IQE)</b> specjalny algorytm rekonsutrakcji służący do zmniejszenia artefaktów w spiralnym skanowaniu z cienką warstwą tomograficzną. <b>IQ Enhance (IQE)</b> umożliwia szybszy skok skanowania obejmujący więcej informacji anatomicznej przy tej samej jakości obrazu.</p> <p><b>Advanced Artifact Reduction (AAR)</b> filtr znaczząco redukujący artefakty typu „streaking”, gdy w polu widzenia znajdują się przedmioty o bardzo wysokim współczynniku pochłaniania promieniowania jonizującego – implenty, śruby</p> <p><b>MAR†</b> wspomaga redukcję efektu „photon starvation”, utwardzania wiązki promieniowania jonizującego i artefaktów spowodowanych przez materię metalowe w ciele, takie jak implenty bioder.</p>
		<p>Detektor UFC, standaryzowana korekcja efektu utwardzania wiązki filtr PFO (iteracyjna korekcja kofsi), korekcja efektu wiązki stożkowej, przesunięcie detektora o kwierć wielkości elementu detekcyjnego pływającegoognisko w płaszczyźnie x, y, filtr adaptacyjny 3D, zaawansowany 3D algorytm wygładzania. Dodatkowo redukcja artefaktów o metalowych obiektywach można uzyskać, stosując rozszerzoną skalę HU.</p> <p>System DEFINITION OPEN 64 jest dostarczany standardowo z wyjątkową technologią <b>Z-sharp</b>. Technika ta jest tworzona w każdej spirali skanowania i redukuje artefakty (np. metalowe czaszki) ze względu na zastosowanie technologii nadpróbkowania.</p> <p>To wszystko może być uzyskane bez zwiększenia dawki pacjenta.</p>
		

JAKOŚĆ OBRAZOWANIA			
12		<b>Max rozdzielcość wysokokontrastowa dla płaszczyzny X-Y/dla pełnego skanu, spiralnego, dla 0% MTF</b> 12 pL/cm @ std res; 24 pL/cm @ UHR	<b>HELCIAL / AXIAL Standard:</b> 4.2 pL/cm 50% 6.8 pL/cm 10% 8.5 pL/cm 0% <b>Wysoka rozdzielcość:</b> 10.5 pL/cm 50% 13.9 pL/cm 10% 15.4 pL/cm 0%
13		<b>Max rozdzielcość wysokokontrastowa dla płaszczyzny Z/dla pełnego skanu, spiralnego, dla 0% MTF</b> 14.1 pL/cm	<b>Szczegółowy algorytm-typowo:</b> 7.3 lp/cm 50% 12.2 lp/cm 10% 14.2 lp/cm 4% 18.1 lp/cm 0%
14		<b>Rozdzielcość w płaszczyźnie skanu [pL/cm] dla najbardziej „ostrego” klinicznego algorytmu dla podanych parametrów akwizycji.</b> 120 kV, 400 mA, 2 s obrotu, grubość warstwy 2.5 mm, 25 cm FOV skanowania, 15 cm FOV rekonstrukcji, filtr E	<b>Technika skanowania:</b> 120 kV, 260 mA, 1.0 s, S4-14, kolimacja 16 x 0.625 mm, pitch 0.5625:1, grubość warstwy 0.625 mm, 25 cm SFOV, 10 cm DFOV, interwał obrazowania 0.060 mm, szczegółowy algorytm. • 7.3 pL/cm @ 50% MTF • 12.2 pL/cm @ 10% MTF • 14.2 pL/cm @ 4% MTF • 18.1 pL/cm @ 0% MTF



JAKOŚĆ OBRAZOWANIA			
15	Widoczność niskiego kontrastu (detelekcijska podać fantom i warunki akwizycji)	<p>2 mm @ 0.3% kontrast --- 40 mGy (120 kVp, 350 mA, 1.0 mm grubość warstwy)</p> <p>4 mm @ 0.3% kontrast --- 27 mGy (120 kVp, 250 mA, 1.0 mm grubość warstwy)</p> <p>5mm @ 0.3% kontrast --- 19 mGy (120 kVp, 200 mA, 1.0 mm grubość warstwy)</p>	<p>Wielkość obiektu (A) 2 mm dla 0.3% CTDIvol 14.4 mGy Wielkość obiektu (B) 3 mm dla 0.3% CTDIvol 7.2 mGy Parametry skanowania 0.0 mm(z AIDR 3D) fantom Catphan 412 (moduł CTP263)</p> <p>Akwizycja spirala fantom CATPHAN (20 cm) Wielkość obiektu 5 mm Różnica kontrastu 3 HU CTDIvol (Ø 32 cm) 13.1 mGy dla 180 eff. mAs Technika 10 mm, 120 kV</p>
16	Widoczność wysokiego kontrastu (podać fantom i warunki akwizycji)	Mierzony dla 20cm Catphan – 4 mm @27 mGy. (120 kVp, 250 mA, grubość warstwy tomograficznej 1.0 mm)	<p>Płaszczyzna X-Y 0.31 mm Parametry skanowania kVp: 120 kV mA: 250 mA Czas skanowania 1.5 s Grubość warstwy tomograficznej 0.5 mm Metoda rekonstrukcji MUSCOT Funkcja rekonstrukcji FC90 FOV 5 fantom Catphan 500 (moduł CTP28) Z-kierunek 0.31 mm Parametry skanowania kVp: 120 kV mA: 250 mA Czas skanowania 1.5 s Grubość warstwy tomograficznej 0.5 mm Pitch (skanowanie spiralne) 1.1 Metoda rekonstrukcji TCO1+ z 0.5 mm SR Funkcja rekonstrukcji FC70 FOV 5 fantom Catphan 500 (moduł CTP28)</p>



JAKOŚĆ OBRAZOWANIA				
17	Rozdzielncość kontrastowa: najmniejszy dostrzegalny wymiar pręta [mm] dla podanych parametrów dla 20 cm CTPHAN	<p>Widoczny voxel 0.35 mm +/-0.05 mm</p> <p>Technika skanowania: 120 kV, 260 mA, 1.0 sec, 54-14, 16 x 62.5 mm kolumna, 0.5x2.5:1 pitch, 0.625 mm grubość warstwy tomograficznej, 25 cm SFoV, 10 cm DFOV, 0.060 mm interwał, szczegółowy algorytm.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 7.3 pl/cm @ 50% MTF</li> <li>• 12.2 pl/cm @ 10% MTF</li> <li>• 14.2 pl/cm @ 4% MTF</li> <li>• 18.1 pl/cm @ 0% MTF</li> </ul> <p>MTFs są przedstawione przez skanowanie Gold Foil Phantom (złota folia, średnica 1 mm x grubość 0.025 mm, umieszczone w plastiku ekwivalentnym ikance) z najmniejszym możliwym interwalem rekonstrukcyjnym obrazu podczas prospektywnej rekonstrukcji. MTF jest obliczany, używając transformaty Fouriera a profilu intensywności warstwy tomograficznej dla zrekonstruowanych obrazów.</p>	<p>Płaszczyzna X-Y <math>0.35 \pm 0.05</math> mm</p> <p>FC90: modalność wysokości rozdzielncości <math>\Phi 0.55 \pm 0.05</math> mm</p> <p>FC30: standard mode</p> <p>Parametry skanowania kVp 120 kV mA 300 mA</p> <p>Czas skanowania 0.5 s</p> <p>Grubość warstwy tomograficznej 2 mm</p> <p>FOV 5130 mm: użyte powiększenie Standardowy fantom Toshiba Z-kierunek <math>0.55 \pm 0.05</math> mm</p> <p>FC10: modalność standarowa Parametry skanowania kVp 120 kV mA 50 mA</p> <p>Czas skanowania 0.5 s</p> <p>Grubość warstwy tomograficznej 0.5 mm x 16 Pitch 11</p>	fantom drabinkowy Toshiba
18	Kolimacja „post-patient” dla warstw tomograficznych	<p>TAK</p> <p>Kolimacja „post-patient” jest uruchamiana automatycznie w „Ultra-High Resolution mode”.</p>	Z-UHR (opcja dodatkowo płatna) dostarcza 0.4 mm i 0.5 mm warstwy tomograficzne i kolimację „post-patient”	NIE
19	Modulacja AEC/mA (software do kontroli mA)	<p>DoseRight ACS (Automatic Current Selection) – system ocena gestosu ikanei pacjenta, kształtu i rozmiaru i porównuje obrazy SurView do wartości przypisanych obrazom fantomu referencyjnego (zależy od budowy ciała i wieku pacjenta). System ustawia właściwą średnią wartość mAs dla badania. Następnie modulator dawki dopasowuje mAs dla każdej warstwy tomograficznej, bazując na morfologii pacjenta.</p>	<p>TAK</p> <p>Modulacja dawki 3D</p>	<p>TAK</p> <p>Care Dose 4D jest dostarczany jako standard i umożliwia automatyczny dopasowanie mA w czasie rzeczywistym wzduż osi Z i aktynowa modulację podczas obrótów lampy rig</p>
20	Dopasowanie mA do wielkości pacjenta	<p>TAK</p> <p>Dwa systemy modulacji mA: <b>DDOM i ZDOM</b>.</p>	<p>TAK</p>	<p>TAK</p>
21	Dopasowanie mA wzduż osi Z	<p>ZDOM – wzduży modulator, który determinuje – pre-sean – dawkę wymaganą dla każdej warstwy tomograficznej, aby zapewnić stały poziom szumu w obrazie dla każdej warstwy tomograficznej w płaszczyźnie Z.</p>	<p>TAK</p>	<p>TAK</p>
22	Modulacja mA podczas obrótów lampy rig (zależna od wymiarów pacjenta dla każdej projekcji)	<p>DDOM – kątowy modulator, który zmienia_mA wraz z obrótami wizjera rig wokół obrotu zainteresowania obrazowanego. Poziom stopień modulacji zależy od różnicy w grubości pacjenta między kierunkami AP/PA i lateralthym.</p>	<p>TAK</p>	<p>TAK</p>
23	Liczba obrotów spiralnych na każdy z końców obrazowanej całkowitej objętości	<p>Nie jest wymagany dodatkowy obrót na każdym koncu. Nieznaczne rozszerzenie wizjera (overbeaming) jest kontrolowane podczas śledzenia osi Z.</p>	<p>0.5 obrotu</p>	<p>Jest wymagane 180 stopni dodatkowych danych obrazowych warstwy tomograficznej, zależnej od kolumnacji wizjera rig i ustawienia pitch prędkości obrotu.</p>



JAKOŚĆ OBRAZOWANIA							
24	Adaptacyjna filtracja w celu redukcji szumu w obrazie	Adaptacyjna filtracja jest w standardzie wyposażona Brilliance Big Bore CT systemem. Adaptacyjne filtry redukują szum w niejednorodnych obszarach ciała.	Brak filtracji. Redukcja szumu jest osiągana przez Adaptacyjną Iteracyjną Statystyczną Rekonstrukcję (ASIR), usuwającą szum używającą danych surowych.	System TK umożliwia użytkownikowi selekcję poziomów ASIR ustawianych w skokach co 10%. Te „poziomy” lub „połączonych poziomów” pozwalają na ustawienie różnego stopnia redukcji usuwania szumu z obrazów. W stosunku do możliwości prawidłowej selekcji poziomu ASIR przez użytkownika dostarczane jest narzędzie rewidujące ASIR, które pozwala użytkownikowi na zmianę ustawień, przegląd obrazów dla każdego protokołu.	TAK	TAK	TAK
25	Przesunięcie detektora o czwartkę wielkości elementu detekcyjnego	Przesunięcie detektora o czwartkę wielkości elementu detektoryjnego nie jest właściwością techniczną systemu Philips Brilliance Big Bore.	Dynamiczne ogniskowe lampy rtg (DFS) sterowane elektronicznie, zmieniają kierunek wiązki rtg do dwóch oddzielnych targetów anodowych, wynikowo powodując powstanie dwóch wiązek rtg. To pozwala na podwojenie próbkiowania dla skanowania wysokiej rozdzielczości.	NE	TAK	TAK	TAK
26	Dynamiczne ognisko lampy rtg w płaszczyźnie XY	Do 4640 prezentacji/obrot/element	System Brilliance Big Bore używa algorytmu COBRA (cone-beam reconstruction algorithm), aby zapewnić jakość obrazowania i zapewnić, że artefakty od wiązki stożkowej nie będą obecne w obrazach wynikowych. Dodatkowo system ma filtr SP. Celtem tego algorytmu jest kompensowanie zaburzeń w geometrii rekonstrukcji, związanych z zastosowaniem wiązki stożkowej w wielowarstwowej akwizycji. Uzyskane obrazy mają bardziej jednorodną grubość warstw w całym ich obszarze. Również niektóre artefakty, pojawiające się w standardowej rekonstrukcji, mogą być znacząco zmniejszone lub zupełnie skorygowane.	NE	TAK	TAK	NIE
27	Częstotliwość próbkowania [Hz]	1968 Hz maks moc próbkiowania	Do 4640 prezentacji/obrot/element	1968 Hz maks moc próbkiowania	4640	1800 prezentacji/s	
28	Korekcja stożka wiązki rtg	Dokładność liczb tomograficznych dla pełnego zakresu charakterystyki urządzenia (głębokość elektronowa vs liczby tomograficzne)	System Brilliance Big Bore używa algorytmu COBRA (cone-beam reconstruction algorithm), aby zapewnić jakość obrazowania i zapewnić, że artefakty od wiązki stożkowej nie będą obecne w obrazach wynikowych. Dodatkowo system ma filtr SP. Celtem tego algorytmu jest kompensowanie zaburzeń w geometrii rekonstrukcji, związanych z zastosowaniem wiązki stożkowej w wielowarstwowej akwizycji. Uzyskane obrazy mają bardziej jednorodną grubość warstw w całym ich obszarze. Również niektóre artefakty, pojawiające się w standardowej rekonstrukcji, mogą być znacząco zmniejszone lub zupełnie skorygowane.	Nominalny zakres liczb tomograficznych: od -1024 do +3071; rozszerzony zakres liczb tomograficznych: od -31743 do +31743.			
29		Woda = ±4 HU Powietrze = -991+/-17 (ACR Spec) Kość = 906 +/-60 (ACR Spec)	Referencje dla tego systemu TK: Liczba zero dla wody Liczba tomograficzna -1000 dla powietrza Pluca i iluszcza mają negatywne wartości pikseli i zwykle ukazują się jako czarne (nominalny zakres liczb tomograficznych). Liczba tomograficzna powyżej 200 reprezentuje materiał taki, jak kontrast wapno, który zwykle jest prezentowany jako biaty (nominalny zakres liczb tomograficznych).	Powietrze: +/- 10 HU +/ -3 HU/tydzień			



JAKOŚĆ OBRAZOWANIA					
30	Jednorodność liczb tomograficznych	±4 HU	Noise Head, QA phantom Slice, 20 cm wodny phantom	Mean CT number (HU) / SNR 1.08 / 4.1 / 54dB 10.0 / 4.1 / 54dB	Uniformity 0.4/-3HU 0.4/-3HU
31	Dokładność geometryczna dla wszystkich płaszczyzn	0.5 mm	Isotropowe	2 (20 cm fantom wodny) Wydajność geometryczna > 70%	0.05 mm dla X/Y
32	Algorytm rekonstrukcyjny dla akwizycji niskodawcowej (poziom redukcji szumu)	<p><b>iDose</b> – <b>iDose</b> dostarcza innowacyjne rozwiązania, w którym proces iteracyjny jest realizowany w obszarze projekcji obrazu. Algorytm rekonstrukcyjny rozpoczyna proces w darych projektowych, gdzie identyfikuje i koryguje najbardziej zasumionie akwizycje/pomiary (K – te z bardzo złym SNR (signal to noise ratio) lub z bardzo niskim „zliczeniem”. Każda projekcja jest sprawdzana/weryfikowana dla punktów, które prawdopodobnie wynikły z bardzo zasumionych pomiarów, używając modelu, który zawiera prawdziwą statystykę fotoniów. Poprzez iteracyjny proces dyfuzji, zasumione dane są dyskryminowane, a krawędzie są zachowywane. Proces ten zapewnia zachowanie gradientów podstawowych struktur, zachowując rozdzielcość przestrzenną. Jeden z efektów umożliwiających znaczną redukcję szumu. W ten sposób proces ten zapobiega pośredniewej przyczynie powstawania smug dla słabych sygnałów.</p> <p>Ponadto, ponieważ korekty są wykonywane na danych akwizycyjnych iniezagłówanej projekcją, metoda ta skutecznie zapobiega błędowi systematycznemu. Szum, który pozostaje po tym etapie algorytmu, jest proporcjonalny do przestrzeni obrazu; jednak propagowany szum jest teraz scisłe związanym z poziomem redukcji szumu. Wsparcie pożądanego poziomu zmniejszenia dawki.</p> <p>Kolejny główny składnik algorytmu <b>iDose</b> zajmuje się odmianowaniem szumu obrazu przy zachowaniu krawędzi związanych z prawdziwą anatomią lub patologią. Odejmowanie to rozpoczyna się od oszacowania rozkładu szumu w objętości obrazu. Służy to zmniejszeniu szumu przy zachowaniu prawdziwej struktury. Oszacowanie to pozwala również zidentyfikować charakterystyczne mocy szumu w obrazie dla większej dawki i rekonstrukcji FBP. Następnie selektor wybiera spośród bezszumnych modeli strukturalnych model, który najlepiej pasuje do lokalnej topologii obrazowanej objekci. Po wybraniu najlepszego modelu stosuje się go w celu zmniejszenia szumów w objętości obrazu. Aby zapewnić równomiernie usuwanie szumów dla wszystkich częstotliwości, wykonywane jest wielozakrotnie usuwanie szumu.</p> <p>Procesor rekonstrukcji <b>R RapidView</b> umożliwia 20 IPS rekonstrukcję. Średni skan jany brzuszeń/miedniczy może zostać w pełni zrekonstruowany w ok. 40–50 sekund.</p>			



JAKOŚĆ OBRAZOWANIA	
	<p><b>CARE</b> (połączona aplikacja w celu ograniczenia narażenia).</p> <p><b>CARE Dose 4D:</b> automatyczna regułacja prądu lampy rtg w czasie rzeczywistym wzduż osi Z i aktywna modulacja podczas obrotu.</p> <p><b>CARE Kv:</b> ustalenie czułości narządowej w celu zoptymalizowania kontrastu współczynników szumów / zmniejszenia dawki nawet o 60%.</p> <p><b>CARE Child:</b> Dedykowane obrazowanie TK w kwestii, tym trybu skanowania 70 kV i określonej krzywe CARE Dose4D i prototypy. Specjalne prototoki kliniczne z selekcją 70 lub 80 kV i szeroki zakres ustawień mAs.</p> <p><b>AIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D)</b></p> <p><b>Profil CARE:</b> Wizualizacja rozkładu dawki wzduż topogramu przed skanowaniem</p> <p><b>CARE Dashboard:</b> Wizualizacja aktywowanej redukcji dawki, funkcje i technologie dla każdego zakresu skanowania i rodzaju badania</p> <p><b>X-CARE (opcja):</b> Częstotworne skanowanie w celu zredukowania bezpośredniego prześwietlenia ekspozycja dla nabardznej i wrażliwych na dawkę regionów ciała, np. piersi, tarczycy lub sierwki oku</p> <p><b>Singram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE)</b></p> <p>nowa iteracyjna rekonstrukcja następnej generacji Siemensa z poprawą jakości obrazu na podstawie danych nieprzewodzących lub znaczną redukcją dawki.</p>
33	<p><b>DoseRight ACS (Automatic Current Selection)</b> ocenia gęstość, kształt i wymiary pacjenta i porównuje obraz <b>Sur View</b> z pewną liczbą referencyjnych wartości fantomowych (w zależności od rozdziału ciała i wieku pacjenta). Następnie system ustawa odpowiednią wartość mA's dla badania.</p> <p><b>ACS</b> działa w połączeniu z 2 systemami modulatorów:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li><b>DDOM</b> – modulator katowy, który zmienia mA, gdy wiązka promieniowania obraca się wokół obszaru zajmującego reszwanie. Stopień modulacji zależy od różnic w grubościach pacjenta między AP/PA a bocznymi kierunkami.</li> <li><b>ZDOM</b> – modulator wzduż osi głównej, który określa wstępne skanowanie – wymagaana dawka na warstwę tomograficzną, aby utrzymać stały poziom szumu w każdej warstwie tomograficznej w płaszczyźnie Z pacjenta.</li> </ul> <p>Modalności redukcji dawki podczas akwizycji obrazów</p>

Część 3 w kolejnym numerze.