

TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA – DWA W JEDNYM: APARAT DIAGNOSTYCZNY, SYMULATOR



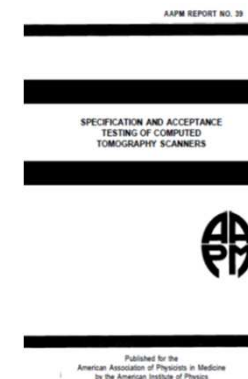
J.Kidoń

*S.P.S.K.nr 7 ŚUM GCM im.prof.L.Gieca Katowice – Ochojec,
Kierownik Działu Fizyki Medycznej*

MCO Affidea, Koszalin, fizyk medyczny

TESTY TOMOGRAFU – METODYKA POMIARU

1. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19
2. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners, AAMP Report No.39
3. Quality assurance for computed-tomography simulators and computed-tomography-simulation proces: Report of the AAPM Raditation Therapy Committee Task Group No.66
4. PN-EN61223, Ocena i badania rutynowe w zakładach diagnostyki obrazowej – Część 3-5: Badania odbiorcze -- Efektywność obrazowania zestawów rentgenowskich do tomografii komputerowej
5. Testy kontrolne aparatów rentgenowskiej tomografii komputerowej, Witold Skrzyński
6. TRS no.457, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, IAEA

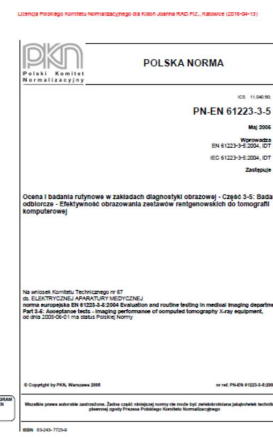
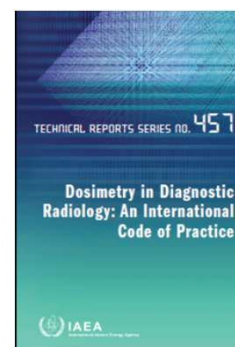


Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66

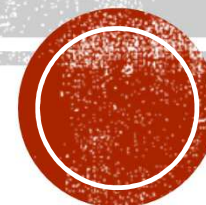
DAVID MURPHY¹
 Department of Radiation Oncology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri 63110
 JENNIFER M. PETER
 Department of Radiation Oncology, University of Florida, Gainesville, Florida 32610
 ELIZABETH R. SLOPER
 Department of Radiation Oncology, Emory University School of Medicine, Atlanta, Georgia
 JUDITH J. CHEN
 Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania 19104
 M. SARFUS HUG
 Department of Radiation Oncology, Thomas Jefferson University Hospital, Philadelphia, Pennsylvania 19107
 LATHAN CICK LEO
 Department of Medical Physics, Kaiser Permanente, Los Angeles, California 90019
 BEN J. TAYLOR
 Department of Radiation Oncology, University of Texas Health Science Center San Antonio, Texas 78229
 CYNTHIA H. MCCOMBAGE²
 Department of Radiology, Mount Sinai, Rochester, Minnesota 55905
 JACOB VAN DYKE³
 Department of Clinical Physics, London Regional Cancer Center, London, Ontario N6A 4G4, Canada
 (Received 22 April 2003; revised 1 July 2003; accepted for publication 25 July 2003; published 24 September 2003)
 This document presents recommendations of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) for quality assurance of computed-tomography (CT) simulators and CT-simulation process. This report was prepared by Task Group No. 66 of the AAPM Radiation Therapy Committee. It was approved by the Radiation Therapy Committee and by the AAPM Science Council. © 2003 American Association of Physicists in Medicine. [DOI: 10.1118/1.1070771]

PREFACE
 The purpose of this document is to provide the medical physicist with a framework and guidance for establishment of a comprehensive quality assurance (QA) program for computed-tomography (CT) simulators used for CT-simulation, CT-simulation software, and the CT-simulation process. The CT-simulator is a CT scanner equipped with a flat slab and, preferably, nearest patient positioning features. The scanner is accompanied with specialized software which allows treatment planning on volumetric patient CT scans in a manner consistent with conventional radiation therapy simulators.^{1,2} The CT scanner used in the CT-simulation process can be located in the radiation oncology department or in the diagnostic radiology department. Depending on the CT-scanner location and primary use, acceptance testing, commissioning, and QA can be the responsibility of a therapy medical physicist, diagnostic physicist, or a joint responsibility of diagnostic and therapy physicists. The commissioning and periodic QA of the commissioning software and the QA of the CT-simulation process is always the responsibility of the therapy physicist. This report does not address each of the two scenarios individually (scanners located in diagnostic radiology or radiation oncology), but rather establishes a set of QA procedures that are applicable to scanners used for CT-simulation regardless of their location and primary purpose. It is the responsibility of the respective diagnostic and therapy physicists to determine how the QA program is implemented and how the responsibilities are assigned. The primary responsibility for implementation of recommendations for QA of scanners used for CT-simulation in this document rests with the radiation oncology Quality Assurance Committee (QAC) as specified by the AAPM Task Group 40.^{3,4} Further discussion of QA program responsibilities is provided in Appendix A. If the scanner is used in the radiation oncology department, a therapy medical physicist can perform QA of the CT-scanner and off the simulation process independently. It is recommended that the therapy physicist office help from a diagnostic physicist for the establishment of a QA program and scanner commissioning if he or she has limited CT experience. Likewise, if the CT-scanner is located in the diagnostic radiology department, the primary responsibility for the scanner QA rests with the diagnostic physicist. It is then the responsibility of the radiation oncology physicist to ensure that the recommendations of this task group are implemented by either diagnostic radiology or radiation oncology physicist or a di-

2762 Med. Phys. 30 (10), October 2003 0090-0009/2003/30(10)2762-09\$20.00 © 2003 Am. Assoc. Phys. Med. 2762



TESTY PODSTAWOWE, SPECJALISTYCZNE — APARAT DIAGNOSTYCZNY



TESTY PODSTAWOWE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Wartość odniesienia	Wartość odniesienia
„wartość odniesienia” oznacza średni wynik z kilkakrotnie przeprowadzanego testu dla całkowicie sprawnego tomografu (bezpośrednio po instalacji i odbiorze). Wartości odniesienia należy powtórnie wyznaczyć po wprowadzeniu jakichkolwiek poważnych zmian w aparacie (wymiana lampy, instalacja nowej wersji oprogramowania).	wartość odniesienia – wartość średnia parametru wyznaczona przez użytkownika z pomiarów przeprowadzanych przez pięć kolejnych dni pracy całkowicie sprawnego aparatu rentgenowskiego, wywoływarki lub drukarki albo monitora (jeżeli są stosowane), bezpośrednio po wykonaniu testów odbiorczych oraz każdorazowo po każdej istotnej naprawie. Dla testów takich jak rozdzielczość wysokokontrastowa obrazu, progowy kontrast obrazu oraz powtarzalność zaczernienia obrazu, wartości odniesienia mogą być określone na podstawie pojedynczego pomiaru. Testy, w których do określenia wyniku stosuje się wartość odniesienia, należy wykonywać w tej samej geometrii i dla tych samych warunków ekspozycji co pomiar wartości odniesienia. Dla oceny procesu wywoływania wartości odniesienia wyznaczane są po przeprowadzeniu optymalizacji obróbki fotochemicznej



TESTY PODSTAWOWE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Artefakty	Wzrokowa ocena obrazu jednorodnego fantomu wodnego lub ekwiwalentnego tkance miękkiej: nie powinno być znaczących artefaktów.	Raz w miesiącu	Artefakty	Na obrazie jednorodnego fantomu zobrazowanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, ocenianym przy wszystkich oknach stosowanych klinicznie, nie są widoczne żadne artefakty.	Raz w miesiącu
Wartość HU	Odchylenie w wartościach HU dla fantomu wodnego lub wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej oraz materiałów o różnej gęstości, od wartości odniesienia, dla poszczególnych materiałów, powinno być mniejsze niż: <u>4HU</u>		Wartość HU	Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze o średnicy około 10 % średnicy <u>fantomu wodnego</u> , uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a wartością 0 HU wynosi maksymalnie <u>± 5HU</u> Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze <u>materiałów o różnej gęstości</u> , uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a wartością odniesienia wynosi maksymalnie <u>± 20HU</u>	

*Quality Assurance Programme for Computed Tomography:
Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No. 19*



TESTY PODSTAWOWE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Jednorodność	Ocenę jednorodności przeprowadza się na podstawie obrazu fantomu wodnego lub wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej. Miara jednorodności jest różnica między średnimi wartościami HU zmierzonymi w dwóch obszarach zainteresowania wielkości około 500 mm ² : w środku oraz w pobliżu brzegu obrazu fantomu. Różnica ta powinna pozostawać stała w czasie, to znaczy nie odbiegać bardziej od wartości odniesienia niż o: $\pm 4\text{HU}$	Raz w miesiącu	Jednorodność obrazu	Różnica średnich wartości HU zmierzonych w obszarze centralnym i brzegowym o średnicy około 10 % średnicy fantomu obrazu jednorodnego fantomu uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi maksymalnie $\pm 10\text{ HU}$ dla fantomu o średnicy $\leq 20\text{ cm}$, $\pm 20\text{ HU}$ dla fantomu o średnicy $> 20\text{ cm}$	Raz w miesiącu
Poziom szumu	Odchylenie standardowe wartości HU w obszarze zainteresowania wielkości około 500 mm ² w środkowej części obrazu fantomu wodnego lub fantomu wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej nie powinno różnić się względem <u>wartości odniesienia</u> bardziej niż: $\pm 20\%$		Poziom szumu	Różnica między odchyleniem standardowym wartości HU zmierzonym w centralnym obszarze obrazu jednorodnego fantomu dla ROI o średnicy około 40 % średnicy fantomu, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a wartością odniesienia wynosi maksymalnie $\pm 15\%$ <u>wartości odniesienia</u>	

*Quality Assurance Programme for Computed Tomography:
Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No. 19*

PN-EN 61223: Ocena i badania rutynowe w zakładach diagnostyki obrazowej – Część 3-5: Badania odbiorcze -- Efektywność obrazowania zestawów rentgenowskich do tomografii komputerowej



POZIOM SZUMU, JEDNORODNOŚĆ, WARTOŚĆ HU

*Quality Assurance Programme for Computed Tomography:
Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19*

Test quantity	Acceptable	Achievable
CT number	± 5 from baseline value	± 4
Image noise	$\pm 25\%$ of the baseline value	$\pm 10\%$ of the baseline
Uniformity	± 10	± 4
Artefacts	No artefacts that have the potential to compromise diagnostic confidence	No visible artefacts

The selection of the REGION OF INTEREST should be according to the following criteria:

- for the measurements of CT NUMBERS, the diameter for the REGION OF INTEREST shall be approximately 10 % of the diameter of the image of the TEST DEVICE;
- for the measurements of NOISE, the diameter for the REGION OF INTEREST shall be approximately 40 % of the diameter of the image of the TEST DEVICE;
- the REGION OF INTEREST in the centre shall not overlap a REGION OF INTEREST near the edge of the TEST DEVICE.

PN-EN 61223: Ocena i badania rutynowe w zakładach diagnostyki obrazowej – Część 3-5: Badania odbiorcze -- Efektywność obrazowania zestawów rentgenowskich do tomografii komputerowej

The MEASURED VALUE of the NOISE must not deviate from the SPECIFIED value in the ACCOMPANYING DOCUMENTS by more than $\pm 15\%$.

The MEAN CT NUMBER of the central REGION OF INTEREST must not deviate by more than ± 4 Hounsfield units from the nominal value SPECIFIED by the MANUFACTURER of the CT SCANNER for the SPECIFIC material of the TEST DEVICE.

NOTE For a water-filled PHANTOM, the specification value will be zero by definition.

The UNIFORMITY must not be greater than 4 Hounsfield units.

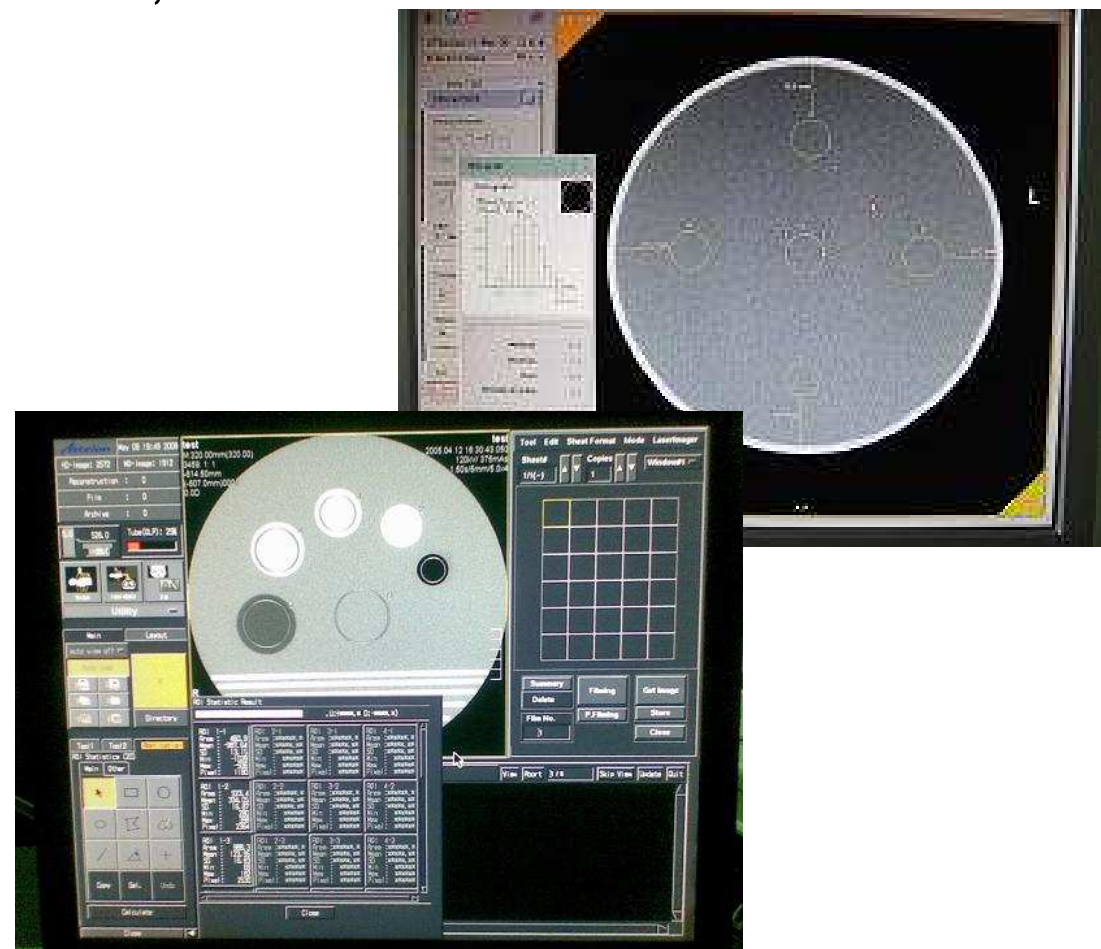


ARTEFAKTY, POZIOM SZUMU, JEDNORODNOŚĆ, WARTOŚĆ HU

GŁOWA (pole S)		pole RIO 22 x 22 [mmxmm]				
		SZUM				
wartości	środek	0	90	180	270	
współrzędne	286,238	286,27	76,238	285,438	1cm od strony R	
pole [mm]	488,6	488,6	488,6	488,6	488,6	
średnia HU	-2,07	-2,70	-2,50	-2,80	-2,43	min.
SD	5,42	4,71	4,55	4,73	4,60	4,06
Min	-20	-19	-18	-19	-17	max
Max	17	12	17	12	13	6,10
Pixel	2231	2231	2231	2231	2231	
różnica śr-		0,63	0,43	0,73	0,36	moduł

TUŁUW (pole M)		pole RIO 22 x 22 [mmxmm]				
		SZUM				
wartości	środek	0	90	180	270	
współrzędne	280,240	280,20	251,240	280,457	1cm od strony R	
pole [mm]	520,3	520,3	520,3	520,3	520,3	
średnia HU	-1,25	-1,35	-0,77	0,00	-0,30	min.
SD	10,75	10,01	10,89	10,35	10,56	8,90
Min	-37	-31	-37	-31	-37	max
Max	37	30	34	37	35	13,36
Pixel	1332	1332	1332	1332	1332	
różnica śr-		0,10	0,48	1,25	0,95	moduł

HU dla różnych materiałów		region z - okrag r=2,5 cm					
wartości	powietrze	delrin	żywica akrylowa	nylon	polipropyl en	woda	
rozmiar pola	2,5	3,4	4,0	4,4	5,0	5,0	
pole [mm]	510,9	923,4	1288,3	1541,4	2004,7	2004,7	
średnia HU	-989,13	335,32	128,97	99,30	-107,09	-0,94	
SD	10,33	11,47	10,41	11,08	9,78	10,65	
Min	-1022	294	95	62	-141	-34	
Max	-932	369	165	139	-66	34	
Pixel	1308	2364	3298	3946	5132	5132	
min.	-992,96	330,64	123,58	93,85	-112,42	-5,41	
max	-984,96	338,64	131,58	101,85	-104,42	2,59	



TESTY PODSTAWOWE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Line Pair/cm	Gap Size
1	0.500 cm
2	0.250 cm
3	0.167 cm
4	0.125 cm
5	0.100 cm
6	0.083 cm
7	0.071 cm
8	0.063 cm
9	0.056 cm
10	0.050 cm

Line Pair/cm	Gap Size
11	0.045 cm
12	0.042 cm
13	0.038 cm
14	0.036 cm
15	0.033 cm
16	0.031 cm
17	0.029 cm
18	0.028 cm
19	0.026 cm
20	0.025 cm
21	0.024 cm



Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Rozdzielczość przestrzenna	Rozdzielczość przestrzenna <u>nie powinna być niższa niż wartość odniesienia.</u>	Raz w miesiącu	Rozdzielczość wysokokontrastowa	Różnica między rozdzielczością ocenioną wizualnie lub wyrażoną poprzez pomiar MTF50 wyznaczona przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji a wartością odniesienia wynosi maksymalnie <u>$\pm 0,5$ pl/cm lub ± 10 % wartości odniesienia</u>	Co 6 miesięcy
Progowy kontrast obrazu	Liczba widocznych obiektów o niskim kontraście nie powinna być niższa niż wartość odniesienia.		Progowy kontrast obrazu	BRAK TESTU!	---
Geometria obrazu	Odległości zmierzone w obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach (pomiar na ekranie monitora z użyciem oprogramowania tomografu) nie powinny różnić się od wartości rzeczywistych o więcej niż: ± 1 mm		Geometryczna poprawność obrazu	Różnica między zmierzoną odległością a wartością nominalną na obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, uzyskanym przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, wynosi maksymalnie ± 1 mm	Co 6 miesięcy 



ROZDZIELCZOŚĆ WYSOKOKONTRASTOWA

*Quality Assurance Programme for Computed Tomography:
Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19*

9.11.6. Analysis

- (1) For resolution patterns (bars, rods, etc.), visual analysis is appropriate.
- (2) For MTF evaluation, the image data need to be transferred to the same computer platform as the analysis software.

9.11.7. Interpretation of results

Within manufacturers' specifications.

PN-EN 61223: Ocena i badania rutynowe w zakładach diagnostyki obrazowej – Część 3-5: Badania odbiorcze -- Efektywność obrazowania zestawów rentgenowskich do tomografii komputerowej

The measurement of the 50 % point and the 10 % point of the MTF curve must be within 0,5 lp (*line pair*)/cm or ± 10 % of the SPECIFIED nominal value, whichever is greater.



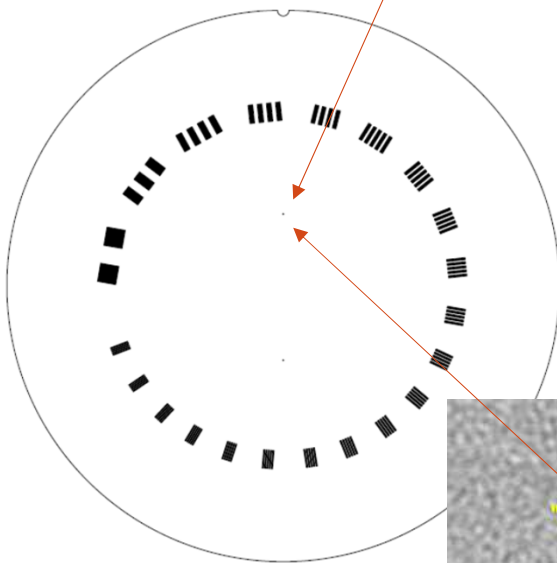
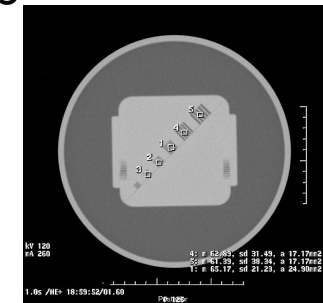
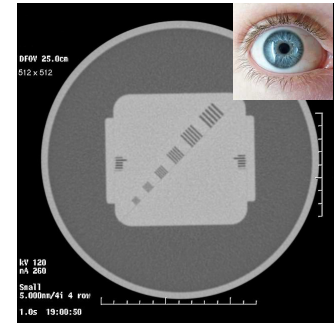
ROZDZIELCZOŚĆ WYSOKOKONTRASTOWA

- ocena wzrokowa (subiektywna)

Pomiar funkcji:

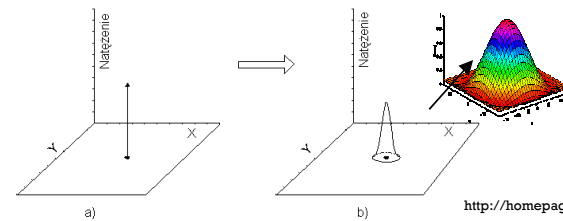
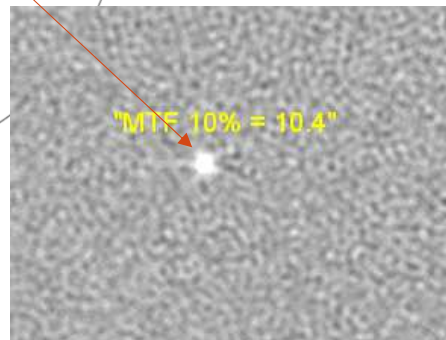
Fantom zawierający cienki drut ($d \sim 0,2 \text{ mm}$), umieszczony równoległe do osi z (duża wrażliwość na błędy w ustawieniu fantomu)

- pomiar odchylenia standardowego

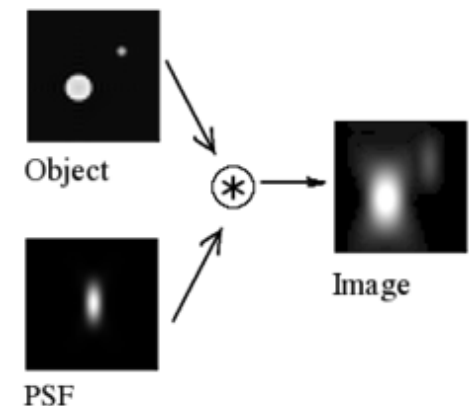
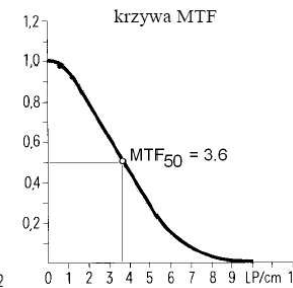
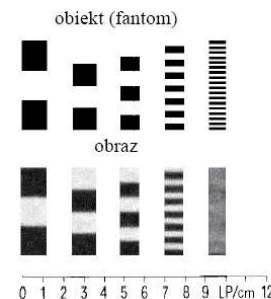


Wyznaczanie wartości MTF:

MTF = Transformata Fouriera z PSF (funkcja rozmycia punktu)



http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/VELDHUIZEN/node10.html



http://en.wikipedia.org/wiki/Point_spread_function



PROGOWY KONTRAST OBRAZU

61223-3-5 © IEC:2004

– 49 –

Annex C (informative)

Visual method for LOW CONTRAST RESOLUTION

The variability of the PHANTOM and observer's thresholds, and the difficulty of obtaining statistically objective data with some level of confidence, make it very difficult to objectively measure low contrast detectability using a visual method. Hence, this method is not recommended for an ACCEPTANCE TEST. For an objective test of low contrast performance, a statistical method has been proposed [4], [5].

AAPM–TG66 Report

TABLE III. Test specifications for image performance evaluation.^a

Performance parameter	Frequency	Tolerance limits
Contrast resolution	Annually	Manufacturer specifications

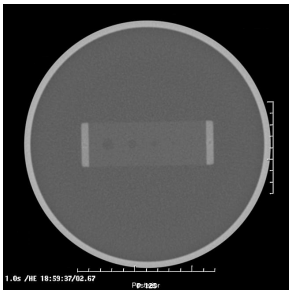
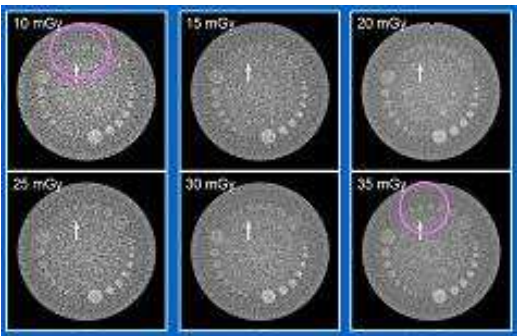
6. Contrast resolution

Contrast resolution can be defined as the CT-scanner's ability to distinguish relatively large objects which differ only slightly in density from background.²⁰ Contrast resolution is often referred to as *low contrast resolution*. Low contrast resolution is typically evaluated with a phantom that contains low contrast objects of varying sizes.^{14,20,31,33–36} Also multiple sets of objects of different contrasts can be contained in the phantom. The phantom imaged in Fig. 5(c) contains three sets of cylindrical rods of various diameters and contrast levels to measure low contrast performance. The rod diameters at each contrast level are 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, and 15 with nominal contrast levels of 0.3%, 0.5%, and 1%.

QA goals: Quality assurance should demonstrate that the CT-scanner meets or exceeds manufacturer specifications for low contrast resolution. This can be evaluated using a commercially available, low contrast phantom. The manufacturer's performance phantom and software may also be used for this task, providing that its measurements are independently verified.

Tools: Commercial low contrast phantom or manufacturer performance phantom.

Test method: As outlined in the AAPM Report No. 39 [III B 3(b)].



TESTY PODSTAWOWE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Światła lokalizacyjne	Dokładność wskazań świetlnych wskaźników położenia obrazowanej warstwy powinna wynosić: $\pm 2\text{mm}$	Raz w miesiącu	Światła lokalizacyjne	Różnica między płaszczyzną wskazywaną przez świetlne wskaźniki położenia obrazowanej warstwy a rzeczywistą płaszczyzną obrazowanej warstwy wynosi maksymalnie $\pm 5\text{mm}$	Co miesiąc
Ruch stołu	Dla stołu obciążonego masą ok. 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość różnica między położeniem wyświetlanym a zmierzonym nie powinna być większa niż: 2mm Po przesunięciu o taką samą zadaną odległość w przeciwnym kierunku – różnica między położeniem początkowym a końcowym nie powinna być większa niż: 1mm		Ruch stołu	8.1 Dla stołu obciążonego masą co najmniej 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość 30 cm, różnica między odległością zadaną a rzeczywistą wynosi maksymalnie $\pm 1\text{mm}$ Po wykonaniu testu z pkt 8.1 dla stołu obciążonego masą co najmniej 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość 30 cm, w przeciwną stronę niż w punkcie 8.1. różnica między położeniem początkowym stołu z punktu 8.1., a końcowym wynosi maksymalnie $\pm 1\text{mm}$	Co miesiąc
Grubość w-wy tomograficznej	Grubość obrazowanej warstwy zmierzona zgodnie z instrukcją obsługi tomografu i fantomu nie powinna różnić się od wartości nastawionej więcej niż: $\pm 20\%$		Grubość w-wy tomograficznej	BRAK TESTU!	---



TESTY PODSTAWOWE

moja uwaga: a co z monitorami na stacjach do konturowania w radioterapii???

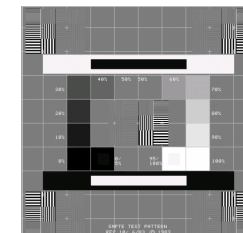
RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia		Częstotliwość
Obraz testowy	Wzrokowa ocena jakości obrazu testowego wyświetlanego na monitorze tomografu, w tym rozróżnialność obszarów o różnym zaczerwienieniu, powinna wykazać, że obraz jest ostry, bez zniekształceń i są rozróżnialne wszystkie poziomy szarości.	Raz w miesiącu	Obraz testowy	Warunki oglądania obrazów	Powierzchnia monitora nie jest zabrudzona ani porysowana. Na ekranie wyłączanego lub uśpionego monitora nie są widoczne żadne odbicia źródeł światła ani odbicia pochodzące od innych obiektów.	w każdym dniu wykorzystywania monitora przed rozpoczęciem pracy
				Jakość obrazu	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym nie są widoczne artefakty, uszkodzone piksele, migotania, drżenia ani przebarwienia. Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym we wszystkich wzorach do oceny rozdzielczości są wyraźnie rozróżnialne linie. Wyświetlony standardowy obraz testowy jest widoczny w całości. Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym linie są proste, równej długości i rozmieszczone w równych odstępach. Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym wszystkie pola skali szarości są rozróżnialne. Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitory przeznaczone do jednoczesnego wyświetlania obrazów: wygląd, wielkość, jasność i zabarwienie standardowego obrazu testowego wyświetlanego na każdym z monitorów są identyczne.	
				Progowy kontrast wyświetlonego obrazu	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym na każdym polu do oceny progowego kontrastu obrazu z napisem widoczna liczba liter jest nie mniejsza niż wartość odniesienia. Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym na każdym polu do oceny progowego kontrastu obrazu, kwadraty są rozróżnialne.	

TESTY PODSTAWOWE

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)



Monitory – przykładowy formularz

Data	Warunki oglądania obrazów			Przed przystąpieniem do poniższych testów monitor włączony na ok.30min. wzór SMPTE							Podpis
				Jakość obrazu						Progowy kontrast	
	Powierzchnia		Ekran uśpiony/wyłączony	Artefakty, uszkodzone piksele, migotania, drżenia, przebarwienia?	Wszystkie linie rozróżnialne?	Obraz widoczny w całości?	Linie proste, równa dł, odstępn y	Skala szarości?	n monitorów*): wygląd, wielkość, jasność, i zabarwienie wzoru identyczne?	Kwadraty rozróżnialne?	
	Porysowana?	Zabrudzona?									



TESTY SPECJALISTYCZNE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

„Dla tomografii komputerowej dodatkowo obowiązują wybrane testy specjalistyczne dla radiografii ogólnej opisane w punktach: wysokie napięcie, całkowita filtracja, warstwa pochłonna, wydajność lampy (z wyłączeniem testu pierwszego), ciemnia, proces wywoływania.

Dla urządzeń stosowanych do tomografii komputerowej dodatkowo obowiązują wybrane testy specjalistyczne dla urządzeń stosowanych do radiografii ogólnej cyfrowej opisane w punktach: wysokie napięcie, wydajność lampy rentgenowskiej (z wyłączeniem testu pierwszego).

Uwaga moja: HVL, TF??????



TESTY SPECJALISTYCZNE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Test	Zalecenia
Poziom szumu	Odchylenie standardowe wartości HU w obszarze zainteresowania wielkości ok. 500 mm ² w środkowej części obrazu fantomu wodnego lub fantomu wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej, względem wartości odniesienia nie powinno różnić się bardziej niż: 20%	Poziom szumu	BRAK TESTU!
Wartość HU	Odchylenie w wartościach HU dla fantomu wodnego lub fantomu wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej oraz materiałów o różnej gęstości od wartości odniesienia dla poszczególnych materiałów powinno być mniejsze niż: <u>4HU</u>	Wartość HU	Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze o średnicy około 10 % średnicy fantomu wodnego, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji a wartością 0 HU wynosi maksymalnie <u>±5 HU</u> Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze materiałów o różnej gęstości, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji a wartością odniesienia wynosi maksymalnie <u>±20 HU</u>



TESTY SPECJALISTYCZNE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Test	Zalecenia
Jednorodność HU	Ocenę jednorodności przeprowadza się na podstawie obrazu fantomu wodnego lub wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej. Miarą jednorodności jest różnica między średnimi wartościami HU zmierzonymi w dwóch obszarach zainteresowania wielkości około 500 mm ² : w środku oraz w pobliżu brzegu obrazu fantomu. Różnica ta powinna pozostawać stała w czasie, to znaczy nie odbiegać od wartości odniesienia bardziej niż o: <u>: 4HU</u>	Jednorodność obrazu	Różnica średnich wartości HU zmierzonych w obszarze centralnym i brzegowym o średnicy około 10 % średnicy fantomu obrazu jednorodnego fantomu uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi maksymalnie <u>+10 HU dla fantomu o średnicy ≤ 20 cm, +20 HU dla fantomu o średnicy > 20 cm</u>
Progowy kontrast obrazu	Liczba widocznych obiektów o niskim kontraście powinna być zgodna z kryteriami producenta.	Progowy kontrast obrazu	BRAK TESTU !!!



TESTY SPECJALISTYCZNE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

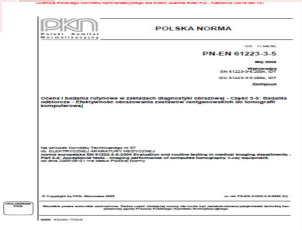
RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Test	Zalecenia
Rozdzielczość wysokokontrastrowa	Różnica między zmierzoną szerokością w połowie wysokości funkcji odpowiedzi na źródło punktowe a wartością odniesienia w stosunku do wartości odniesienia nie powinna być większa niż:20%	Rozdzielczość wysokokontrastrowa	BRAK TESTU !!!
Grubość warstwy	Różnica między szerokością profilu dawki w połowie maksymalnej wysokości a wartością odniesienia w stosunku do wartości odniesienia nie powinna być większa niż: 20% 	Grubość warstwy	Dla grubości obrazowanej warstwy środkowej większej niż 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością wynosi maksymalnie ±1 mm Dla grubości obrazowanej warstwy środkowej mniejszej niż 1 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością wynosi maksymalnie ±0,5 mm Dla grubości obrazowanej warstwy środkowej w przedziale od 1 mm do 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością w odniesieniu do wartości nominalnej wynosi maksymalnie ±50 %

AAPM-TG66 Report

TABLE II. (Continued.)

Performance parameter	Test objective	Frequency	Tolerance limits
Radiation profile width	To verify that the radiation profile width meets manufacturer specification	Annually (This test is optional if the CTDI accuracy has been verified)	Manufacturer specifications
Sensitivity profile width	To verify that the sensitivity profile width meets manufacturer specification	Semiannually	± 1 mm of nominal value



TESTY SPECJALISTYCZNE

*Quality Assurance Programme for Computed Tomography:
Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19*

PN-EN 61223: Ocena i badania rutynowe w zakładach diagnostyki obrazowej – Część 3-5: Badania odbiorcze -- Efektywność obrazowania zestawów rentgenowskich do tomografii komputerowej

Nominal slice width (mm)	Acceptable
≤ 1	$< \text{nominal} + 0.5 \text{ mm}$
$> 1 \text{ and } \leq 2$	$\pm 50\%$
> 2	$\pm 1 \text{ mm}$

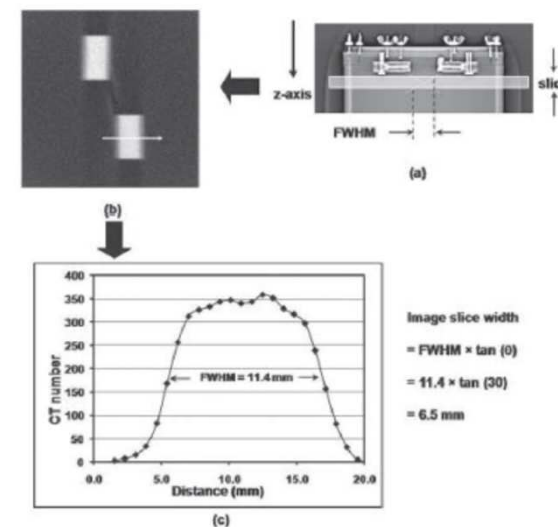


FIG. 25. (a) SPR image of the ramp test object, (b) image through the inclined ramps, (c) profile through image in (b). Nominal slice width is 6 mm.

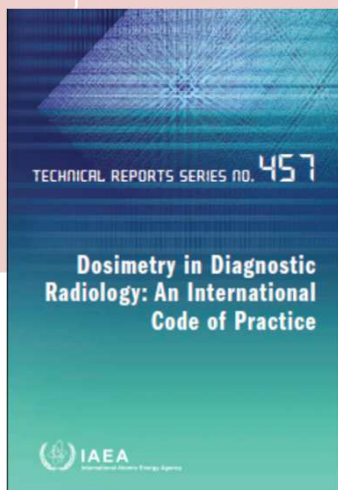


TESTY SPECJALISTYCZNE

RMZ z dnia 18.02.2011r.
(t. jedn. Dz. U. 2013 r., poz. 1015)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia		Test	Zalecenia
Indeks dawki	Odchylenie wartości indeksu dawki wyznaczonego dla pojedynczej warstwy dla każdego dostępnego filtru i dla każdej grubości warstwy od wartości odniesienia nie powinno być większe niż: 20%		Objętościowy tomograficzny indeks dawki (CTDIvol)	<p>Dla klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie objętościowego tomograficznego indeksu dawki od wartości wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego lub podanej przez producenta lub wartości odniesienia* wynosi maksymalnie $\pm 20\%$.</p> <p>* należy wybrać tę wartość, dla której są podane wszystkie nominalne wartości ekspozycji (m.in. wysokie napięcie, obciążenia prądowo-czasowe, FOV, czas ekspozycji, grubość warstwy, filtracja, wielkość ogniska), aby zmierzone CTDIvol było przy takich samych parametrach nominalnych jak wartość od której będziemy liczyć kryterium – tylko wtedy, gdy nie da się zastosować wartości wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego</p>



Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66



TESTY EKSPLOATACYJNE — SYMULATOR CT



TESTY EKSPLOATACYJNE

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Uwaga

W przypadku skanerów CT wykorzystywanych również w celach diagnostycznych, należy wykonywać wszystkie testy podstawowe i specjalistyczne przewidziane dla tomografii komputerowej w tym zakresie.



TESTY EKSPLOATACYJNE

Symulator – protokoły RT

Tomograf Diagnostyczny –protokoły diagnostyczne

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Artefakty	BRAK	---	Artefakty	Na obrazie jednorodnego fantomu zobrazowanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, ocenianym przy wszystkich oknach stosowanych klinicznie, nie są widoczne żadne artefakty.	Raz w miesiącu
Wartość HU	<p>Dla wszystkich stosowanych klinicznie wartości wysokiego napięcia różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze materiału o gęstości elektronowej wody a wartością 0 HU nie jest większa niż $\pm 5HU$</p> <p>Dla klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji różnica między średnimi wartościami HU zmierzonymi w obszarze materiałów o różnej gęstości a <u>wartościami odniesienia dla tych materiałów nie jest większa $\pm 20 HU$</u> (Test należy wykonać dla wszystkich stosowanych klinicznie wartości wysokiego napięcia. Test należy wykonać dla co najmniej trzech materiałów, w tym dla takiego, dla którego wartość odniesienia dla wartości HU jest niższa niż -500, z zakresu od -100 do +100 oraz większa niż +500)</p>	<p>Codziennie</p> <p>Raz na rok</p>	Wartość HU	<p>Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze o średnicy około 10 % średnicy <u>fantomu wodnego</u>, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a wartością 0 HU wynosi maksymalnie $\pm 5HU$</p> <p>Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze <u>materiałów o różnej gęstości</u>, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a <u>wartością odniesienia</u> wynosi maksymalnie $\pm 20HU$</p>	

TESTY EKSPLOATACYJNE

Symulator – protokoły RT

Wartość HU – Sensytometria ????

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Sensitometry (CT number linearity)

The CTP404 module has sensitometry targets made from Teflon®, Delrin®, acrylic, polystyrene and low density polyethylene (LDPE), polymethylpentene (PMP) and air. The Catphan® 600 is also equipped with a small vial which can be filled with water and inserted into the top hole of the CTP404 module. The CTP401 module has Teflon, acrylic and low density polyethylene (LDPE) and air targets. These targets range from approximately +1000 HU to -1000 HU.

The monitoring of sensitometry target values over time can provide valuable information, indicating changes in scanner performance.

Nominal material formulation and specific gravity

Material	Formula	Z _{eff} ¹	Specific Gravity ²	HU range ³
Air	.78N ₂ , .21O ₂ , .01Ar	6.00	0.00	-1046 : -986
PMP	[C ₈ H ₁₂ (CH ₃) ₂]	5.44	0.93	-220 : -172
LDPE	[C ₂ H ₄]	5.44	0.92	-121 : -87
Water	[H ₂ O]	7.42	1.00	-7 : 7
Polystyrene	[C ₈ H ₈]	5.70	1.03	-65 : -29
Acrylic	[C ₅ H ₈ O ₂]	6.47	1.18	92 : 137
Delrin®	Proprietary	6.95	1.42	344 : 387
Teflon®	[CF ₂]	8.43	2.16	941 : 1000

Electron density and relative electron density

Material	Electron Density (10 ²³ e/g)	Electron Density (10 ²³ e/cm ³)	Relative Electron Density ⁴
Air	3.002	0.004	0.001
PMP ⁵	3.435	2.851	0.953
LDPE ⁶	3.435	3.160	0.945
Water	3.343	3.343	1.000
Polystyrene	3.238	3.335	0.998
Acrylic	3.248	3.833	1.147
Delrin®	3.209	4.557	1.363
Teflon®	2.890	6.243	1.868

¹ Z_{eff}, the effective atomic number, is calculated using a power law approximation.



AAPM-TG66 Report
TABLE III. Test specifications for image performance evaluation.^a

Performance parameter	Frequency	Tolerance limits
Electron density to CT number conversion	Annually—or after scanner calibration	Consistent with commissioning results and test phantom manufacturer specifications

Quality Assurance Programme for Computed Tomography:
Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19

The plot of relative electron density against CT number is approximately linear, although in practice it deviates from the linear relationship in the high CT value region due to the greater proportion of photoelectric interactions (Fig. 30).

Frequency: This should be carried out at acceptance and annually, and also at the time of any software or hardware upgrades.

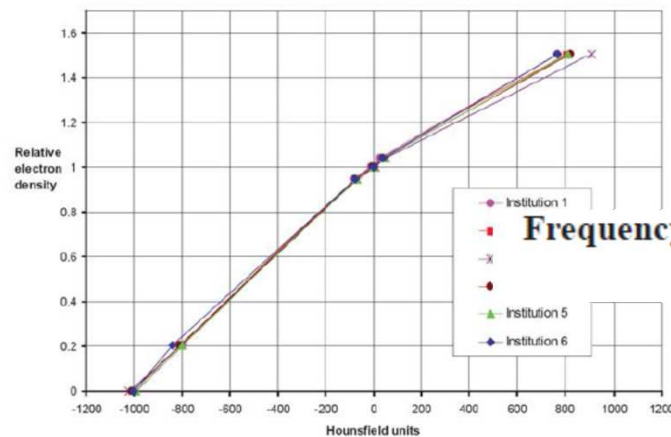


FIG. 30. CT calibration curves measured with the CIRS phantom at different hospitals [67].



TESTY EKSPLOATACYJNE

Również z ustawieniem peryferyjnym fantomu (AAPM TG. NO 66 / IAEA Human Health Series No.19)

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Symulator – protokoły RT

Tomograf Diagnostyczny –protokoły diagnostyczne

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia – testy podstawowe	Częstotliwość
Jednorodność obrazu	Maksymalna różnica średnich wartości HU (ROI o średnicy około 10% średnicy fantomu) zmierzonych w centralnym i brzegowym obszarze obrazu fantomu wodnego lub ekwiwalentnego tkance miękkiej nie jest większa niż <u>± 10 HU</u>	Raz w miesiącu	Jednorodność obrazu	Różnica średnich wartości HU zmierzonych w obszarze centralnym i brzegowym o średnicy około 10 % średnicy fantomu obrazu jednorodnego fantomu uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi maksymalnie <u>± 10 HU dla fantomu o średnicy ≤ 20 cm, ± 20 HU dla fantomu o średnicy > 20 cm</u>	Raz w miesiącu
Poziom szumu	Różnica między odchyleniem standardowym wartości HU zmierzonym dla ROI w obszarze obrazu fantomu wodnego lub ekwiwalentnego tkance miękkiej a wartością odniesienia nie jest większa niż <u>Zgodnie z zaleceniami producenta</u>	Codziennie	Poziom szumu	Różnica między odchyleniem standardowym wartości HU zmierzonym w centralnym obszarze obrazu jednorodnego fantomu dla ROI o średnicy około 40 % średnicy fantomu, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a wartością odniesienia wynosi maksymalnie <u>± 15 % wartości odniesienia</u>	



TESTY EKSPLOATACYJNE

Symulator – protokoły RT

Tomograf Diagnostyczny –protokoły
diagnostyczne

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Rozdzielczość przestrzenna	Wartość rozdzielczości przestrzennej jest zgodna z zaleceniami producenta	Raz na rok	Rozdzielczość wysokokontrastowa	Różnica między rozdzielczością ocenioną wizualnie lub wyrażoną poprzez pomiar MTF50 wyznaczona przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji a wartością odniesienia wynosi maksymalnie <u>$\pm 0,5 \text{ pl/cm}$ lub $\pm 10 \%$ wartości odniesienia</u>	Co 6 miesięcy
Progowy kontrast obrazu	BRAK TESTU!	---	Progowy kontrast obrazu	BRAK TESTU!	---
Geometryczna poprawność obrazu	Różnice między zmierzonymi odległościami a wartościami nominalnymi na obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, uzyskanym przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, nie są większe niż $\pm 1 \text{ mm}$	Raz na miesiąc	Geometryczna poprawność obrazu	Różnica między zmierzoną odległością a wartością nominalną na obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, uzyskanym przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, wynosi maksymalnie $\pm 1 \text{ mm}$	Co 6 miesięcy



RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 240)

Tomograf Diagnostyczny

TESTY EKSPLOATACYJNE

Symulator – protokoły RT

Tomograf Diagnostyczny –protokoły diagnostyczne

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Ruch stołu	<p>Dla obciążenia stołu około 70 kg podczas wsuwania stołu w gantry w całym zakresie jego podłużnego ruchu, wysokość na której znajduje się blat stołu, zmierzona w obszarze płaszczyzny poprzecznej wskazywanej przez pionowe centratory boczne umieszczone w gantry nie powinna zmieniać się bardziej niż o ± 2 mm</p> <p>Dla obciążenia stołu około 70 kg różnica w wysokości prawej i lewej krawędź blatu stołu w obrazie tomograficznym nie powinna być większa niż ± 2 mm</p> <p>Dla pełnego zakresu ruchu podłużnego i pionowego stołu przy obciążeniu około 70 kg różnica między rzeczywistym położeniem stołu a położeniem stołu wskazanym przez skalę elektroniczną nie powinna być większa niż ± 2 mm</p> <p>Dla stołu o obciążeniu około 70 kg przesuniętego o odległość 30 cm, a następnie przesuniętego o taką samą odległość w kierunku przeciwnym, różnica między początkową i końcową pozycją stołu nie jest większa niż ± 1 mm</p>	Raz na miesiąc	Ruch stołu	<p>8.1 Dla stołu obciążonego masą co najmniej 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość 30 cm, różnica między odległością zadaną a rzeczywistą wynosi maksymalnie ± 1mm</p> <p>Po wykonaniu testu z pkt 8.1 dla stołu obciążonego masą co najmniej 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość 30 cm, w przeciwną stronę niż w punkcie 8.1. różnica między położeniem początkowym stołu z punktu 8.1., a końcowym wynosi maksymalnie ± 1mm</p>	Co miesiąc
<p><i>Quality assurance for computed-tomography simulators and computed-tomography-simulation proces:</i></p> <p><i>Report of the AAPM Raditation Therapy Committee Task Group No.66, III –</i></p> <p><i>Quality assurance for CT-scanners used for CT-simulation and its frequency (C1, C2)</i></p>					



TESTY EKSPLOATACYJNE

Symulator – protokoły RT

Tomograf Diagnostyczny –protokoły diagnostyczne

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia	Częstotliwość
Grubość w-wy tomograficznej	<p>Dla grubości obrazowanej warstwy < 1 mm różnica między wartością zmierzona a wartością ustawioną nie jest większa niż 0,5 mm</p> <p>Dla grubości obrazowanej warstwy ≥ 1 mm i ≤ 2 mm odchylenie wartości zmierzonej od wartości ustawionej nie jest większe niż $\pm 50 \%$</p> <p>Dla grubości obrazowanej warstwy > 2 mm różnica między wartością zmierzona a wartością ustawioną nie jest większa niż ± 1 mm</p>	Raz na sześć miesięcy	Grubość w-wy tomograficznej	<p>Testy podstawowe BRAK TESTU!</p> <p>Testy specjalistyczne</p> <p>Dla grubości obrazowanej warstwy środkowej większej niż 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzona a nominalną wartością wynosi maksymalnie ± 1 mm</p> <p>Dla grubości obrazowanej warstwy środkowej mniejszej niż 1 mm różnica pomiędzy wartością zmierzona a nominalną wartością wynosi maksymalnie $\pm 0,5$ mm</p> <p>Dla grubości obrazowanej warstwy środkowej w przedziale od 1 mm do 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzona a nominalną wartością w odniesieniu do wartości nominalnej wynosi maksymalnie $\pm 50 \%$</p>	---



TESTY EKSPLOATACYJNE

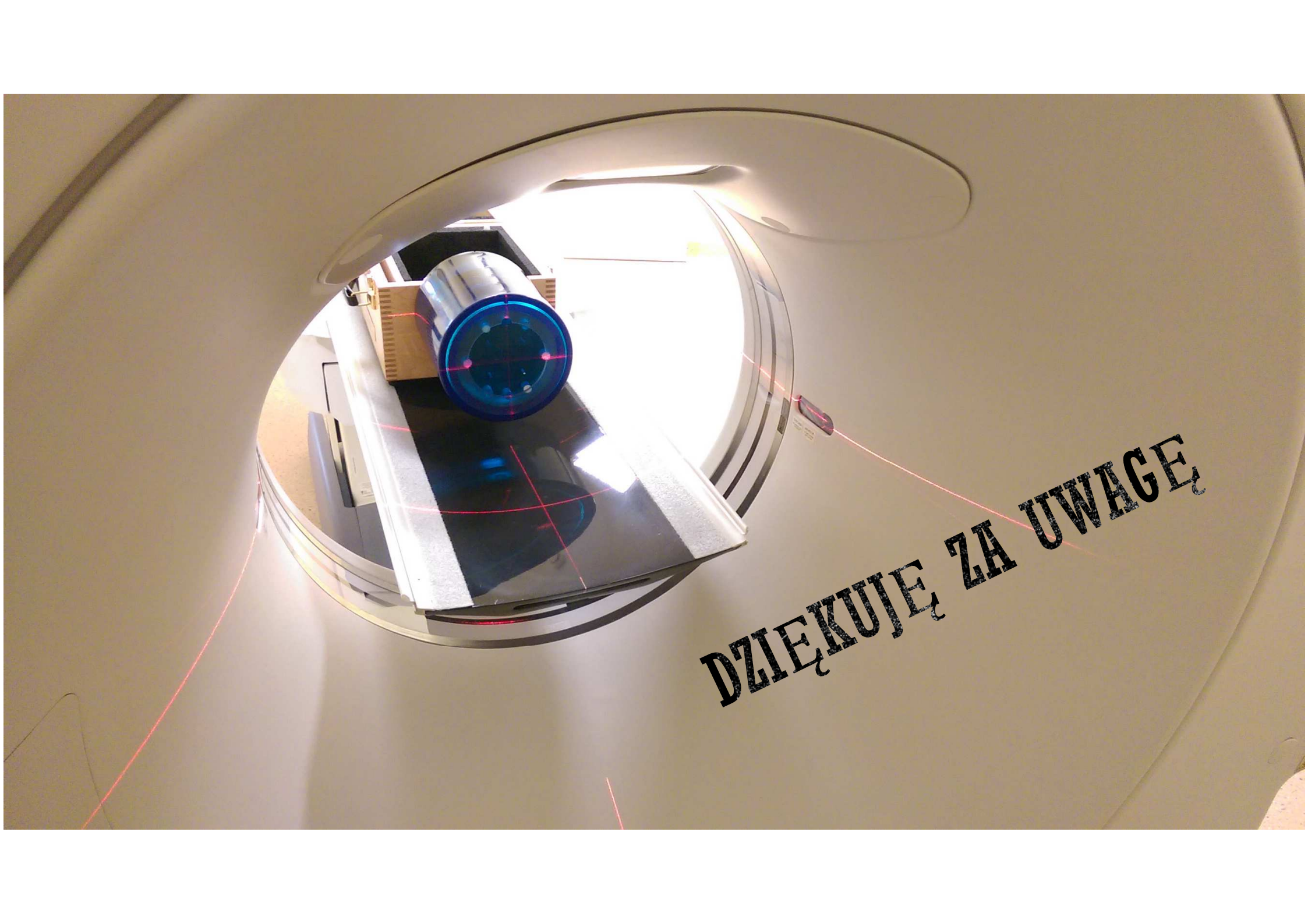
Symulator – protokoły RT

Tomograf Diagnostyczny –protokoły diagnostyczne

RMZ z dnia 12.11.2015r.
(Dz. U. z 2015 r., poz. 2040)

Test	Zalecenia	Częstotliwość	Test	Zalecenia – testy specjalistyczne
Objętościowy tomograficzny indeks dawki (CTDIvol)	<p>Odchylenie objętościowego tomograficznego indeksu dawki od wartości wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego lub podanej przez producenta lub wartości odniesienia nie jest większe niż $\pm 20 \%$</p> <p>Test należy wykonać dla klinicznie stosowanych ustawień: filtracji wiązki, szerokości kolimacji wiązki, wysokiego napięcia, iloczynu natężenia prądu i czasu ekspozycji.</p>	Raz na rok	Objętościowy tomograficzny indeks dawki (CTDIvol)	<p>Dla klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie objętościowego tomograficznego indeksu dawki od wartości wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego lub podanej przez producenta lub wartości odniesienia* wynosi maksymalnie $\pm 20 \%$.</p> <p>* należy wybrać tę wartość, dla której są podane wszystkie nominalne wartości ekspozycji (m.in. wysokie napięcie, obciążenia prądowo-czasowe, FOV, czas ekspozycji, grubość warstwy, filtracja, wielkość ogniska), aby zmierzone CTDIvol było przy takich samych parametrach nominalnych jak wartość od której będziemy liczyć kryterium – tylko wtedy, gdy nie da się zastosować wartości wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego</p>





DZIĘKUJĘ ZA UWAGĘ