

SZCZEGÓŁOWY ZAKRES TESTÓW EKSPLOATACYJNYCH ORAZ DOPUSZCZALNE ODCHYLENIA BADANYCH PARAMETRÓW FIZYCZNYCH I CZĘSTOŚĆ WYKONYWANIA TESTÓW

I. Rentgenodiagnostyka i radiologia zabiegowa

Określenia i pojęcia użyte w testach eksploatacyjnych aparatury radiologicznej:

ΔD_{sr} (**dodatkowe tło**) – średnia arytmetyczna z pięciu różnic gęstości optycznych między odpowiednimi punktami w obszarze zasłoniętym materiałem nieprzepuszczającym światło i w obszarze niezasłoniętym, mierzonych wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony rentgenowskiej, prostopadłej do osi anoda - katoda, symetrycznie w stosunku do linii podziału na część zakrytą i odkrytą:

$$\Delta D_{sr} = \frac{\Delta D_1 + \Delta D_2 + \Delta D_3 + \Delta D_4 + \Delta D_5}{5},$$

gdzie:

ΔD_i – różnica gęstości optycznych i -tego punktu w części odkrytej oraz i -tego punktu w części zakrytej.

Ekspozycja referencyjna w mammografii – zdjęcie fantomu z PMMA o całkowitej grubości 4,5cm wykonane w warunkach referencyjnych zapewniających uzyskanie gęstości optycznej otrzymanego obrazu $1,6 \pm 0,1$ (wysokie napięcie równe 28 kV, włączony system automatycznej kontroli ekspozycji, aktywna kratka przeciwozproszeniowa, anoda i filtr molibdenowy).

Fantom (filtr) równoważny standardowemu pacjentowi – jednorodny fantom (filtr), dla którego absorpcja promieniowania rentgenowskiego jest taka sama jak w przypadku standardowego pacjenta (standardowy pacjent - wzrost około 170 cm, waga około 70 kg).

Gęstość optyczna błony rentgenowskiej – logarytm stosunku intensywności światła padającego na błonę rentgenowską do intensywności światła po przejściu przez błonę.

Główny region detektora obrazu w mammografii cyfrowej – obszar detektora obrazu mammograficznego odpowiadający położeniom poszczególnych sensorów dawki systemu automatycznej kontroli ekspozycji

Jednorodny fantom w radiografii ogólnej – fantom wykonany z jednorodnego materiału zachowujący się w taki sam sposób jak tkanka, w zakresie absorpcji lub rozpraszania promieniowania jonizującego.

Jednorodny fantom w tomografii komputerowej – fantom spełniający wymagania normy PN – EN 61223 – 2 – 6 „Badania stałości – Zestawy rentgenowskie do tomografii komputerowej”.

D_{min} (**minimalna gęstość optyczna**) – tło błony rentgenowskiej – wartość gęstości optycznej miejsca nie eksponowanego na błonie poddanej pełnej obróbce fotochemicznej, wynikająca przede wszystkim z gęstości optycznej podłoża i innych warstw błony.

MTF (funkcja przenoszenia modulacji) - zdefiniowana w PN – IEC 60788 „Radiologia medyczna. Terminologia”.

MTF₅₀ – wartość funkcji przenoszenia modulacji wynosząca 50% jej wartości dla częstości zerowej, odpowiadająca częstości przestrzennej wyrażonej w parach linii na mm lub cm.

Odchylenie badanego parametru fizycznego - wielkość wyznaczona zgodnie z zaleceniami zawartymi w „Criteria for acceptability radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations” Radiation Protection No 91 opisana wzorem:

$$\text{Odchylenie} = \left(\frac{m}{p} - 1 \right) \cdot 100 \quad \%$$

m – wartość zmierzona,

p – wartość zalecana.

Optymalizacja procesu wywoływania – proces polegający na dobraniu takich parametrów fizycznych procesu wywoływania, dla których przy optymalnym kontraście uzyskiwana jest najwyższa czułość i najniższa gęstość optyczna błony rentgenowskiej. W przypadku zmiany typu błony rentgenowskiej i/lub rodzaju odczynników fotochemicznych optymalizacja powinna być przeprowadzana ponownie.

PMMA – polimetakrylan metylu.

Pole kryterialne czułości – obraz stopnia fantomu schodkowego na błonie, dla którego zmierzona gęstość optyczna jest najbliższa wartości $1,0 + D_{\min}$.

Procedura przejścia w procesie wywoływania błon rentgenowskich – procedura mająca na celu korekcję wartości odniesienia procesu wywoływania po zmianie numeru emulsji paczki testowych błon rentgenowskich.

Punkt referencyjny w mammografii – przy ocenie fizycznych parametrów aparatów mammograficznych jest to miejsce pomiaru gęstości optycznej na błonie rentgenowskiej, znajdujące się 60 mm od krawędzi błony od strony klatki piersiowej oraz centralnie w stosunku do bocznych krawędzi błony.

Rentgenowska kasetka kontrolna – w testach podstawowych kasetka wybrana i oznaczona spośród kaset stosowanych klinicznie w danej pracowni rentgenowskiej.

ROI – w radiologii cyfrowej obszar zainteresowania na obrazie do oceny odpowiednich fizycznych parametrów urządzeń radiologicznych.

Standardowy obraz testowy – obraz zapisany w postaci cyfrowej i zawierający:

- pionowe i poziome wzory do oceny rozdzielczości w pięciu pozycjach obrazu (w czterech narożnikach i w środku), w postaci naprzemiennie umieszczonych pasków zapalonych i zgaszonych pikseli,
- wzory do oceny poprawności geometrycznej obrazu w postaci siatki pionowych i poziomych linii jednakowej długości, rozmieszczonych w równych odstępach, w wyraźny sposób odróżniających się od tła,
- przynajmniej 11 pól do oceny poprawności odwzorowania skali szarości, każde pole jednorodne, wartość liczbowa przypisana pikselom poszczególnych pól kolejno od minimalnej (0%) dla pierwszego pola do maksymalnej (100%) możliwej dla ostatniego pola, oraz pole o wartości 5% na tle 0% i pole o wartości 95% na tle 100%.

CNR (stosunek kontrastu do szumu dla testów podstawowych) – w radiologii cyfrowej jest

wyznaczany zgodnie z zależnością:

$$CNR = \frac{x_1 - x_2}{\sigma},$$

gdzie:

x_1 – średnia wartość poziomu szarości piksela wyznaczona w ROI znajdującym się w miejscu obrazu nie zasłoniętym obiektem aluminiowym,

x_2 – średnia wartość poziomu szarości piksela wyznaczona w ROI znajdującym się w miejscu obrazu zasłoniętym obiektem aluminiowym,

σ – odchylenie standardowe wartości piksela wyznaczone w ROI znajdującym się poza obiektem aluminiowym.

SNR (stosunek sygnału do szumu) dla testów podstawowych – w radiologii cyfrowej jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

$$SNR = \frac{x}{\sigma},$$

gdzie:

x – średnia wartość piksela poziomu szarości wyznaczona w ROI,

σ – odchylenie standardowe wartości poziomu szarości piksela wyznaczone w ROI.

CNR (stosunek kontrastu do szumu dla testów specjalistycznych) – w radiologii cyfrowej jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

$$CNR = \frac{x_1 - x_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}},$$

gdzie:

x_1 – średnia wartość poziomu szarości piksela wyznaczona wewnątrz obrazu obiektu aluminiowego (w mammografii o grubości 0,2 mm, w radiografii ogólnej o grubości 2,0 mm),

x_2 – średnia wartość poziomu szarości piksela wyznaczona na zewnątrz obrazu obiektu aluminiowego (w mammografii o grubości 0,2 mm, w radiografii ogólnej o grubości 2,0 mm),

σ_1 – odchylenie standardowe wewnątrz obrazu obiektu aluminiowego (w mammografii o grubości 0,2 mm, w radiografii ogólnej o grubości 2,0 mm),

σ_2 – odchylenie standardowe na zewnątrz obrazu obiektu aluminiowego (w mammografii o grubości 0,2 mm, w radiografii ogólnej o grubości 2,0 mm).

SNR (stosunek sygnału do szumu) dla testów specjalistycznych – w radiologii cyfrowej jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

$$SNR = \frac{x - o}{\sigma},$$

gdzie:

x – średnia wartość poziomu szarości piksela wyznaczona w ROI,

σ – odchylenie standardowe wartości poziomu szarości piksela wyznaczone w ROI,

o – średnia wartość poziomu szarości piksela wyznaczona dla zerowej ekspozycji.

CNR_r (stosunek kontrastu do szumu w odniesieniu do 5 cm) – w radiologii jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

$$CNR_r = 100 \frac{CNR_i}{r} \quad \text{dla} \quad r = \frac{p_z \cdot CNR_z}{p_g},$$

gdzie:

CNR_i – stosunek kontrastu do szumu wyznaczony dla fantomów z PMMA o grubościach

odpowiednio 2 cm, 3 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, 6 cm i 7 cm,

p_z – wyznaczona wartość progowego kontrastu dla obiektu o średnicy 0,1 mm,

CNR_z – stosunek kontrastu do szumu wyznaczony dla fantomu z PMMA o grubości 5 cm,

p_g – graniczna wartość progowego kontrastu dla obiektu o średnicy 0,1 mm.

Średnia dawka gruczołowa – jest to energia przekazana jednostce masy tkanki gruczołowej jednorodnie uciśniętej piersi, uśredniona po całej tkance gruczołowej piersi, wyznaczona zgodnie z zaleceniami zawartymi w „*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, Fourth Edition, 2006*”.

CTDI (tomograficzny indeks dawki) – wielkość dozymetryczna stosowana w rentgenowskiej tomografii komputerowej zdefiniowana w PN – EN 61223 – 2 – 6 „Badania stałości – Zestawy rentgenowskie do tomografii komputerowej”, PN – EN 61223 – 3 – 5 „Badania odbiorcze – Efektywność obrazowania zestawów rentgenowskich do tomografii komputerowej”.

HVL (warstwa półchlonna) – grubość dodatkowej filtracji wyrażonej w mm Al, dla której wartość kermy w powietrzu maleje do połowy wartości zmierzonej bez filtra. Zaleca się wyznaczenie tej wartości z następującego zależności:

$$HVL = \frac{d_b \ln\left(\frac{2K_a}{K_0}\right) - d_a \ln\left(\frac{2K_b}{K_0}\right)}{\ln\left(\frac{K_a}{K_b}\right)},$$

gdzie:

K_0 – wyznaczona wartość kermy w powietrzu bez filtra

K_a – wyznaczona wartość kermy w powietrzu dla filtra o grubości d_a [mGy],

K_b – wyznaczona wartość kermy w powietrzu dla filtra o grubości d_b [mGy],

d_a – grubość filtra z aluminium w mm odpowiadająca K_a ,

d_b – grubość filtra z aluminium w mm odpowiadająca K_b .

Wartość odniesienia w testach podstawowych – wartość średnia parametru wyznaczona przez użytkownika z pomiarów przeprowadzanych przez pięć kolejnych dni pracy całkowicie sprawnego aparatu rentgenowskiego oraz wywoływarki (jeżeli jest stosowana), bezpośrednio po wykonaniu testów odbiorczych oraz każdorazowo po każdej istotnej naprawie. Dla testów: rozdzielczość obrazu oraz progowy kontrast obrazu wartości odniesienia określone są na podstawie pojedynczego pomiaru. Dla oceny procesu wywoływania wartości odniesienia wyznaczone są po przeprowadzeniu przez serwis optymalizacji obróbki.

Wskaźnik kontrastowości wyrażony średnim gradientem – w radiologii jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

$$g = \frac{D_2 - D_1}{0,15 \cdot (n_2 - n_1)},$$

gdzie:

n_1 – numer stopnia sensytogramu, dla którego gęstość optyczna jest najbliższa wartości $0,25 + D_{min}$ (ale nie mniejsza niż 0,45),

n_2 – numer stopnia sensytogramu, dla którego gęstość optyczna jest najbliższa wartości $2,00 + D_{min}$,

D_1 – gęstość optyczna zmierzona na stopniu n_1 ,

D_2 – gęstość optyczna zmierzona na stopniu n_2 .

Wskaźnik światłoczułości – w radiologii gęstość optyczna stopnia sensytogramu, która jest

najbliższa wartości $1,00 + D_{min}$.

Współczynnik pochłaniania kratki przeciwrozproszeniowej dla mammografii analogowej – stosunek wartości kermy w powietrzu wyznaczonej przed i za kratką przeciwrozproszeniową, określony jest zależnością:

$$k = \frac{\left(\frac{K_1}{D_1}\right)}{\left(\frac{K_{2p}}{D_2}\right)} \quad \text{dla} \quad K_{2p} = K_2 \left(\frac{d_2}{d_1}\right)^2,$$

gdzie:

K_1 – wyznaczona wartość kermy w powietrzu podczas ekspozycji z kratką przeciwrozproszeniową,

K_2 – wyznaczona wartość kermy w powietrzu podczas ekspozycji bez kratki

przeciwrozproszeniowej,

D_1 – gęstość optyczna obrazu fantomu, otrzymanego w wyniku ekspozycji z kratką

przeciwrozproszeniową,

D_2 – gęstość optyczna obrazu fantomu, otrzymanego w wyniku ekspozycji bez kratki

przeciwrozproszeniowej,

d_1 – odległość ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego dla ekspozycji z kratką

przeciwrozproszeniową,

d_2 – odległość ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego dla ekspozycji bez kratki

przeciwrozproszeniowej.

Uwaga: Test wyznaczenia wartości współczynnika pochłaniania dla pomiaru z kratką przeciwrozproszeniową powinien być wykonany w warunkach ekspozycji referencyjnej, natomiast pomiar bez kratki przeciwrozproszeniowej powinien być wykonany w trybie ręcznym przy obciążeniu prądowo – czasowym trzykrotnie mniejszym w stosunku do pomiaru z kratką przeciwrozproszeniową.

Współczynnik pochłaniania kratki przeciwrozproszeniowej dla mammografii cyfrowej – stosunek wartości obciążenia prądowo-czasowego przed i za kratką przeciwrozproszeniową określony zależnością:

$$k = \frac{O_1}{O_2},$$

gdzie:

O_1 – wartość obciążenia prądowo-czasowego dobrana przez system automatycznej kontroli ekspozycji podczas pomiaru w warunkach klinicznych fantomu o grubości 4,5cm z PMMA,

O_2 – ekstrapolowana wartość obciążenia prądowo-czasowego uzyskana z dwóch ekspozycji: pierwszej odpowiadającej średniej wartości piksela w ROI (o powierzchni około 4,0cm², którego środek znajduje się 60mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) większej niż dla pomiaru fantomu o grubości 4,5cm wykonanej w warunkach klinicznych, drugiej odpowiadającej średniej wartości piksela w ROI (o powierzchni około 4,0cm², którego środek znajduje się 60mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) mniejszej niż dla ekspozycji fantomu o grubości 4,5cm wykonanej w warunkach klinicznych.

Wydajność lampy rentgenowskiej – jest wyznaczana zgodnie z zależnością:

$$W = \frac{K \cdot d^2}{I},$$

K – wartość wyznaczonej kermy w powietrzu,

d – odległość ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego

I – natężenie prądu

W tomografii komputerowej wydajność wyraża się poprzez tomograficzny indeks dawki ($CTDI$, $CTDI_w$ lub $CTDI_{vol}$) na jednostkę obciążenia prądowo-czasowego lampy rentgenowskiej.

Zdjęcia odrzucone – zdjęcia wykonane w celach diagnostycznych, które nie spełniają któregokolwiek z kryteriów ustalonych w jednostce ochrony zdrowia.

Przyrządy pomiarowe stosowane do kontroli jakości aparatury radiologicznej powinny posiadać rozdzielczość pozwalającą określić akceptowalność lub jej brak dla wyznaczanych parametrów fizycznych.

W testach eksploatacyjnych, w których stosuje się miernik dawki zaleca się pomiar kerry w powietrzu, jednak w przypadku mierników dawki niewzorcowanych dla kerry w powietrzu dopuszcza się pomiar dawki pochłoniętej.

1) TESTY PODSTAWOWE

Uwaga: Testy, w których do określenia wyniku stosuje się wartość odniesienia, powinny być wykonywane w tej samej geometrii i dla tych samych warunków ekspozycji co pomiar wartości odniesienia.

TESTY PODSTAWOWE			
RADIOGRAFIA OGÓLNA ANALOGOWA			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Geometria		
1.1.	Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem świetlnym		
1.1.1.	Suma największych odległości między krawędzią pola świetlnego a krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego w kierunku równoległym, jak i prostopadłym do osi lampy (oddzielnie w każdym kierunku) w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	3 %	co miesiąc oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
1.1.2.	Suma odległości wyznaczonych w punkcie 1.1.1. w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	4 %	
1.2.	Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °	
2.	Powtarzalność ekspozycji		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu powinna być stosowana jedna kasetka (tzw. kasetka testowa). Wykonać jeden z dwóch poniższych testów: 2.1. lub 2.2.		
2.1.	Dla ekspozycji z użyciem fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanej w warunkach klinicznych odchylnie zmierzonej wartości kerry w	±20 %	co miesiąc

	powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie		
2.2.	Dla ekspozycji z użyciem fantomu schodkowego, wykonanej w warunkach klinicznych, różnica pomiędzy wartością gęstości optycznej zmierzoną na polu kryterialnym obrazu fantomu schodkowego a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,10$	
3.	Rozdzielczość		
	Dla ekspozycji wykonanej w warunkach klinicznych obiektu testowego zawierającego wzór do oceny rozdzielczości, rozdzielczość uzyskanego obrazu jest taka sama jak wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
4.	Kratka przeciwrozproszeniowa		
	<u>Uwaga:</u> Test kratki przeciwrozproszeniowej należy wykonywać przy użyciu największej kasety dostępnej w pracowni.		
4.1.	Ocena obrazu kratki Przy odległości ognisko lampy – detektor obrazu równej ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej, nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz takiej wartości czasu ekspozycji, aby uzyskać obraz nieruchomej kratki przeciwrozproszeniowej, na obrazie kratki nie występują żadne artefakty świadczące o jej uszkodzeniu.	-	co kwartał
4.2.	Ocena obrazu kratki ruchomej Dla ekspozycji wykonanej przy nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz najkrótszego stosowanego klinicznie czasu ekspozycji na obrazie kratki przeciwrozproszeniowej nie są widoczne linie kratki.	-	
4.3.	Jednorodność obrazu kratki <u>Uwaga:</u> Gęstość optyczna w środku obrazu w tym teście powinna zawierać się w przedziale 1,00-1,50. Ekspozycje wykonać dla napięcia z zakresu stosowanego klinicznie.		
4.3.1.	Odchylenie gęstości optycznych zmierzonych na brzegach obrazu fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi, od gęstości optycznej zmierzonej w środku obrazu w kierunku ruchu kratki wynosi maksymalnie	$\pm 30 \%$	
4.3.2.	Profil rozkładu gęstości optycznych z punktu 4.3.1. spełnia warunek, że w centrum kratki gęstość optyczna jest	-	

	największa, a spadek gęstości optycznej w kierunku brzegów jest symetryczny.		
5.	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu powinna być stosowana jedna kasetta (tzw. kasetta testowa).		
5.1.	Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia Różnica gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla 2 różnych wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiar należy wykonać przy użyciu komory środkowej.)	±0,30	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
5.2.	Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu Różnica gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi oraz fantomu (filtru) o innej grubości z zakresu stosowanego klinicznie, wykonanych dla tej samej wartości napięcia, wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiar należy wykonać przy użyciu komory środkowej.)	±0,30	
5.3.	Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu Różnica gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC, jednego dla krótkiego czasu ekspozycji, drugiego dla długiego czasu ekspozycji, wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiar należy wykonać przy użyciu komory środkowej.)	±0,30	
5.4.	Ocena czułości komór systemu AEC Zakres gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla każdej z komór systemu AEC, wynosi maksymalnie	0,30	
6.	Kasety		
	Dla każdej kasety powierzchnia słabego przylegania ekranu wzmacniającego do błony wynosi maksymalnie	1,0 cm ²	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również każdorazowo po wprowadzeniu do użycia nowej kasety lub

			w przypadku pogorszenia jakości obrazów rentgenowskich
7.	Proces wywoływania		
7.1.	Gęstość minimalna Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,30	w każdym dniu pracy wywoływarki
7.2.	Wskaźnik światłoczułości Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem światłoczułości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,15$	
7.3.	Wskaźnik kontrastowości wyrażony średnim gradientem Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,20$	
7.4.	Temperatura wywoływacza Różnica pomiędzy zmierzoną temperaturą wywoływacza a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,5 \text{ } ^\circ\text{C}$	
8.	Pomieszczenie ciemni		
	<u>Uwaga:</u> Ocenę szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać w takich warunkach ekspozycji, aby uzyskać gęstość optyczną w środku obrazu w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło).		
8.1.	Nieszczelność ciemni Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również w przypadku: wymiany filtrów i/lub żarówek w oświetleniu roboczym, stwierdzenia podwyższenia tła błony oraz po zainstalowaniu nowego oświetlenia roboczego
8.2.	Oświetlenie robocze Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10	
9.	Warunki oceny zdjęć rentgenowskich		
	<u>Uwaga:</u> Test należy przeprowadzić dla wszystkich negatoskopów używanych do oceny zdjęć rentgenowskich.		

9.1.	Powierzchnia negatoskopu nie jest zabrudzona, ani porysowana.	-	w każdym dniu korzystania z negatoskopu
9.2.	Negatoskop świeci stabilnym, równomiernym oraz jednakowym na całej powierzchni światłem.	-	
10.	Warunki przechowywania błon		
	Temperatura, wilgotność względna w pomieszczeniu magazynowania błon oraz sposób ich składowania są zgodne z zaleceniami producenta	-	co tydzień
RADIOGRAFIA OGÓLNA CYFROWA (CR i DR)			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Geometria		
1.1	Suma największych odległości między krawędzią pola świetlnego a krawędzią pola promieniowania w kierunku równoległym, jak i prostopadłym do osi lampy (oddzielnie w każdym kierunku) w odniesieniu do odległości ognisko lampy – detektor obrazu wynosi maksymalnie	3 %	co miesiąc oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
1.2.	Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °	
2.	Powtarzalność ekspozycji		
	<u>Uwaga:</u> Wykonać jeden z wybranych testów: 2.1. lub 2.2. (w zależności od posiadanych materiałów absorbujących). Należy wybrać napięcie na lampie rentgenowskiej równe wartości 70 kV (lub najbliższe 70 kV dostępne w aparacie rentgenowskim). Jeżeli lampa rentgenowska jest eksploatowana w zakresie napięcia 100 kV należy wybrać napięcia leżącą najbliższej wartości 100 kV.		
2.2.	Przy ekspozycji z materiałem absorbującym promieniowanie rentgenowskie o grubości 25 mm Al wykonanej w trybie ręcznym, dla napięcia 70 kV i 100 kV (opcjonalnie z dodatkowym materiałem absorbującym o grubości 1,3 mm Cu), odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±30 %	
2.1.	Przy ekspozycji z materiałem absorbującym promieniowanie rentgenowskie o grubości 30 mm PMMA i 1,0 mm Cu, wykonanej w trybie ręcznym, dla napięcia 70 kV i 100 kV (opcjonalnie z dodatkowym materiałem absorbującym o grubości 1,3 mm Cu), odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±30 %	
3.	Rozdzielczość wysokokontrastowa		
	Dla ekspozycji wykonanej w warunkach klinicznych obiektu testowego zawierającego wzór do oceny rozdzielczości, rozdzielczość uzyskanego obrazu jest taka sama jak wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po

			każdych testach specjalistycznych, również w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
4.	Widoczność obiektów niskokontrastowych		
	Liczba obiektów o niskim kontraście widocznych na obrazie otrzymanym w warunkach klinicznych nie jest gorsza niż wartość odniesienia.	-	co miesiąc oraz w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
5.	Kratka przeciwrozproszeniowa		
	<p><u>Uwaga:</u> W przypadku systemów CR test kratki przeciwrozproszeniowej należy wykonać przy użyciu największej kasety dostępnej w pracowni.</p> <p>W przypadku systemów DR test kratki przeciwrozproszeniowej należy wykonać przy użyciu największego formatu obrazowania.</p>		
5.1.	Ocena obrazu kratki Przy odległości ognisko lampy – detektor obrazu równej ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej, nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz takiej wartości czasu ekspozycji, aby uzyskać obraz nieruchomej kratki przeciwrozproszeniowej, na obrazie kratki nie występują żadne artefakty świadczące o jej uszkodzeniu.	-	co kwartał
5.2.	Ocena obrazu kratki ruchomej Dla ekspozycji wykonanej przy nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz najkrótszego stosowanego klinicznie czasu ekspozycji, na obrazie kratki przeciwrozproszeniowej nie są widoczne linie kratki.	-	
5.3.	Jednorodność obrazu kratki Dla obrazu fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi profil rozkładu luminacji spełnia warunek taki, że w centrum kratki jasność obrazu jest największa, a spadek jasności obrazu w kierunku brzegów jest symetryczny.	-	
6.	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)		
6.1.	Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia Dla obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych przy ekspozycjach o różnych wartościach wysokiego napięcia z zakresu używanego klinicznie, zakres CNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	15 %	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych

	(Uwaga: Pomiary należy wykonać przy użyciu głównego regionu detektora w położeniu środkowym.)		
6.2.	Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu Dla obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi oraz fantomu (filtru) o innej grubości z zakresu stosowanego klinicznie, wykonanych przy ekspozycjach dla tej samej wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie, zakres CNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie (Uwaga: Pomiary należy wykonać przy użyciu głównego regionu detektora w położeniu środkowym.)	15 %	
6.3.	Ocena systemu AEC przy zmianie położenia głównego regionu detektora Dla obrazów fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych przy ekspozycjach dla poszczególnych położenia głównego regionu detektora systemu AEC oraz dla tej samej wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie, zakres CNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	15 %	
7.	Artefakty		
	Na całej powierzchni obrazu fantomu do oceny artefaktów wykonanego w warunkach klinicznych nie są widoczne żadne artefakty.	-	co miesiąc oraz w przypadku stwierdzenia jakichkolwiek artefaktów
8.	Zmienność czułości płyt obrazowych (systemy CR)		
8.1.	Dla ekspozycji jednorodnego fantomu o grubości 15 cm wykonanej w warunkach klinicznych różnica pomiędzy maksymalną i minimalną obliczoną wartością SNR w ROI (którego środek znajduje się w środku obrazu o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$), w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych stosowanych w pracowni wynosi maksymalnie	30 %	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również
8.2.	Na obrazach z punktu 8.1. nie są widoczne żadne znaczące niejednorodności.	-	każdorazowo po wprowadzeniu do użycia nowej kasety z płytą obrazową, w przypadku pogorszenia jakości obrazów rentgenowskich
9.	Kalibracja detektora obrazu (system DR)		
	Kalibracja detektora obrazu jest przeprowadzana zgodnie	-	zgodnie

	z zaleceniami producenta		z zaleceniami producenta
STOMATOLOGIA (aparaty do zdjęć wewnątrzustnych i pantomograficznych)			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Geometria		
	<u>Dla aparatów do zdjęć wewnątrzustnych</u> Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °	co miesiąc
	<u>Dla aparatów do zdjęć pantomograficznych</u> Pole promieniowania rentgenowskiego wchodzi w obszar błony z każdej strony maksymalnie	2 mm	
2.	Rozdzielczość		
	Dla ekspozycji wykonanej w warunkach klinicznych obiektu testowego zawierającego wzór do oceny rozdzielczości, rozdzielczość uzyskanego obrazu jest taka sama jak wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
3.	Powtarzalność ekspozycji		
	Dla ekspozycji z użyciem fantomu schodkowego (3- stopniowego) wykonanej w warunkach klinicznych przesunięcie gęstości optycznej w stosunku do obrazu odniesienia nie różni się więcej niż jedno pole fantomu.	-	co miesiąc
FLUOROSKOPIA I ANGIOGRAFIA			
<u>Uwaga:</u> Aparaty do badań fluoroskopowych i angiograficznych powinny być kontrolowane tak, jak aparaty stosowane do radiografii ogólnej analogowej, o ile pozwala na to ich konstrukcja, z rozszerzeniem o poniższy test.			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Zniekształcenie obrazu		
	Odchylenie pomiędzy długością obrazu odcinka 1cm zmierzoną na monitorze przy każdej jego krawędzi od długości obrazu odcinka 1 cm zmierzonego w centrum pola widzenia wynosi maksymalnie	± 10 %	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również

			w przypadku stwierdzenia zniekształcenia obrazu
MAMMOGRAFIA ANALOGOWA			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu powinna być stosowana jedna kasetka (tzw. kasetka testowa). Podczas wykonywania testu powinna być używana zawsze ta sama komora systemu AEC, która nie wchodzi w obszar fantomu zawierający elementu do oceny jakości obrazu.		
1.1.	Stalność ekspozycji		
1.1.1.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego w warunkach klinicznych gęstość optyczna w punkcie referencyjnym zawiera się w przedziale	1,40÷1,90	w każdym dniu pracy mammografu oraz
1.1.2.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego w warunkach klinicznych różnica gęstości optycznej od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±0,15	w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
1.2.	Kompensacja zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia		
	Dla obrazów fantomów z PMMA o grubościach 2,0 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych w warunkach klinicznych różnice wartości gęstości optycznej zmierzone w punkcie referencyjnym w stosunku do wartości odniesienia wyznaczonej dla fantomu o grubości 4,5 cm wynoszą maksymalnie	±0,15	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
2.	Jakość obrazu		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu powinna być stosowana jedna kasetka (tzw. kasetka testowa).		
2.1.	Rozdzielczość w kierunku równoległym i prostopadłym do osi anoda-katoda dla każdej stosowanej klinicznie wielkości ogniska lampy oraz dla każdego materiału anody na obrazie otrzymanym w warunkach klinicznych wynosi minimalnie	12 lp/mm	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
2.2.	Liczba obiektów o niskim kontraście widocznych na obrazie otrzymanym w warunkach klinicznych nie jest gorsza od wartości odniesienia o więcej niż	1	
3.	Kompresja piersi		
3.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (~13÷20 kg)	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz
3.2.	Różnica pomiędzy nominalną wielkością siły kompresji a wartością zmierzoną wynosi maksymalnie	±20 N (~ ±2 kg)	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, oraz w przypadku,
3.3.	Płytki uciskowa nie jest uszkodzona.	-	

			gdy pojawią się wątpliwości, czy układ uciskowy działa prawidłowo
4.	Kasety		
	Dla każdej kasety powierzchnia słabego przylegania ekranu wzmacniającego do błony wynosi maksymalnie	1,0 cm ²	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również każdorazowo po wprowadzeniu do użycia nowej kasety, zaobserwowaniu pogorszenia jakości obrazów mammo-graficznych
5.	Pomieszczenie ciemni		
	<u>Uwaga:</u> Ocenę szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać w takich warunkach, aby uzyskać gęstość optyczną w punkcie referencyjnym w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło).		
5.1.	Nieszczelność ciemni Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni przy włączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,02	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również po:
5.2.	Oświetlenie robocze Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,05	wymianie filtrów i/lub żarówek w oświetleniu roboczym, stwierdzeniu podwyższenia tła błony, zainstalowaniu nowego oświetlenia roboczego

6.	Proces wywoływania		
6.1.	Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,25	w każdym dniu pracy wywoływarki
6.2.	Różnica między zmierzoną gęstością minimalną a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,02$	
6.3.	Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem światłoczułości wyrażonym gęstością optyczną na polu kryterialnym (na którym gęstość optyczna jest najbliższa wartości $1+D_{\min}$) a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,15$	
6.4.	Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości wyrażonym średnim gradientem a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,15$	
6.5.	Wskaźnik kontrastowości wynosi minimalnie	3	
6.6.	Różnica między zmierzoną temperaturą wywoływacza a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,5$ °C	
7.	Ilość utrwalacza na błonie		
	Ilość utrwalacza na wywołanej błonie wynosi maksymalnie	0,05 g/m ²	co kwartał
8.	Warunki oceny zdjęć mammograficznych		
	<u>Uwaga:</u> Test należy przeprowadzić dla wszystkich negatoskopów używanych do oceny zdjęć mammograficznych		
8.1.	Powierzchnia negatoskopu nie jest porysowana ani zabrudzona.	-	w każdym dniu stosowania negatoskopu
8.2.	Negatoskop świeci stabilnym, równomiernym oraz jednakowym na całej powierzchni światłem	-	
9.	Warunki przechowywania błon		
	Temperatura, wilgotność względna w pomieszczeniu magazynowania błon oraz sposób ich składowania są zgodne z zaleceniami producenta	-	co tydzień
10.	Analiza zdjęć powtórzonych i odrzuconych		
10.1.	Ogólny wskaźnik powtórzeń (stosunek całkowitej liczby zdjęć powtórzonych do całkowitej liczby błon zużytych)	3 %	co kwartał lub po wykonaniu 250

	w danym okresie) wynosi maksymalnie		badan
11.2.	Ogólny wskaźnik odrzuceń (stosunek całkowitej liczby zdjęć odrzuconych do całkowitej liczby błon zużytych w danym okresie) wynosi maksymalnie	5 %	
MAMMOGRAFIA CYFROWA			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Stalność ekspozycji		
1.1.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego w warunkach klinicznych odchylenie między wyznaczonym stosunkiem sygnału do szumu (SNR) (dla ROI o powierzchni około 4 cm ² , którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±20 %	w każdym dniu pracy mammografu oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
2.	Stosunek kontrastu do szumu (CNR)		
	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego w warunkach klinicznych odchylenie między wyznaczonym CNR w ROI o powierzchni około 4 cm ² (którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±20 %	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
3.	Jednorodność obrazu		
	<u>Systemy DR:</u> Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego w warunkach klinicznych maksymalne odchylenie średniej wartości piksela zmierzonej w czterech ROI (każdy o powierzchni około 4 cm ²) znajdujących się w rogach obrazu od średniej wartości piksela zmierzonej w ROI (o powierzchni około 4 cm ²) znajdującym się w środku obrazu wynosi maksymalnie	±10 %	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
	<u>Systemy CR:</u> Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego w warunkach klinicznych maksymalne odchylenie średniej wartości piksela zmierzonej w dwóch ROI o powierzchni około 4 cm ² (znajdujących się po lewej i po prawej stronie obrazu w odległości 4cm od krawędzi obrazu od strony klatki piersiowej) od średniej wartości piksela zmierzonej w ROI o powierzchni około 4 cm ² znajdującym się w środku obrazu (w odległości 4cm od krawędzi obrazu od strony klatki piersiowej) wynosi maksymalnie	±10 %	
4.	Kompensacja zmian grubości fantomu		

4.1.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych w warunkach klinicznych odchylenie między SNR w ROI o powierzchni około 4 cm ² (którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) dla danej grubości fantomu od wartości odniesienia wyznaczonej dla fantomu o grubości 4,5 cm wynosi maksymalnie	±20 %	co miesiąc oraz w przypadku stwierdzenia nieprawidłowości
4.2.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych w warunkach klinicznych odchylenie między CNR w ROI o powierzchni około 4 cm ² (którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) dla danej grubości fantomu od wartości odniesienia wyznaczonej dla fantomu o grubości 4,5 cm wynosi maksymalnie	±20 %	
4.3.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych w warunkach klinicznych odchylenie wartością wskaźnika dawki dla danej grubości fantomu (wyznaczona na podstawie średniej wartości piksela, wskaźnika ekspozycji lub czułości względnej) od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±10 %	
4.4.	Na obrazach fantomów z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych w warunkach klinicznych nie są widoczne artefakty.	-	
5.	Progony kontrast obrazu		
	Grubość i średnica najslabiej widocznego obiektu o niskim kontraście nie jest większa niż wartości odniesienia.	-	co tydzień
6.	Analiza zdjęć powtórzonych		
6.1.	Ogólny wskaźnik powtórzeń (stosunek całkowitej liczby zdjęć powtórzonych do całkowitej liczby zdjęć wykonanych w danym okresie) wynosi maksymalnie	3 %	co kwartał lub po wykonaniu 250 badań
6.2.	Ogólny wskaźnik odrzuceń (stosunek całkowitej liczby zdjęć odrzuconych do całkowitej liczby błon zużytych w danym okresie) wynosi maksymalnie	5 %	
7.	Kompresja piersi		
7.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (~13÷20 kg)	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również gdy pojawią się wątpliwości, czy
7.2.	Różnica pomiędzy nominalną wartością siły kompresji a wartością zmierzoną wynosi maksymalnie	±20 N (~ ±2 kg)	
7.3.	Płytki uciskowa nie jest uszkodzona.	-	

			układ kompresji piersi działa prawidłowo
8.	Kalibracja detektora obrazu (system DR)		
	Kalibracja detektora obrazu jest przeprowadzana zgodnie z zaleceniami producenta .	-	zgodnie z zaleceniami producenta
9.	Zmienność czułości płyt obrazowych (system CR)		
9.1.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w warunkach klinicznych z wszystkimi płytami obrazowymi stosowanymi w pracowni, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wartością wejściowej powierzchniowej kermy w powietrzu (lub obciążenia prądowo-czasowego lampy) w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych wynosi maksymalnie	10 %	6 miesięcy po testach odbiorczych oraz 6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych, również po wprowadzeniu do użycia nowej kasety z płytą obrazową, po zaobserwowaniu pogorszenia jakości obrazów
9.2.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w warunkach klinicznych z wszystkimi płytami obrazowymi stosowanymi w pracowni, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną obliczoną wartością SNR w ROI (o powierzchni ok. 4 cm ² którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych wynosi maksymalnie	15 %	
9.3.	Na obrazach z punktu 9.1. nie są widoczne znaczące niejednorodności	-	
TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Artefakty		
	W obrazie jednorodnego fantomu zaobrazowanego w warunkach klinicznych, ocenianym przy ustawieniu okna skali szarości: szarość okna (<i>window width</i>) równa 100, poziom okna (<i>window level, window center</i>) równy 0 dla fantomu wodnego lub równy średniej wartości HU pikseli dla innych materiałów nie są widoczne żadne artefakty.	-	co miesiąc
2.	Wartość HU		
	Różnica średniej wartości HU zmierzonej w centralnym obszarze (o średnicy ok. 10 % średnicy fantomu) obrazu jednorodnego fantomu zobrazowanego w warunkach klinicznych i wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±4 HU	co miesiąc
3.	Jednorodność obrazu		

	Różnica średnich wartości HU mierzonych w różnych obszarach obrazu jednorodnego fantomu zobrazowanego w warunkach klinicznych wynosi maksymalnie	± 4 HU	co miesiąc
4.	Poziom szumu		
	Różnica standardowego odchylenia wartości HU zmierzonego w centralnym obszarze obrazu jednorodnego fantomu zobrazowanego w warunkach klinicznych wynosi maksymalnie	$\pm 0,2$ HU lub $\pm 10\%$ wartości odniesienia (większa z wartości)	co miesiąc
5.	Rozdzielczość przestrzenna wysokokontrastowa		
	Różnica rozdzielczości ocenionej wzrokowo lub wyrażonej poprzez pomiar MTF_{50} (wyznaczonej na podstawie obrazu fantomu przeznaczanego do oceny rozdzielczości w rentgenowskiej tomografii komputerowej zobrazowanego w warunkach klinicznych) w stosunku do wartości odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,5$ lp/cm lub $\pm 15\%$ wartości odniesienia (większa z wartości)	co miesiąc
6.	Geometryczna poprawność obrazu		
	Różnice zmierzonych odległości w obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, uzyskanym w warunkach klinicznych, od wartości rzeczywistych wynoszą maksymalnie	± 1 mm	co miesiąc
7.	Światła lokalizacyjne		
	Różnica między płaszczyzną wskazywaną przez świetlne wskaźniki położenia obrazowanej warstwy a rzeczywistą płaszczyzną obrazowanej warstwy wynosi maksymalnie	± 2 mm	co miesiąc
8.	Ruch stołu		
8.1.	Dla stołu obciążonego masą ok. 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość rzędu 30 cm różnica między odległością zadaną a zmierzoną wynosi maksymalnie	± 1 mm	co miesiąc
8.2.	Po wykonaniu testu 9.1. dla stołu obciążonego masą ok. 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość rzędu 30 cm w przeciwną stronę niż w punkcie 9.1. różnica pomiędzy położeniem początkowym stołu z punktu 9.1., a końcowym wynosi maksymalnie	± 1 mm	
9.	Grubość warstwy		
9.1.	Dla grubości obrazowanej warstwy większej niż 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością wynosi maksymalnie	± 1 mm	co miesiąc
9.2.	Dla grubości obrazowanej warstwy mniejszej niż 1 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością wynosi maksymalnie	$\pm 0,5$ mm	

9.3.	Dla grubości obrazowanej warstwy w przedziale od 1 mm do 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzona a nominalną wartością w odniesieniu do wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±50 %	
10.	Obraz testowy		
	Wzrokowa ocena jakości obrazu testowego wyświetlanego na monitorze tomografu, w tym rozróżnialność obszarów o różnym zacernieniu, powinna wykazać, że obraz jest ostry, bez zniekształceń i są rozróżnialne wszystkie poziomy szarości.	-	co miesiąc
DENSYSYSTEMETRIA KOSTNA			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Kalibracja wykonywana przy pomocy fantomów dostarczonych przez producenta aparatu, procedura i zakres dopuszczalnych odchyleń powinny być zgodne z zaleceniami producenta.	-	raz na tydzień
2.	Powtarzalność pomiarów wykonywana przy pomocy fantomów dostarczonych przez producenta aparatu, procedura i zakres dopuszczalnych odchyleń powinny być zgodne z zaleceniami producenta	-	co dzień
3.	Oznaczenia błędu pomiaru wykonywane przy pomocy fantomów dostarczonych przez producenta aparatu, procedura i zakres dopuszczalnych odchyleń powinny być zgodne z zaleceniami producenta	-	co dzień

Poza testami aparatury rentgenowskiej należy wykonać testy monitorów stosowanych do prezentacji obrazów medycznych oraz testy drukarek stosowanych do tworzenia kopii cyfrowych obrazów medycznych.

MONITORY STOSOWANE DO PREZENTACJI OBRAZÓW MEDYCZNYCH			
<u>Uwaga:</u> Testy powinny być przeprowadzone dla wszystkich monitorów znajdujących się w pracowni.			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Warunki oglądania obrazów		
1.1.	Powierzchnia monitora nie jest zabrudzona ani porysowana.	-	w każdym dniu wykorzystywania monitora
1.2.	Na ekranie wyłączonego lub uśpionego monitora nie są widoczne żadne odbicia źródeł światła ani odbicia pochodzące od innych obiektów.	-	
2.	Jakość obrazu		
2.1.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym nie są widoczne żadne artefakty, uszkodzone piksele, migotania ani przebarwienia.	-	w każdym dniu wykorzystywania monitora

2.2.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym we wszystkich wzorach do oceny rozdzielczości są wyraźnie rozróżnialne białe i czarne linie.	-	
2.3.	Wyświetlony standardowy obraz testowy jest widoczny w całości.	-	
2.4.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym siatka pionowych i poziomych linii jest wyraźnie widoczna.	-	
2.5.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym linie są proste, równej długości i rozmieszczone w równych odstępach.	-	
2.6.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym wszystkie pola skali szarości są rozróżnialne.	-	
2.7.	Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitorów przeznaczonych do jednoczesnego wyświetlania obrazów: wygląd, wielkość, jasność i zabarwienie standardowego obrazu testowego wyświetlanego na każdym z monitorów są identyczne.	-	
2.8.	Dla monitorów kineskopowych (CRT): na wyświetlonym standardowym obrazie testowym, w siatce pionowych i poziomych linii, różnica między najdłuższą i najkrótszą długością linii, wyrażona przez procent najkrótszej ze zmierzonych długości, wynosi maksymalnie	±2 % (dla monitorów opisowych) ±5 % (dla monitorów przeglądowych)	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia zniekształcenia obrazu
DRUKARKI STOSOWANE DO TWORZENIA KOPII CYFROWYCH OBRAZÓW MEDYCZNYCH			
<u>Uwaga:</u> Testy powinny być przeprowadzone dla wszystkich drukarek znajdujących się w pracowni.			
1.	Jakość obrazu		
1.1.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym nie są widoczne żadne artefakty, zabrudzenia ani rysy.	-	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
1.2.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym są wyraźnie rozróżnialne białe i czarne linie we wszystkich wzorach do oceny rozdzielczości.	-	
1.3.	Wydrukowany standardowy obraz testowy jest widoczny w całości.	-	
1.4.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym siatka pionowych i poziomych linii jest wyraźnie widoczna.	-	
1.5.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym linie są proste, równej długości i rozmieszczone w równych odstępach.	-	
1.6.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym	-	

	wszystkie pola skali szarości są rozróżnialne.		
1.7.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym, w siatce pionowych i poziomych linii, różnica między najdłuższą i najkrótszą długością linii, wyrażona przez procent najkrótszej ze zmierzonych długości wynosi maksymalnie	$\pm 5 \%$	co miesiąc oraz w przypadku stwierdzenia zniekształcenia obrazu
2.	Gęstości optyczne		
	<u>Uwaga:</u> Pola B ₁ , B ₂ i B ₃ to pola obrazu testowego, dla których średnia gęstość optyczna (powyżej D _{min}) podczas początkowych pięciu dni pracy drukarki jest najbardziej zbliżona odpowiednio do wartości 0,2 dla pola B ₁ , 1,0 dla pola B ₂ i 1,75 dla pola B ₃ .		
2.1.	Minimalna gęstość optyczna wynosi maksymalnie	0,25 (w mammo- grafii) 0,30 (w pozostałych przypadkach)	co tydzień oraz w przypadku stwierdzenia pogorszenia jakości obrazu
2.2.	Różnica między gęstością optyczną pola B ₁ , a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,05$	
2.3.	Różnica między gęstością optyczną pola B ₂ , a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,15$	
2.4.	Różnica między gęstością optyczną pola B ₃ , a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,20$	

2) TESTY SPECJALISTYCZNE

Testy specjalistyczne są wykonywane co 12 miesięcy.

TESTY SPECJALISTYCZNE		
RADIOGRAFIA OGÓLNA ANALOGOWA		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Wysokie napięcie	
1.1.	Dokładność ustawienia wysokiego napięcia Odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej dla zakresu wysokiego napięcia stosowanego klinicznie wynosi maksymalnie	$\pm 10 \%$
1.2.	Powtarzalność wartości wysokiego napięcia Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia, wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości średniej wynosi maksymalnie	$\pm 5 \%$
1.3.	Zmienność wartości wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu Dla różnych wartości natężenia prądu oraz nominalnej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną zmierzoną wartością wysokiego napięcia w odniesieniu do	10 %

	wartości średniej wynosi maksymalnie	
2.	Czas ekspozycji	
	Dla nominalnych wartości czasu ekspozycji większych niż 100 ms, wybranych z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±10 %
3.	Warstwa półchlonna	
	Grubość warstwy półchlonnej dla nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie wynosi minimalnie	tabela 1
4.	Wydajność lampy	
4.1.	Wydajność lampy Dla jednej ekspozycji wykonanej przy całkowitej filtracji lampy 2,5mm Al i nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 80kV wydajność lampy w odległości ognisko - detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1m wynosi minimalnie	25 µGy/mAs
4.2.	Powtarzalność wydajności lampy Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie oraz wybranej filtracji stosowanej w warunkach klinicznych odchylenie wyznaczonej wydajności lampy od wartości średniej wynosi maksymalnie	±20 %
4.3.	Zmienność wartości wydajności lampy w funkcji natężenia prądu Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie i różnych wartości natężenia prądu oraz stałym obciążeniu prądowo-czasowym różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	15 %
4.4.	Zmienność wartości wydajności lampy w funkcji obciążenia prądowo – czasowego Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie i różnych wartościach obciążenia prądowo-czasowego w zakresie stosowanym klinicznie różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	20 %
5.	Wielkość ogniska	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu ze szczeliną zmierzone wymiary w kierunku prostym oraz równoległym do osi anoda – katoda każdego ogniska dostępnego w lampie rentgenowskiej wynoszą maksymalnie	tabela 2
6.	Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego	
6.1.	Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °
6.2.	Zgodność osi wiązki promieniowania rentgenowskiego ze środkiem rejestratora obrazu Odległość pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a środkiem rejestratora obrazu w odniesieniu do odległości ognisko –	2 %

	rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	
6.3.	Zgodność środka pola rentgenowskiego ze środkiem pola świetlnego Odległość pomiędzy środkiem pola rentgenowskiego a środkiem pola świetlnego w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1 %
6.4.	Zgodność środka pola świetlnego ze środkiem rejestratora obrazu w szufladzie Odległość między środkiem pola świetlnego a środkiem rejestratora obrazu w szufladzie w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1 %
6.5.	Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem świetlnym dla kolimatorów z ręcznym ustawieniem pola	
6.5.1.	Suma odległości między krawędzią pola świetlnego a krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego w kierunku równoległym, jak i prostopadłym do osi lampy (oddzielnie w każdym kierunku) w odniesieniu do odległości ognisko lampy - płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	3 %
6.5.2.	Suma odległości określonych w punkcie 6.5.1. w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	4 %
6.6.	Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem rejestratora obrazu dla kolimatorów z automatycznym ustawieniem pola Dla wszystkich formatów kaset stosowanych w pracowni odległość między krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego a krawędzią pola rejestratora obrazu z każdej strony w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	2 %
7.	Oświetlenie pola symulującego pole promieniowania rentgenowskiego	
	Dla odległości ognisko – rejestrator obrazu równej 1m lub przy największej odległości ognisko – rejestrator obrazu (w przypadku gdy w klinicznych warunkach pracy odległość ta jest mniejsza niż 1m) średnia wartość oświetlenie pola symulującego pole promieniowania rentgenowskiego wynosi minimalnie	100 lux
8.	Kratka przeciwrozproszeniowa	
8.1.	Ocena obrazu kratki Przy odległości ognisko lampy – detektor obrazu równej ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej, nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz takiej wartości czasu ekspozycji, aby uzyskać obraz nieruchomej kratki przeciwrozproszeniowej, na obrazie kratki nie występują żadne artefakty świadczące o jej uszkodzeniu.	-
8.2.	Ocena obrazu kratki ruchomej Dla ekspozycji wykonanej przy nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz najkrótszego stosowanego klinicznie czasu ekspozycji, na obrazie kratki ruchomej przeciwrozproszeniowej nie występują linie kratki przeciwrozproszeniowej.	-
8.3.	Jednorodność obrazu kratki	-

	<u>Uwaga:</u> Gęstość optyczna obrazu w tym teście powinna zawierać się w przedziale 1,00-1,50	
8.3.1.	Odchylenie gęstości optycznych zmierzonych na brzegach obrazu fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi, od gęstości optycznej zmierzonej w środku obrazu w kierunku ruchu kratki wynosi maksymalnie	$\pm 30 \%$
8.3.2.	Profil rozkładu gęstości optycznych z punktu 8.3.1 spełnia warunek taki, że w centrum kratki gęstość optyczna jest największa, a spadek gęstości optycznej w kierunku brzegów jest symetryczny.	-
9.	Odległość ognisko – rejestrator obrazu	
	Odchylenie zmierzonej wartości odległości ognisko - rejestrator obrazu od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	$\pm 5 \%$
10.	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)	
10.1.	Bezpiecznik czasowy	
10.1.1.	Przy ekspozycji dla najniższej możliwej wartości wysokiego napięcia oraz dla wybranych jednocześnie wszystkich komór systemu AEC zakrytych warstwą ołowiu o grubości przynajmniej 2 mm obciążenie prądowo-czasowe lampy (z wyjątkiem fluoroskopii) wynosi maksymalnie	600 mAs
10.1.2.	Przy ekspozycji dla najniższej możliwej wartości wysokiego napięcia oraz dla wybranych jednocześnie wszystkich komór systemu AEC zakrytych warstwą ołowiu o grubości przynajmniej 2 mm czas pojedynczej ekspozycji (z wyjątkiem fluoroskopii) wynosi maksymalnie	6 s
10.2.	Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC (tzn. wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie oraz poziomu zaczernienia), ale dwóch różnych czasów ekspozycji (krótkiego i długiego), różnica gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiary należy wykonać przy użyciu komory środkowej.)	$\pm 0,3$
10.3.	Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanych przy ekspozycjach o różnych wartościach wysokiego napięcia z zakresu używanego klinicznie oraz stałym poziomie zaczernienia zakres gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiary należy wykonać przy użyciu komory środkowej.)	$\pm 0,3$
10.4.	Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości 10 cm, 15 cm i 20 cm PMMA wykonanych przy ekspozycjach o tej samej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie zaczernienia, zakres gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiary należy wykonać przy użyciu komory środkowej.)	$\pm 0,3$
10.5.	Ocena czułości komór systemu AEC Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanych przy ekspozycjach z użyciem każdej z komór systemu AEC oraz tej samej	$\pm 0,3$

	wartości wysokiego napięcia z zakresu używanego klinicznie i stałym poziomie zaczernienia, zakres gęstości optycznych zmierzonych w środku obrazów wynosi maksymalnie	
11.	Ekranu wzmacniające	
	<u>Uwaga:</u> Gęstość optyczna obrazów w tym teście powinna zawierać się w przedziale 1,00-1,50.	
11.1.	Odchylenie standardowe gęstości optycznej zmierzonej w środku trzech obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanych z użyciem kasety kontrolnej oraz przy jednakowych ustawieniach trybu pracy aparatu wynosi maksymalnie	±0,05
11.2.	Różnica między maksymalną a minimalną wartością gęstości optycznej w środku obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanych z użyciem wszystkich kaset danej klasy wzmocnienia ekranu oraz przy jednakowych ustawieniach trybu pracy aparatu, wynosi maksymalnie	±0,3
12.	Pomieszczenie ciemni	
	<u>Uwaga:</u> Ocenę szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać w takich warunkach ekspozycji, aby uzyskać gęstość optyczną w środku obrazu w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło).	
12.1.	Nieszczelność ciemni Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni, określone na podstawie pięciu różnic gęstości optycznych z obszaru odsłoniętego i zasłoniętego, położonych symetrycznie wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony prostopadłej do osi anoda – katoda, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10
12.2.	Oświetlenie robocze Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego, określone na podstawie pięciu różnic gęstości optycznych z obszaru odsłoniętego i zasłoniętego, położonych symetrycznie wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony prostopadłej do osi anoda – katoda, w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10
13.	Warunki oceny zdjęć rentgenowskich	
13.1.	Luminacja negatoskopu Maksymalna luminancja zmierzona na środku powierzchni każdego negatoskopu używanego do oceny zdjęć rentgenowskich wynosi minimalnie	1700 cd/m ²
13.2.	Jednorodność powierzchni Niejednorodność każdego negatoskopu używanego do oceny zdjęć rentgenowskich wyrażona jako odchylenie luminacji zmierzonych w kilku różnych punktach na całej powierzchni negatoskopu od wartości wyznaczonej w punkcie 13.1. wynosi maksymalnie	±30 %
13.3.	Natężenie oświetlenia roboczego Natężenie oświetlenia zewnętrznego każdego negatoskopu używanego do oceny zdjęć rentgenowskich zmierzone w odległości 1 m od negatoskopu oraz w takich samych warunkach, w jakich lekarz radiolog ocenia zdjęcia rentgenowskie, ale przy wyłączonym danym negatoskopie wynosi	50 lux

	maksymalnie	
RADIOGRAFIA OGÓLNA CYFROWA		
1.	Wysokie napięcie	
1.1.	Dokładność ustawienia wysokiego napięcia Odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej dla zakresu wysokiego napięcia stosowanego klinicznie wynosi maksymalnie	±10 %
1.2.	Powtarzalność wartości wysokiego napięcia Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia, wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
1.3.	Zmienność wartości wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu Dla różnych wartości natężenia prądu oraz nominalnej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną zmierzoną wartością wysokiego napięcia w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	10 %
2.	Czas ekspozycji	
	Dla nominalnych wartości czasu ekspozycji większych niż 100 ms, wybranych z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±10 %
3.	Warstwa półchlonna	
	Grubość warstwy półchlonnej dla nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie wynosi minimalnie	tabela 1
4.	Wydajność lampy	
4.1.	Wydajność lampy Dla jednej ekspozycji wykonanej przy całkowitej filtracji lampy 2,5 mm Al i nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 80 kV wydajność lampy w odległości ognisko - detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1 m wynosi minimalnie	25 µGy/mAs
4.2.	Powtarzalność wydajności lampy Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie oraz wybranej filtracji stosowanej w warunkach klinicznych odchylenie wyznaczonej wydajności lampy od wartości średniej wynosi maksymalnie	±20 %
4.3.	Zmienność wartości wydajności lampy w funkcji natężenia prądu Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie i różnych wartości natężenia prądu oraz stałym obciążeniu prądowo-czasowym, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	15 %
4.4.	Zmienność wartości wydajności lampy w funkcji obciążenia prądowo – czasowego Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie i różnych wartościach	20 %

	obciążenia prądowo-czasowego w zakresie stosowanym klinicznie różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	
5.	Wielkość ogniska	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu ze szczeliną zmierzone wymiary w kierunku prostopadłym oraz równoległym do osi anoda – katoda każdego ogniska dostępnego w lampie rentgenowskiej wynoszą maksymalnie	tabela 2
6.	Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego	
6.1.	Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °
6.2.	Zgodność osi wiązki promieniowania rentgenowskiego ze środkiem rejestratora obrazu Odległość pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a środkiem rejestratora obrazu w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	2 %
6.3.	Zgodność środka pola rentgenowskiego ze środkiem pola świetlnego Odległość pomiędzy środkiem pola rentgenowskiego a środkiem pola świetlnego w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1 %
6.4.	Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem świetlnym dla kolimatorów z ręcznym ustawieniem pola	
6.4.1.	Suma odległości między krawędzią pola świetlnego a krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego w kierunku równoległym, jak i prostopadłym do osi lampy (oddzielnie w każdym kierunku) w odniesieniu do odległości ognisko lampy - płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	3 %
6.4.2.	Suma odległości określonych w punkcie 6.4.1. w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	4 %
6.5.	Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem rejestratora obrazu dla kolimatorów z automatycznym ustawianiem pola Dla wszystkich formatów obrazowania stosowanych w pracowni odległość między krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego a krawędzią pola rejestratora obrazu z każdej strony w odniesieniu do odległości ognisko - rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	2 %
7.	Oświetlenie pola symulującego pole promieniowania rentgenowskiego	
	Dla odległości ognisko – rejestrator obrazu równej 1 m lub przy największej odległości ognisko – rejestrator obrazu (w przypadku gdy w klinicznych warunkach pracy odległość ta jest mniejsza niż 1m) oświetlenie pola symulującego pole promieniowania wynosi minimalnie	100 lux
8.	Kratka przeciwrozproszeniowa	
8.1.	Ocena obrazu kratki Przy odległości ognisko lampy – detektor obrazu równej ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej, nominalnej wartości wysokiego napięcia równej	-

	50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz takiej wartości czasu ekspozycji, aby uzyskać obraz nieruchomej kratki przeciwrozproszeniowej, na obrazie kratki nie występują żadne artefakty świadczące o jej uszkodzeniu.	
8.2.	Ocena obrazu kratki ruchomej Dla ekspozycji wykonanej przy nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie) oraz najkrótszego stosowanego klinicznie czasu ekspozycji na obrazie ruchomej kratki przeciwrozproszeniowej nie występują linie kratki przeciwrozproszeniowej.	-
8.3.	Jednorodność obrazu kratki Dla obrazu fantomu (filtr) równoważnego standardowemu pacjentowi profil rozkładu luminancji spełnia warunek taki, że w centrum kratki jasność obrazu jest największa, a spadek jasności obrazu w kierunku brzegów jest symetryczny.	-
9.	Odległość ognisko – rejestrator obrazu	
	Odchylenie zmierzonej wartości odległości ognisko - rejestrator obrazu od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±5 %
10.	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)	
10.1.	Bezpiecznik czasowy	
10.1.1.	Przy ekspozycji dla najniższej możliwej wartości wysokiego napięcia oraz dla wybranych jednocześnie wszystkich głównych regionów detektora systemu AEC zakrytych warstwą ołowiu o grubości przynajmniej 2 mm, obciążenie prądowo-czasowe lampy wynosi maksymalnie	600 mAs
10.1.2.	Przy ekspozycji dla najniższej możliwej wartości wysokiego napięcia oraz dla wybranych jednocześnie wszystkich głównych regionów detektora systemu AEC zakrytych warstwą ołowiu o grubości przynajmniej 2 mm czas pojedynczej ekspozycji wynosi maksymalnie	6 s
10.2.	Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA, wykonanych przy ekspozycjach o różnych wartościach wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie ekspozycji, zakres CNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiary należy wykonywać przy użyciu głównego regionu detektora w położeniu środkowym.)	15 %
10.3.	Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości: 10 cm, 15 cm, 20 cm PMMA wykonanych przy ekspozycjach dla tej samej wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie oraz stałym poziomie ekspozycji, zakres CNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie (<u>Uwaga:</u> Pomiary należy wykonywać przy użyciu głównego regionu detektora w położeniu środkowym.)	15 %
10.4.	Ocena systemu AEC przy zmianie położenia głównego regionu	15 %

	detektora Dla obrazów jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanych przy ekspozycjach dla poszczególnych położeń głównego regionu detektora systemu AEC oraz dla tej samej wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie i stałym poziomie ekspozycji, zakres CNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	
11.	Zmienność czułości płyt obrazowych (systemy CR)	
11.1.	Dla ekspozycji jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanej w warunkach klinicznych różnica pomiędzy maksymalną i minimalną obliczoną wartością SNR w ROI (którego środek znajduje się w środku obrazu, o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$) w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych stosowanych w pracowni wynosi maksymalnie	30 %
11.2.	Dla ekspozycji jednorodnego fantomu o grubości 15 cm PMMA wykonanej w warunkach klinicznych z wszystkimi płytami obrazowymi w pracowni różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wartością wejściowej powierzchniowej kermy w powietrzu (lub obciążenia prądowo-czasowego) w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	20 %
11.3.	Na obrazach wszystkich płyt w pracowni nie są widoczne żadne znaczące niejednorodności.	-
STOMATOLOGIA (aparaty do zdjęć wewnątrzustnych i pantomograficznych)		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Odległość ognisko lampy – skóra <u>Uwaga:</u> Dotyczy aparatów do zdjęć wewnątrzustnych	
	Dla aparatów pracujących na napięciu 60 kV odległość ognisko lampy – skóra wynosi minimalnie	10 cm
	Dla aparatów mających możliwość ustawienia wysokiego napięcia powyżej 60 kV odległość ognisko lampy – skóra wynosi minimalnie	20 cm
2.	Czas ekspozycji	
2.1.	Dokładność ustawienia czasu ekspozycji Dla całego zakresu wartości czasu ekspozycji odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	$\pm 20 \%$
2.2.	Powtarzalność ustawienia czasu ekspozycji Dla pięciu pomiarów wartości czasu ekspozycji wykonanych w jednakowych warunkach klinicznych odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości średniej wynosi maksymalnie	$\pm 10 \%$
3.	Wysokie napięcie	
3.1.	Dokładność ustawienia wysokiego napięcia Odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej dla zakresu wysokiego napięcia stosowanego klinicznie wynosi maksymalnie	$\pm 10 \%$
3.2.	Powtarzalność wartości wysokiego napięcia Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia, wybranej z zakresu	$\pm 5 \%$

	stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości średniej wynosi maksymalnie	
3.3.	Zmienność wartości wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu Dla różnych wartości natężenia prądu oraz nominalnej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną zmierzoną wartością wysokiego napięcia w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	10 %
4.	Wydajność lampy	
4.1.	Wydajność lampy Wydajność lampy, dla wybranej wartości wysokiego napięcia z zakresu 60 kV – 70 kV i odległości 1,0 m od ogniska lampy, mieści się w zakresie	30 μ Gy/mAs – 80 μ Gy/mAs
4.2.	Powtarzalność wydajności lampy Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie oraz wybranej filtracji stosowanej w warunkach klinicznych odchylenie wyznaczonej wydajności lampy od wartości średniej wynosi maksymalnie	± 20 %
4.3.	Zmienność wartości wydajności lampy w funkcji natężenia prądu Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie i różnych wartości natężenia prądu oraz stałym obciążeniu prądowo-czasowym, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	15 %
4.4.	Zmienność wartości wydajności lampy w funkcji obciążenia prądowo – czasowego Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie i różnych wartościach obciążenia prądowo-czasowego w zakresie stosowanym klinicznie różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	20 %
5.	Wielkość ogniska	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu ze szczeliną zmierzone wymiary w kierunku prostopadłym oraz równoległym do osi anoda – katoda każdego ogniska dostępnego w lampie rentgenowskiej wynoszą maksymalnie	tabela 2
6.	Warstwa półchlonna	
	Grubość warstwy półchlonnej dla nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie wynosi minimalnie	tabela 1
7.	Geometria	
7.1.	<u>Dla aparatów do zdjęć wewnątrzustnych:</u> Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °
7.2.	<u>Dla aparatów pantomograficznych:</u> Różnica między szerokością wiązki promieniowania rentgenowskiego przed diafragmą i za diafragmą w odniesieniu do odległości ognisko lampy	$\pm 0,5$ %

	– rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	
	Dla aparatów z cyfrową rejestracją obrazu szerokość wiązki promieniowania rentgenowskiego wynosi maksymalnie	6 mm
8.	Pomieszczenie ciemni	
	<u>Uwaga:</u> Ocenę szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać w takich warunkach ekspozycji, aby uzyskać gęstość optyczną w środku obrazu w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło).	
8.1.	Nieszczelność ciemni Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni (określone na podstawie 5 różnic gęstości optycznych z obszaru odsłoniętego i zasłoniętego, położonych symetrycznie wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony prostopadłej do osi anoda – katoda), przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,1
8.2.	Oświetlenie robocze Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego (określone na podstawie 5 różnic gęstości optycznych z obszaru odsłoniętego i zasłoniętego, położonych symetrycznie wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony prostopadłej do osi anoda – katoda) w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,1
FLUOROSKOPIA I ANGIOGRAFIA		
<u>Uwaga:</u> Aparaty do badań fluoroskopowych i angiograficznych powinny być kontrolowane tak, jak aparaty stosowane do radiografii ogólnej analogowej, o ile pozwala na to ich konstrukcja, z rozszerzeniem o poniższe testy.		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Moc dawki Powinien być spełniony co najmniej jeden z dwóch poniższych warunków z punktu 1.1. i 1.2.	
1.1	Moc dawki na wejściu wzmacniacza obrazu	
	W procedurach specjalnych wykorzystujących wysoką moc dawki (np. w radiologii zabiegowej) na wejściu wzmacniacza obrazu o średnicy 25cm dla ekspozycji bez kratki przeciwrozproszeniowej z użyciem fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi przy zastosowaniu automatycznej kontroli ekspozycji i jasności, moc dawki wynosi maksymalnie	1,0 μ Gy/s
	Dla wysokich napięć stosowanych klinicznie moc dawki na wejściu wzmacniacza obrazu o średnicy 25 cm dla ekspozycji bez kratki przeciwrozproszeniowej z użyciem fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi przy zastosowaniu automatycznej kontroli ekspozycji i jasności, moc dawki wynosi maksymalnie	0,8 μ Gy/s
	<u>Uwaga:</u> Dla innych wielkości wzmacniacza obrazu moc dawki na wejściu wzmacniacza obrazu jest odwrotnie proporcjonalna do kwadratu średnicy wzmacniacza.	
1.2.	Moc dawki na powierzchni wejściowej fantomu Moc dawki uwzględniająca promieniowanie rozproszone, mierzona na	100 mGy/min

	powierzchni wejściowej jednorodnego fantomu (filtru) równoważnemu standardowemu pacjentowi wynosi maksymalnie	
2.	Rozdzielczość wysokokontrastowa toru wizyjnego	
	Dla ekspozycji fantomu zawierającego wzór do oceny rozdzielczości wykonanej w warunkach fluoroskopii rozdzielczość wysokokontrastowa toru wizyjnego dla wzmacniacza o średnicy:	
	30 cm – 35 cm wynosi co najmniej	0,8 lp/mm
	23 cm – 25 cm wynosi co najmniej	1,0 lp/mm
	15 cm – 18 cm wynosi co najmniej	1,4 lp/mm
3.	Progowy kontrast obrazu	
	Na obrazie fantomu zawierającego obiekty niskokontrastowe do oceny progowego kontrastu obrazu wykonanego w warunkach fluoroskopii z zastosowaniem automatycznej kontroli ekspozycji, dla wybranej średnicy wzmacniacza, widoczny jest co najmniej obiekt o kontraście	4 %
4.	Zegar	
4.1	Przerwanie ekspozycji Ekspozycja wykonana w warunkach fluoroskopii z zastosowaniem automatycznej kontroli ekspozycji jest przerywana automatycznie maksymalnie po	10 minutach
4.2	Sygnal ostrzegawczy Ostrzegawczy sygnał akustyczny pojawia się w ekspozycji z punktu 4.1. przed przerwaniem ekspozycji nie później niż	30 s
5.	Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem widzenia wzmacniacza	
	Stosunek pola promieniowania rentgenowskiego do pola widzenia wzmacniacza wynosi maksymalnie	1,15
6.	Dawka wejściowa na jeden obraz	
	W trybie fluoroskopii impulsowej przy ekspozycji z użyciem jednorodnego fantomu (filtru) równoważnego standardowemu pacjentowi dla wzmacniacza obrazu o średnicy 23 cm dawka wejściowa na jeden obraz wynosi maksymalnie	0,2 μ Gy
MAMMOGRAFIA ANOLOGOWA		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Wielkość ogniska	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu ze szczeliną zmierzone wymiary każdego z dostępnych ognisk w kierunku prostopadłym oraz równoległym do osi anoda-katoda wynoszą maksymalnie	tabela 3
2.	Odległość ognisko – rejestrator obrazu	
	Odchylenie zmierzonej wartości odległości ognisko - rejestrator obrazu od	± 2 %

	wartości nominalnej wynosi maksymalnie	
3.	Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego	
3.1.	Położenie pola promieniowania rentgenowskiego względem błony	
3.1.1.	Różnica między każdą krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego a odpowiadającą jej krawędzią błony wynosi maksymalnie	±5 mm
3.1.2.	Każda krawędź pola promieniowania rentgenowskiego wykracza poza odpowiadającą jej krawędź błony.	-
3.2.	Położenie krawędzi kratki przeciwrozproszeniowej względem krawędzi błony od strony klatki piersiowej Różnica między krawędzią kratki przeciwrozproszeniowej a krawędzią błony od strony klatki piersiowej wynosi maksymalnie	±5 mm
4.	Wydajność lampy rentgenowskiej	
	Dla ekspozycji wykonanej w trybie ręcznym przy wysokim napięciu równym 28 kV i obciążeniu prądowo-czasowym najbliższym wartości dobranej przez system automatyki dla ekspozycji referencyjnej oraz kombinacji anoda Mo/filtr Mo wydajność lampy rentgenowskiej w odległości 1m od ogniska lampy wynosi minimalnie	30 μGy/mAs
5.	Wysokie napięcie	
5.1.	Dokładność ustawienia wartości wysokiego napięcia Dla wszystkich wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±1 kV
5.2.	Powtarzalność wartości wysokiego napięcia Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości średniej wynosi maksymalnie	±0,5 kV
6.	Warstwa półchlonna	
	Grubość warstwy półchlonnej dla pomiarów z zastosowaniem płytki uciskowej przy napięciu 28 kV i kombinacji anoda Mo/filtr Mo wynosi minimalnie	0,30 mmAl
	Grubość warstwy półchlonnej dla pomiarów z zastosowaniem płytki uciskowej przy napięciu 28 kV i kombinacji innej niż anoda Mo/filtr Mo wynosi minimalnie	tabela 4
7.	System automatycznej kontroli ekspozycji	
7.1.	Gęstość optyczna w punkcie referencyjnym Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanego w warunkach klinicznych gęstość optyczna zmierzona w punkcie referencyjnym zawiera się w przedziale	1,4÷1,9
7.2.	Ocena systemu AEC przy różnych poziomach zaczernienia	
7.2.1.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanego w warunkach rutynowych zmiana wartości gęstości optycznej zmierzonej w punkcie referencyjnym przy zmianie poziomu zaczernienia o jeden wynosi	0,2

	maksymalnie	
7.2.2.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanego w warunkach klinicznych zakres wartości gęstości optycznej zmierzonej w punkcie referencyjnym przy zmianie poziomów zaczernienia od najwyższego do najniższego wynosi minimalnie	1
7.4.	Powtarzalność ekspozycji Przy pięciu ekspozycjach fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanych w warunkach klinicznych odchylenie kermy w powietrzu od wartości średniej wynosi maksymalnie	$\pm 5 \%$
7.5.	Kompensacja zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia	
7.5.1.	Dla obrazów fantomów z PMMA wykonanych w zakresie parametrów ekspozycji stosowanych klinicznie, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wartością zmierzonych wartości gęstości optycznych w punkcie referencyjnym od średniej wartości wynosi maksymalnie	0,15
7.5.2.	Różnice pomiędzy wskazywanymi a rzeczywistymi grubościami fantomów z punktu 7.5.1. wynoszą maksymalnie	$\pm 0,5$ cm
7.6.	Bezpiecznik czasowy	
	Przy ekspozycji warstwy ołowiu zakrywającej wybraną komorę systemu AEC wykonanej w warunkach klinicznych nieprawidłowy dobór parametrów ekspozycji jest sygnalizowany w postaci alarmu lub kodu błędu.	-
8.	Kompresja piersi	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonać dla płytek uciskowych odpowiadających stolikom formatu 18 cm × 24 cm oraz 24 cm × 30 cm	
8.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (~13÷~20 kg)
8.2.	Różnica między nominalną i zmierzoną wartością siły kompresji wynosi maksymalnie	± 20 N (~ ± 2 kg)
8.3.	Płytko uciskowa nie jest uszkodzona	-
8.4.	Dla symetrycznego podparcia płytki uciskowej i maksymalnej sile kompresji różnica w położeniu płytki uciskowej nad stolikiem pomiędzy przodem i tyłem płytki oraz lewą i prawą stroną płytki wynosi maksymalnie	$\pm 0,5$ cm
8.5.	Dla niesymetrycznego podparcia płytki uciskowej i maksymalnej sile kompresji różnica w położeniu płytki uciskowej nad stolikiem pomiędzy przodem i tyłem płytki oraz lewą i prawą stroną płytki wynosi maksymalnie	$\pm 1,5$ cm
9.	Kratka przeciwrozproszeniowa	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonać dla płytek uciskowych odpowiadających stolikom formatu 18 cm × 24 cm oraz 24 cm × 30 cm	
9.1.	Współczynnik pochłaniania Współczynnik pochłaniania dla kratki przeciwrozproszeniowej wynosi maksymalnie	3

9.2.	Obraz kratki Na trzech obrazach kratki (każdy z użyciem innej kasety) otrzymanych w takich warunkach, aby były widoczne linie kratki, nie występują żadne artefakty świadczące o uszkodzeniu kratki przeciwrozproszeniowej	-
10.	Ekran wzmacniający	
10.1.	Dla trzech ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm z kasetą kontrolną, wykonanych w warunkach klinicznych, odchylenie obciążenia prądowo-czasowego oraz kermy w powietrzu od wartości średniej w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	$\pm 2 \%$
10.2.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm z wszystkimi stosowanymi w pracowni kasetami, wykonanych w warunkach klinicznych, odchylenie obciążenia prądowo-czasowego lub kermy w powietrzu od wartości średniej wynosi maksymalnie	$\pm 5 \%$
10.3.	Zakres gęstości optycznej dla ekspozycji z punktu 10.1. oraz 10.2. wynosi maksymalnie	0,1
11.	Pomieszczenie ciemni	
	<u>Uwaga:</u> Ocenę szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać w takich warunkach ekspozycji, aby uzyskać gęstość optyczną w punkcie referencyjnym w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło)	
11.1.	Nieszczelność ciemni Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni, określone na podstawie 5 różnic gęstości optycznych z obszaru odsłoniętego i zasłoniętego, położonych symetrycznie wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony prostopadłej do osi anoda-katoda, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,02
11.2.	Oświetlenie robocze Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego, określone na podstawie 5 różnic gęstości optycznych z obszaru odsłoniętego i zasłoniętego, położonych symetrycznie wzdłuż linii przechodzącej przez środek błony prostopadłej do osi anoda-katoda, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,05
12.	Proces wywoływania <u>Uwaga:</u> Podstawą do oceny procesu wywoływania są wartości ujęte w protokole optymalizacji obróbki wykonanej przez serwis.	
12.1.	Gęstość minimalna Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,25 (docelowo 0,20)
12.3.	Wskaźnik światłoczułości wyrażony gęstością optyczną na polu kryterialnym Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem światłoczułości a wartością wyjściową wynosi maksymalnie	$\pm 10 \%$
12.4.	Wskaźnik kontrastowości wyrażony średnim gradientem	
12.4.1.	Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością wyjściową wynosi maksymalnie	$\pm 0,15$

12.4.2.	Wskaźnik kontrastowości wynosi minimalnie	3
13.	Warunki oceny mammogramów	
13.1.	Luminancja negatoskopu	
13.1.1.	Luminancja zmierzona na środku powierzchni każdego negatoskopu używanego do oceny mammogramów zawiera się minimalnie w granicach	3000-6000 cd/m ²
13.1.2.	Odchylenie luminancji zmierzonych na środku powierzchni każdego negatoskopu używanego w pracowni od średniej wartości luminancji dla wszystkich negatoskopów używanych w pracowni wynosi maksymalnie	±15 %
13.2.	Jednorodność powierzchni negatoskopów Dla każdego negatoskopu używanego do oceny mammogramów odchylenie luminancji zmierzonych w kilku różnych punktach na całej powierzchni negatoskopu od wartości wyznaczonej w punkcie 13.1.1. wynosi maksymalnie	±30 %
13.3.	Natężenie oświetlenia zewnętrznego Natężenie oświetlenia zewnętrznego każdego negatoskopu używanego do oceny mammogramów zmierzone w takich samych warunkach, w jakich lekarz radiolog ocenia mammogramy, przy wyłączonym danym negatoskopie wynosi maksymalnie	50 lux
14.	Dozymetria	
	Wartości średnie dawki gruczołowej wyznaczonej dla ekspozycji fantomów z PMMA o różnych grubościach z zakresu od 2 cm do 7 cm oraz 4,5cm w warunkach klinicznych wynoszą maksymalnie	tabela 5
15.	Jakość obrazu	
15.1.	Rozdzielczość przestrzenna Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm oraz fantomu do oceny rozdzielczości w kierunku równoległym i prostopadłym do osi anoda-katoda dla każdego typu ogniska oraz każdego rodzaju anody lampy wynosi minimalnie	12 lp/mm
15.2.	Progowy kontrast obrazu Na dwóch obrazach fantomu zawierającego elementy do oceny kontrastu progowego otrzymanych w warunkach klinicznych kontrast obiektu o średnicy 5÷6 mm wynosi maksymalnie (Uwaga: Kontrast 1,5 % uzyskuje się dla obiektu o grubości 0,3mm PMMA lub 0,1 μm złota umieszczonego na powierzchni lub w środku obiektu o grubości 4,5 cm z PMMA.)	1,5 %
15.3.	Czas ekspozycji Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w warunkach klinicznych zmierzony czas ekspozycji wynosi maksymalnie	2 s
MAMMOGRAFIA CYFROWA		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Wielkość ogniska	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu ze szczeliną zmierzone wymiary każdego	tabela 3

	z dostępnych ognisk lampy w kierunku prostopadłym oraz równoległym do osi anoda-katoda wynoszą maksymalnie	
2.	Odległość ognisko – rejestrator obrazu	
	Odchylenie zmierzonej wartości odległości ognisko - rejestrator obrazu od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	$\pm 2 \%$
3.	Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego	
	<u>Uwaga:</u> W przypadku systemów DR powinno stosować się kasety z błonami lub kasety z płytami obrazowym. Jeśli kasety i wywoływarki są niedostępne na miejscu, należy użyć kaset, które mogą być odczytane lub wywołane w innym miejscu lub użyć samowywołujących się błon.	
3.1.	Położenie pola promieniowania rentgenowskiego względem rejestratora obrazu	
3.1.1.	Różnica między każdą krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego a odpowiednią krawędzią detektora wynosi maksymalnie	$\pm 5 \text{ mm}$
3.1.2.	Każda krawędź pola promieniowania rentgenowskiego wykracza poza odpowiednią krawędź detektora.	-
3.2.	Położenie krawędzi kratki przeciwrozproszeniowej względem krawędzi detektora od strony klatki piersiowej Różnica między krawędzią kratki przeciwrozproszeniowej a krawędzią detektora od strony klatki piersiowej wynosi maksymalnie	
		$\pm 5 \text{ mm}$
4.	Wydajność lampy rentgenowskiej	
	Przy ekspozycji wykonanej w trybie ręcznym dla napięcia 28 kV oraz kombinacji anoda Mo/filtr Mo wydajność lampy rentgenowskiej w odległości 1m od ogniska lampy wynosi minimalnie	30 $\mu\text{Gy/mAs}$
5.	Wysokie napięcie	
5.1.	Dokładność ustawienia wartości wysokiego napięcia Dla wszystkich wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	
		$\pm 1 \text{ kV}$
5.2.	Powtarzalność wartości wysokiego napięcia Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości średniej wynosi maksymalnie	
		$\pm 0,5 \text{ kV}$
6.	Warstwa półchlonna	
	Grubość warstwy półchlonnej dla pomiarów z zastosowaniem płytki uciskowej przy wysokim napięciu 28 kV i kombinacji anoda Mo/filtr Mo wynosi minimalnie	0,30 mm Al
	Grubość warstwy półchlonnej dla pomiarów z zastosowaniem płytki uciskowej przy wysokim napięciu 28 kV i kombinacji innej niż anoda Mo/filtr Mo wynosi minimalnie	tabela 4
7.	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)	
7.1.	Poziomy ekspozycji	5-15 % lub

	Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w rutynowym trybie pracy zmiana wartości dawki lub obciążenia prądowo-czasowego przy zmianie poziomu ekspozycji o jeden stopień w całym dostępnym zakresie zawiera się w przedziale	podanym przez producenta
7.2.	Powtarzalność ekspozycji Przy pięciu ekspozycjach fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanych w warunkach klinicznych odchylenie kermy w powietrzu od wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
7.3.	Kompensacja zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia Dla obrazów fantomów z PMMA o grubości różnej od 4,5 cm, otrzymanych w zakresie parametrów ekspozycji stosowanych klinicznie, CNR zmierzone w ROI (ok. 4 cm ²) w odniesieniu do CNR zmierzonego w ROI (ok. 4 cm ²) dla fantomu o grubości 4,5 cm wynosi	tabela 6
7.4.	Bezpiecznik czasowy Przy ekspozycji warstwy ołowiu, zakrywającej wybrany główny region detektora systemu AEC, wykonanej w rutynowym trybie pracy nieprawidłowy dobór parametrów ekspozycji jest sygnalizowany w postaci alarmu lub kodu błędu.	-
8.	Kompresja piersi	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonywany dla płytek uciskowych odpowiadających stosowanym w pracowni formatom obrazowania.	
8.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (~13÷ 20 kg)
8.2.	Różnica między nominalną i zmierzoną wartością siły kompresji wynosi maksymalnie	±20 N (~±2 kg)
8.3.	Płytkę uciskową nie jest uszkodzona.	-
8.4.	Dla symetrycznego podparcia płytki uciskowej i maksymalnej sile kompresji różnica w położeniu płytki uciskowej nad stolikiem pomiędzy przodem i tyłem płytki oraz lewą i prawą stroną płytki wynosi maksymalnie	±0,5 cm
8.5.	Dla niesymetrycznego podparcia płytki uciskowej i maksymalnej sile kompresji różnica w położeniu płytki uciskowej nad stolikiem pomiędzy przodem i tyłem płytki oraz lewą i prawą stroną płytki wynosi maksymalnie	±1,5 cm
9.	Kratka przeciwrozproszeniowa	
9.1.	Współczynnik pochłaniania Współczynnik pochłaniania dla kratki przeciwrozproszeniowej wynosi maksymalnie	3
9.2.	Obraz kratki przeciwrozproszeniowej Na trzech obrazach kratki otrzymanych w takich warunkach, aby były widoczne linie kratki, nie występują żadne artefakty świadczące o uszkodzeniu kratki przeciwrozproszeniowej.	-
10.	Odpowiedź detektora obrazu	
10.1.	Funkcja odpowiedzi detektora obrazu	0,99

	Kwadrat współczynnika korelacji między średnią wartością piksela w ROI (ok. 4 cm ²), którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora, i odpowiednią wartością obciążenia prądowo-czasowego dla różnych ekspozycji wykonanych w zakresie od 0,1-krotności do 5 - krotności obciążenia prądowo-czasowego w warunkach klinicznych wynosi minimalnie	
10.2.	Poziom szumu Kwadrat współczynnika korelacji między kwadratem SNR w ROI (ok. 4 cm ²), którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora, a odpowiednią wartością obciążenia prądowo-czasowego dla różnych ekspozycji wykonanych w zakresie od 0,1-krotności do 5- krotności obciążenia prądowo-czasowego w warunkach klinicznych jest zgodny z wartością wyznaczoną po testach odbiorczych.	-
11.	Zmienność czułości płyt obrazowych (system CR)	
11.1.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w warunkach klinicznych z wszystkimi płytami obrazowymi stosowanymi w pracowni, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną wyznaczoną wartością wejściowej powierzchniowej kermy w powietrzu (lub obciążenia prądowo-czasowego lampy) w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych wynosi maksymalnie	10 %
11.2.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w warunkach klinicznych z wszystkimi płytami obrazowymi stosowanymi w pracowni, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną obliczoną wartością SNR w ROI (o powierzchni ok. 4 cm ² którego środek znajduje się 60 mm od krawędzi detektora od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora) w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych wynosi maksymalnie	15 %
11.3.	Na obrazach wszystkich płyt używanych w pracowni nie są widoczne znaczące niejednorodności.	-
12.	Dozymetria	
12.1.	Wartości średnie dawki gruczołowej wyznaczonej dla ekspozycji fantomów z PMMA o różnych grubościach z zakresu od 2 cm do 7 cm oraz 4,5 cm w warunkach klinicznych wynoszą maksymalnie	tabela 5
12.2.	Odchylenie między wyznaczonymi wartościami średniej dawki gruczołowej dla ekspozycji fantomów z PMMA o różnych grubościach z zakresu od 2 cm do 7 cm oraz 4,5 cm w warunkach klinicznych od wartości średnich dawki gruczołowej wskazywanymi przez aparat wynoszą maksymalnie	±30 %
13.	Jakość obrazu	
13.1.	Progony kontrast obrazu Dla pięciu obrazów fantomu (każdy przesunięty w stosunku do poprzedniej ekspozycji o kilka milimetrów) zawierającego okrągłe obiekty niskokontrastowe w mammografii cyfrowej otrzymanych w warunkach klinicznych progony kontrast dla dysków o średnicach:	tabela 7

	0,1mm, 0,25mm, 0,5mm, 1mm oraz 2mm wynosi maksymalnie	
13.2.	Czas ekspozycji	
	Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej w warunkach klinicznych zmierzony czas ekspozycji wynosi maksymalnie	2 s
	W przypadku systemów skanujących czas skanowania jest zgodny z wartością określoną podczas testów odbiorczych.	-
13.3.	Geometryczne zniekształcenie obrazu i ocena artefaktów	
	Na obrazach fantomu o jednorodnej strukturze siatki nie są widoczne żadne zniekształcenia geometryczne wzoru siatki.	-
	Na obrazie fantomu o jednorodnej strukturze siatki zmierzone długości odcinków o jednakowych nominalnych wymiarach są takie same we wszystkich kierunkach obrazu.	-
13.4.	Pozostałość poprzedniego obrazu Na obrazach fantomów nie są widoczne żadne pozostałości po poprzednim obrazie.	-

TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA

Uwaga: Aparaty do tomografii komputerowej powinny być kontrolowane tak, jak aparaty stosowane do radiografii ogólnej, o ile pozwala na to ich konstrukcja, z rozszerzeniem o poniższe testy.

Wartość odniesienia oznacza średni wynik z testu przeprowadzanego przez 5 dni dla całkowicie sprawnego tomografu (bezpośrednio po jego instalacji i odbiorze). Wartość odniesienia należy powtórnie wyznaczyć po wprowadzeniu jakichkolwiek istotnych napraw w aparacie.

Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Poziom szumu	
	Różnica standardowego odchylenia wartości HU zmierzonego w centralnym obszarze obrazu jednorodnego fantomu (dla ROI o powierzchni $\approx 500 \text{ mm}^2$) zobrazowanego w warunkach klinicznych od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 20 \%$
2.	Wartość HU	
	Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w centralnym obszarze (o średnicy ROI ok. 10 % średnicy fantomu) obrazu jednorodnego fantomu zobrazowanego w warunkach klinicznych a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 4 \text{ HU}$
3.	Jednorodność HU	
	Różnica średnich wartości HU mierzonych w różnych obszarach obrazu jednorodnego fantomu zobrazowanego w warunkach klinicznych wynosi maksymalnie	$\pm 4 \text{ HU}$
4.	Progowy kontrast	
	W obrazie fantomu przeznaczonego do oceny progowego kontrastu obrazu w rentgenowskiej tomografii komputerowej, zobrazowanego w warunkach klinicznych, widoczne są co najmniej struktury o średnicy 6 mm i	0,6 %

	kontraście	
5.	Rozdzielczość przestrzenna wysokokontrastowa	
	Dla fantomu zawierającego wzory o różnych częstościach przestrzennych przeznaczonego do oceny rozdzielczości przestrzennej obrazu w rentgenowskiej tomografii komputerowej, zobrazowanego w warunkach klinicznych, rozdzielczość obrazu wynosi minimalnie	5 lp/cm
6.	Geometryczna poprawność obrazu	
	Różnice pomiędzy zmierzonymi a rzeczywistymi odległościami w obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, zobrazowanego w warunkach klinicznych, wynoszą maksymalnie	±1 mm
7.	Kolimacja wiązki	
	Dla każdej dostępnej kolimacji wiązki różnica między zmierzoną szerokością profilu dawki w połowie wysokości a wartością nominalną: wynosi maksymalnie	±1 mm
	lub w odniesieniu do wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±20 % (większa z wartości)
8.	Dozymetria	
	Dla każdej dostępnej filtracji wiązki i dla każdej dostępnej kolimacji wiązki odchylenie zmierzonego tomograficznego indeksu dawki od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±20 %

Po za testami aparatury rentgenowskiej należy wykonać testy monitorów stosowanych do prezentacji obrazów medycznych.

MONITORY STOSOWANE DO PREZENTACJI OBRAZÓW MEDYCZNYCH		
<u>Uwaga:</u> Monitory stosowane do prezentacji obrazów medycznych muszą być kalibrowane z częstotliwością zalecaną przez producenta monitorów, ale nie rzadziej niż raz na pół roku.		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Warunki oglądania obrazów	
	Natężenie oświetlenia zewnętrznego każdego monitora opisowego zmierzone w takich samych warunkach, w jakich oglądane są obrazy przy wyłączonym danym monitorze wynosi maksymalnie	10 lux (w mammografii) 50 lux (w pozostałych przypadkach)
2.	Poprawność geometryczna obrazu	
2.1.	Zniekształcenia geometryczne obrazu Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym, w siatce pionowych i poziomych linii, różnica między najdłuższą i najkrótszą długością linii, wyrażona przez procent najkrótszej ze zmierzonych długości, wynosi maksymalnie	2 % (dla monitorów opisowych) 5 % (dla monitorów)

		przeglądowych)
2.2.	Zgodność powiększenia między monitorami	
	Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitorów przeznaczonych do jednoczesnego wyświetlania obrazów: różnica między największą a najmniejszą długością tej samej linii standardowego obrazu testowego wyświetlona na każdym z monitorów, wyrażona przez procent najkrótszej z wartości wynosi maksymalnie	2 % (dla monitorów opisowych) 5 % (dla monitorów przeglądowych)
3.	Rozdzielczość	
	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym, osobno dla każdej lokalizacji wzorów do oceny rozdzielczości (w środku i w czterech rogach), różnica między luminancją poziomego wzoru do oceny rozdzielczości a luminancją pionowego wzoru do oceny rozdzielczości, wyrażona przez procent większej z wartości, wynosi maksymalnie	±30 % (dla monitorów opisowych) ±50 % (dla monitorów przeglądowych)
4.	Jednorodność	
	Dla luminancji zmierzonych w środku i w czterech rogach jednorodnego obrazu wyświetlanego na monitorze, różnica między maksymalną a minimalną spośród zmierzonych wartości, wyrażona przez procent średniej arytmetycznej maksymalnej i minimalnej spośród zmierzonych wartości, wynosi maksymalnie	15 % (dla monitorów opisowych) 25 % (dla monitorów przeglądowych) 30 % (dla wszystkich monitorów kineskopowych)
5.	Luminancja	
5.1.	Maksymalna luminancja Maksymalna luminancja monitora wynosi minimalnie	200 cd/m ² (dla monitorów opisowych) 100 cd/m ² (dla monitorów przeglądowych)
5.2.	Zgodność maksymalnej luminancji między monitorami Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitorów przeznaczonych do jednoczesnego wyświetlania obrazów: różnica między największą a najmniejszą spośród zmierzonych w punkcie 5.1. wartości maksymalnej luminancji poszczególnych monitorów, wyrażona przez procent najmniejszej z wartości, wynosi maksymalnie	5 % (dla monitorów opisowych do mammografii cyfrowej) 10 % (dla pozostałych monitorów)
5.3.	Kontrast monitora Stosunek maksymalnej luminancji monitora do minimalnej luminancji monitora wynosi minimalnie	250 (dla monitorów opisowych)

		100 (dla monitorów przeglądowych)
--	--	-----------------------------------

Tabela 1. Minimalne wartości warstwy półchlonej dla różnych napięć w radiografii ogólnej.

Wysokie napięcie [kV]	Minimalna warstwa półchlonna [mm Al]
50	1,5
60	1,8
70	2,1
80	2,3
90	2,5
100	2,7
110	3,0
120	3,2
130	3,5
140	3,8
150	4,1

Tabela 2. Maksymalne wymiary ogniska w radiografii ogólnej.

Nominalna wielkość ogniska lampy [mm]	Maksymalne wymiary ogniska	
	w kierunku prostopadłym do osi anoda – katoda [mm]	w kierunku równoległym do osi anoda – katoda [mm]
0,10	0,15	0,15
0,15	0,23	0,23
0,20	0,30	0,30
0,25	0,38	0,38
0,30	0,45	0,65
0,40	0,60	0,85
0,50	0,75	1,10
0,60	0,90	1,30
0,70	1,10	1,50
0,80	1,20	1,60
0,90	1,30	1,80
1,00	1,40	2,00
1,10	1,50	2,20
1,20	1,70	2,40
1,30	1,80	2,60

1,40	1,90	2,80
1,50	2,00	3,00
1,60	2,10	3,10
1,70	2,20	3,20
1,80	2,30	3,30
1,90	2,40	3,50
2,00	2,60	3,70
2,20	2,90	4,00
2,40	3,10	4,40
2,60	3,40	4,80
2,80	3,60	5,20
3,00	3,90	5,60

Tabela 3. Maksymalne wymiary ogniska w mammografii.

Nominalna wielkość ogniska lampy [mm]	Maksymalne wymiary ogniska	
	w kierunku prostopadłym do osi anoda-katoda [mm]	w kierunku równoległym do osi anoda-katoda [mm]
0,10	0,15	0,15
0,15	0,23	0,23
0,20	0,30	0,30
0,25	0,38	0,38
0,30	0,45	0,65
0,40	0,60	0,85

Tabela 4. Wartości warstwy półchlonnej dla różnych kombinacji anoda/filtr w mammografii.

Wysokie napięcie [kV]	warstwa półchlonna [mm Al] dla różnych kombinacji anoda/filtr						
	Mo+30μ m Mo	Mo+25μ m Rh	Rh+25μ Rh	W+0,45μ m Al	W+0,50μ m Al	W+50μ Rh	W+60μ Mo
28	0,32	0,40	0,39	0,37	0,40	0,51	0,37

Tabela 5. Wartości średniej dawki gruczołowej w zależności od grubości PMMA.

Grubość fantomu z PMMA [cm]	Ekwiwalent grubości piersi [cm]	Maksymalna wartość średniej dawki gruczołowej [mGy]
2,0	2,1	1,0
3,0	3,2	1,5
4,0	4,5	2,0
4,5	5,3	2,5
5,0	6,0	3,0

6,0	7,5	4,5
7,0	9,0	6,5

Tabela 6. Wartości CNR w zależności od grubości fantomu.

Grubość fantomu z PMMA [cm]	CNR (w odniesieniu do 5cm) [%]
2,0	>115
3,0	>110
4,0	>105
4,5	>103
5,0	>100
6,0	>95
7,0	>90

Tabela 7. Progowe kontrast w zależności od wielkości obiektu.

Średnica obiektu [mm]	Równoważnik grubości złota [μm]	Kontrast (dla Mo/Mo i 28kV) [%]
2,00	0,069	1,05
1,00	0,091	1,40
0,50	0,150	2,35
0,25	0,352	5,45
0,10	1,680	23,00

II. Medycyna nuklearna

Określenia i pojęcia użyte w testach eksploatacyjnych aparatury stosowanej w placówkach medycyny nuklearnej:

Całkowa miara jednorodności detektora, wyraża się wzorem:

$$J_C = \frac{Max_C - Min_C}{Max_C + Min_C} \cdot 100 \quad [\%],$$

gdzie:

Max_C - maksymalna liczba zliczeń w danym polu widzenia detektora,

Min_C - minimalna liczba zliczeń w danym polu widzenia detektora.

Różniczkowa miara jednorodności detektora, wyraża się wzorem:

$$J_R = \frac{Max_R - Min_R}{Max_R + Min_R} \cdot 100 \quad [\%],$$

Max_R - maksymalna liczba zliczeń w odrębie określonej odległości (5 kolejnych pikseli),

Min_R - minimalna liczba zliczeń w odrębie określonej odległości (5 kolejnych pikseli).

Centralne pole widzenia detektora – zdefiniowane przez wymiary stanowiące 75 % liniowych wymiarów podanych przez producenta w odniesieniu do całkowitego (użytecznego) pola widzenia.

SUV – ilościowa miara gromadzenia radiofarmaceutyku w ognisku gorącym, stosowana w badaniach techniką PET.

MIERNIKI AKTYWNOŚCI BEZWZGLĘDNEJ			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Pomiar tła		
	Wykonać dla wszystkich radionuklidów, które będą danego dnia używane (z wyjątkiem mierników z opcją automatycznej kontroli korekcji tła – w tym przypadku wystarczy pomiar dla jednego radionuklidu), z wkładem pomiarowym (holderem) umieszczonym w mierniku.	-	na początku każdego dnia, w którym miernik będzie używany
2.	Precyzja (powtarzalność wyników)		
	Współczynnik zmienności (stosunek odchylenia standardowego do wartości średniej) nie przekracza	5 %	co pół roku
3.	Stalność wskazań		
	Źródło długożyciowe (np. ⁵⁷ Co lub ¹³⁷ Cs). Pomiar zliczeń w oknie energetycznym danego radionuklidu. Odchylenie wyniku od wartości referencyjnej ustalonej w czasie testów akceptacyjnych nie przekracza	5 %	codziennie
4.	Liniowość wskazań		
	Zbadać w całym zakresie stosowanych aktywności, dla ^{99m} Tc, chyba że częściej jest stosowany inny radionuklid (np. ¹³¹ I). Błędy (odstępstwa od liniowości) nie	10 %	raz w roku

	przekraczają		
5.	Kalibracja wskazań		
	Stosować certyfikowane źródła o znanych aktywnościach dla wszystkich używanych nuklidów. Błędy pomiarów nie przekraczają	10 %	co 2 lata w przypadku wykonywania wyłącznie badań diagnostycznych, raz w roku w przypadku prowadzenia terapii
ZESTAW DO POMIARU JODOCHWYTNÓŚCI TARCZYCY			
1.	Kalibracja energetyczna		
	W zależności od możliwości wykonywać sprawdzanie poprawności ustawienia okna pomiarowego.	-	w dniu przed użyciem aparatury (sondy wielokanałowe) lub w odstępach miesięcznych (sondy jednokanałowe)
2.	Pomiar tła		
		-	na początku każdego dnia, w którym zestaw jest używany
3.	Precyzja (powtarzalność wyników)		
	Zastosować długożyciowe źródło (np. ^{133}Ba lub ^{137}Cs) i posłużyć się testem zgodności χ^2 w celu sprawdzenia, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poissona.	-	co kwartał
LICZNIKI SCYNTYLACYJNE DO POMIARU PROMIENIOWANIA GAMMA IN VITRO			
1.	Kalibracja energetyczna		
	Dla radionuklidu, który będzie używany.		zgodnie z zaleceniami producenta, nie rzadziej niż co miesiąc
2.	Pomiar tła		
	Fluktuacje tła mieszczą się w zakresie dwóch odchyłeń standardowych od wartości średniej wyznaczonej w teście odbiorczym.	-	na początku każdego dnia, w którym miernik jest używany
3.	Stalność wskazań		

	Wykonywać przy użyciu źródła długożyciowego (np. ^{137}Cs). Liczba zliczeń w odniesieniu do wartości średniej zliczeń z testu odbiorczego (po uwzględnieniu korekty rozpadu) nie różni się o więcej niż	10 %	w dniu, w którym licznik będzie używany
4.	Precyzja (powtarzalność wyników)		
	Zastosować długożyciowe źródło i posłużyć się testem χ^2 w celu sprawdzenia, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poissona.	-	co kwartał
5.	Normalizacja detektorów		
	<u>Uwaga:</u> Dotyczy tylko liczników wielodetektorowych		
	Należy wykonać wg instrukcji producenta dla każdego używanego radionuklidu.		raz w miesiącu oraz po każdej kalibracji
SONDY DO POMIARÓW ŚRÓDOPERACYJNYCH			
1.	Sprawdzanie naładowania baterii.	-	przed użyciem
2.	Pomiar tła		
	Wykonać w standardowych warunkach. Pomiar tła wyznacza minimalną szybkość zliczania, która może być zmierzona śródoperacyjnie.	-	na początku każdego dnia
3.	Stalność wskazań		
	Wykonywać przy użyciu długożyciowego źródła (np. ^{57}Co), w stałych warunkach geometrycznych. Błąd wskazań w odniesieniu do średniej wartości zliczeń z testu odbiorczego nie przekracza	10 %	co miesiąc
PLANARNE KAMERY SCYNTYLACYJNE			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Pomiar tła		
	W ocenie wizualnej równomierne rozmieszczenie zliczeń w obrazie.	-	codziennie
2.	Kontrola położenia energetycznego na fotoszczycie		
	Dla ^{99m}Tc (lub ^{131}I , gdy kamera stosowana jest głównie do badań przy użyciu radionuklidu). Kamera wymaga kalibracji energetycznej, jeżeli położenie okna przekracza wartość graniczną podaną przez producenta lub, w razie braku takiej informacji, okno przesunięte w stosunku do energii nominalnej o więcej niż	3 %	codziennie
3.	Jednorodność detektora		
	<u>Uwaga:</u> Wykonywać przy użyciu płaskiego źródła kobaltowego ^{57}Co - detektor z kolimatorem lub używając źródła punktowego ^{99m}Tc (lub ^{131}I , gdy kamera stosowana jest głównie do badań przy użyciu tego radionuklidu) - detektor bez kolimatora.		

	W ocenie wizualnej rozmieszczenie zliczeń jednorodnie bez wyraźnych lokalnych maksimum, minimum lub gradientów	-	codziennie
4.	Ilościowy test jednorodności detektora dla dużej liczby zliczeń		
	Monitorowanie miar całkowitej i różniczkowej jednorodności w czasie. Miary te nie wykazują gwałtownego pogorszenia; całkowita miara jednorodności w centralnym polu widzenia nie przekracza	4 %	co miesiąc
5.	Kalibracja energetyczna dla innych radionuklidów		co miesiąc lub, w przypadku rzadszego wykonywania badań z użyciem danego radionuklidu, przed badaniem
6.	Jednorodność detektora dla innych radionuklidów		
	Jeżeli mapy korekcyjne jednorodności dla innych radionuklidów wyliczane są na podstawie obrazu uzyskanego dla ^{99m}Tc , testy sprawdzające nie są konieczne.	-	co kwartał, chyba że badania z użyciem tych nuklidów wykonywane są rzadziej
7.	Rozdzielczość i przestrzenna liniowość detektora		
	Wykonywać za pomocą specjalnego fantomu, składającego się z 4 sektorów szczelin o różnych szerokościach, dopasowanych do rozdzielczości kamery. Ocena wizualna, Przebieg szczelin na obrazie nie odbiega od linii prostych. Rozróżnialność szczelin jak na obrazie referencyjnym uzyskanym podczas testu odbiorczego.	-	co pół roku
8.	Pomiar rzeczywistej wielkości piksela		
	Wyniki pomiarów wzdłuż obu osi (X i Y) nie różnią się względem siebie oraz od specyfikacji producenta o więcej niż	5 %	co rok
KAMERY SPECT			
<u>Uwaga:</u> Dla każdej głowicy należy wykonywać wszystkie testy przewidziane dla kamer planarnych, a ponadto:			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	Precyzja środka obrotu		
	Test powinien być przeprowadzany dla wszystkich kolimatorów używanych do badań SPECT i kątów wzajemnego ustawienia detektorów. Wahanie położenia środka obrotu detektora/ów względem środka macierzy	-	zgodnie z zaleceniami producenta, z uwzględnieniem

	obrazowej nie przekracza wartości podanej przez producenta, w przeciwnym razie niezbędna kalibracja środka obrotu.		niem stabilności środka obrotu detektora/detektorów, ale nie rzadziej niż raz na kwartał
2.	Rozdzielczość tomograficzna		
	Źródło umieszczone w osi obrotu detektora/detektorów. Okrągły kształt źródła punktowego na zrekonstruowanym cięciu poprzecznym. Miary rozdzielczości wzdłuż obu osi (X i Y) nie różnią się między sobą oraz od specyfikacji producenta o więcej niż	10 %	test wykonywany razem z testem precyzji środka obrotu
3.	Całościowe działanie systemu obrazowania		
	Wykonać przy użyciu fantomu przeznaczanego do oceny całościowego działania kamer SPECT, np. tzw. fantomu Jaszczaka. Monitorowanie jednorodności zrekonstruowanych obrazów części fantomu wypełnionej równomiernie aktywnością oraz kontrastu cięć tomograficznych zawierających pręty oraz kulki. Cięcia przedstawiające jednorodne rozmieszczenie aktywności bez artefaktów kołowych, rozdzielczość prętów (oceniana wizualnie) i kontrast kulek (oceniany ilościowo) nie różni się wyraźnie od wyników referencyjnych (test odbiorczy).	-	raz w roku
SPECT/CT			
<u>Uwaga:</u> Poza testami przewidzianymi dla kamer SPECT:			
1.	Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami SPECT i CT		
	<u>Uwaga:</u> Wykonać za pomocą dedykowanego fantomu z rozmieszczonymi przestrzennie źródłami punktowymi.		
	Brak wizualnie uchwytnych przesunięć pomiędzy obrazami SPECT i CT.	-	co kwartał
2.	Test jednorodności obrazów CT (zrekonstruowanych cięć poprzecznych jednorodnego fantomu)	-	codziennie
SKANERY PET			
1.	Test dzienny (blank scan)		
	Wykonać zgodnie z zaleceniami producenta. W przypadku braku zaleceń producenta dokonać pełnej inicjalizacji systemu oraz wizualnej oceny 2-wymiarowego sinogramu emisyjnego pod kątem uszkodzenia detektorów lub bloków detektorów, przy wykorzystaniu fantomu/statywu z punktowym źródłem pozytronowym.	zgodnie z zaleceniami producenta	na początku każdego dnia
2.	Test jednorodności		
	Wykonać przy użyciu cylindrycznego fantomu o średnicy	-	co kwartał

	ok. 20 cm, wypełnionego izotopem ^{68}Ge lub ^{18}F , umieszczonym w centrum pola widzenia skanera. Wizualnie ocenić zrekonstruowane obrazy pod kątem niejednorodności i artefaktów.		
3.	Test SUV		
	Wykonać przy użyciu cylindrycznego fantomu o średnicy ok. 20 cm, wypełnionego izotopem pozytonowym, dla każdego wyznaczone były tablice SUV (standardowo ^{18}F), umieszczonym w centrum pola widzenia skanera. Odchylenie od normy (norma rozumiana jako stosunek 1:1 względem kalibracji SUV) nie przekracza kryterium producenta, w przeciwnym razie niezbędna jest kalibracja SUV.		co najmniej raz na kwartał w przypadku korzystania z wartości SUV przy opisie badań PET oraz po każdej kalibracji SUV
4.	Normalizacja		
	Wykonywać przy użyciu dedykowanego fantomu i źródła, zgodnie z zaleceniami producenta, zależnie od systemu i zaleceń serwisu	-	co pół roku oraz po każdej istotnej naprawie w zakresie związanym z torem wizyjnym detektorów
5.	Rozdzielczość przestrzenna		
	Wykonywać przy użyciu źródła punktowego lub liniowego ^{18}F , zgodnie z aktualnie obowiązującymi wytycznymi zawartymi w raportach NEMA. Wartości rozdzielczości przestrzennych, poprzeczne i osiowe, są stałe w czasie względem wartości odniesienia (testy odbiorcze).	-	co rok
6.	Jakość obrazu		
	Wykonywać przy użyciu radionuklidu ^{18}F oraz dedykowanego fantomu (NEMA NU-2007 lub IEC 61675- 1), zgodnie z aktualnie obowiązującymi wytycznymi zawartymi w raportach NEMA. Wartość kontrastu dla sfer gorących, zimnych oraz tła są stałe w czasie względem wartości odniesienia (test odbiorczy)	-	co rok
PET/CT			
<u>Uwaga:</u> Poza testami przewidzianymi dla kamer PET:			
1.	Test zgodności nałożenia obrazów PET i CT		
	<u>Uwaga:</u> Wykonać za pomocą dedykowanego fantomu z rozmieszczonymi przestrzennie źródłami punktowymi.		
	Wizualnie ocenić poprawność nałożenia obrazów PET i CT w 3 płaszczyznach (brak wizualnie uchwytnych przesunięć).	-	co kwartał

2.	Rozgrzewanie lampy	-	na początku każdego dnia, przed testami dzieinnymi CT, zanim skaner zostanie dopuszczony do pracy oraz po każdej dłuższej (określonej przez producenta) przerwie między badaniami
3.	Test dzienny CT		
	Wykonywać przy użyciu dedykowanego do testów CT fantomu. Sprawdzanie tomografu pod kątem jednorodności obrazu, szumów i artefaktów oraz stabilność wartości HU wody.	-	codziennie
4.	Kalibracja powietrzna/wodna CT		
	Zgodnie z zaleceniami producenta.		raz w tygodniu
<p><u>Uwaga:</u> Ponadto, jeżeli tomograf CT stosowany jest w celach diagnostycznych, a nie tylko do lokalizacji zmian obserwowanych w badaniach techniką PET, podlega wszystkim testom przewidzianym dla tomografów rentgenowskich.</p>			

PRODUKTY FARMACEUTYCZNE		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
1.	Generatory nuklidów krótkożyciowych	
	<u>Uwaga:</u> Testy kontrolne nie są obowiązkowe	
	Należy sprawdzić wydajność elucji nuklidu przez wykonanie pomiaru aktywności poszczególnych frakcji eluatu z generatora stosując odpowiedni miernik aktywności posiadający aktualne świadectwo wzorcowania. W kontroli czystości radionuklidowej i czystości chemicznej eluatu należy ściśle stosować się do zaleceń producenta. W przypadku generatora molibdenowo-technetowego wskazane jest przeprowadzenie kontroli czystości radionuklidowej (zawartość ^{99}Mo w eluacie z generatora) i czystości chemicznej (zawartość Al^{+3} w eluacie) w przypadku trudności z uzyskaniem deklarowanej przez producenta wydajności elucji oraz w sytuacji, gdy uzyskane obrazy scyntygraficzne są nieprawidłowe lub nieczytelne i na przykład sugerują możliwość obecności w eluacie radionuklidu emitującego promieniowanie o energii fotonów większej niż fotonów emitowanych przez $^{99\text{m}}\text{Tc}$.	-
2.	Produkty radiofarmaceutyczne	

2.1.	Gotowe do użycia nie podlegają kontroli jakości u użytkownika z wyjątkiem pomiaru aktywności podawanej pacjentom	-
2.2.	<p><u>Przygotowane u użytkownika z zestawów do znakowania i eluatu z generatora.</u></p> <p>Nie ma obowiązku rutynowej kontroli jakości wyznakowanego preparatu (z wyjątkiem pomiaru aktywności każdej porcji podawanej pacjentowi). Jeżeli produkt radiofarmaceutyczny jest przygotowany przez wykwalifikowanego pracownika i zgodnie z instrukcją producenta. Zalecane jest sprawdzanie czystości radiochemicznej wyznakowanego preparatu (ocena zawartości nadtechnecjanu i tlenku technetu zredukowanego, niezwiązanego w formę kompleksu) w przypadku wątpliwości co do jakości przygotowanego produktu radiofarmaceutycznego</p>	-
2.3.	<p><u>Pozostałe przygotowane u użytkownika.</u></p> <p>W przypadku znakowania komórek krwi, bądź przygotowania produktów radiofarmaceutycznych według własnych metod, obowiązują wszystkie wymagania dla producenta leków przewidziane przez prawo farmaceutyczne</p>	-

III. Radioterapia (teleradioterapia, brachyterapia)

1. Testy fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych zapewniających bezpieczne stosowanie aparatów terapeutycznych do teleradioterapii i brachyterapii, symulatorów i komputerowych systemów planowania leczenia oraz odbiory i przeglądy okresowe przeprowadza się według następujących zasad:

1) po instalacji urządzeń, o których mowa w ust. 1, przeprowadza się ich odbiór od producenta na podstawie testów odbiorczych producenta,

2) dopuszczenie urządzeń, o których mowa w ust. 1, do stosowania klinicznego może nastąpić po przeprowadzeniu pełnej oceny ich fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych,

3) urządzenia, o których mowa w ust. 1, podlegają obowiązkowym przeglądom technicznym wykonywanym przez autoryzowany serwis zgodnie z harmonogramem uzgodnionym z użytkownikiem oraz testom eksploatacyjnym zgodnie z niniejszym wykazem i harmonogramem określonym w systemie zarządzania jakością,

4) sposób wykonania testów wymienionych w ust. 3-7 należy opisać w systemie zarządzania jakością opracowanym w jednostce organizacyjnej.

2. Fizyczne parametry podlegające ocenie przed dopuszczeniem do stosowania klinicznego, o których mowa w ust. 1 pkt 2:

1) Parametry techniczne akceleratora, aparatu kobaltowego i symulatora
a) skala ruchu obrotowego ramienia i kolimatora
b) izocentrum mechaniczne
c) centratory
d) telemetr
e) symulacja świetlna pola promieniowania
f) akcesoria aparatu
g) awaryjne liczniki dawki (dla akceleratora)
h) zegar (dla aparatu kobaltowego)
i) stół terapeutyczny
j) wyłączniki bezpieczeństwa
k) system blokady drzwi wejściowych do pomieszczenia terapeutycznego
l) system interwizji i interfonii
m) system sygnalizacji świetlnej i dźwiękowej
n) parametry, które wynikają z indywidualnych rozwiązań konstrukcyjnych danego aparatu
2) Parametry dozymetryczne akceleratora
a) jakość wiązek promieniowania
b) jednorodność i symetria wiązek promieniowania
c) pole promieniowania
d) dawka mierzona w wodzie, w warunkach referencyjnych
e) stabilność dawki w czasie dnia pracy

f) liniowość zależności dawki od jednostek monitorowych
g) zależność dawki od położenia ramienia aparatu (0°, 90°, 180°, 270°)
h) parametry, które wynikają z indywidualnych rozwiązań konstrukcyjnych danego akceleratora
3) Parametry dozymetryczne aparatu kobaltowego
a) pole promieniowania
b) moc dawki mierzona w wodzie, w warunkach referencyjnych
c) „czas martwy” przesuwu źródła

3. Fizyczne parametry techniczne i dozymetryczne podlegające okresowej kontroli dokonywanej przez osoby uprawnione do ich przeprowadzania wraz z częstotliwością kontroli.

1) Parametry techniczne i dozymetryczne akceleratora, aparatu kobaltowego i symulatora sprawdzane codziennie przez techników elektroradiologii obsługujących dany aparat
a) system blokady drzwi wejściowych do pomieszczenia terapeutycznego
b) telemetr
c) symulacja świetlna pola promieniowania
d) centratory
e) dawka względna dla wiązek promieniowania stosowanych danego dnia w praktyce klinicznej (dla akceleratora)
2) Parametry techniczne i dozymetryczne akceleratora, aparatu kobaltowego i symulatora sprawdzane raz w tygodniu przez pracowników serwisu użytkownika przez pracowników akredytowanego zakładu fizyki medycznej lub fizyków medycznych
a) telemetr
b) symulacja świetlna pola promieniowania
c) centratory
d) akcesoria aparatu
e) zegar (dla aparatu kobaltowego)
f) dawka względna dla stosowanych w praktyce klinicznej wiązek promieniowania (dla akceleratora)
3) Parametry techniczne symulatora sprawdzane raz na kwartał przez pracowników akredytowanego zakładu fizyki medycznej lub fizyków medycznych i pracowników serwisu użytkownika
a) skala ruchu obrotowego ramienia i kolimatora
b) izocentrum mechaniczne
c) centratory
d) telemetr
e) symulacja świetlna pola promieniowania
f) akcesoria aparatu
g) stół terapeutyczny
h) wyłączniki bezpieczeństwa

i) system blokady drzwi wejściowych do pomieszczenia symulatora
j) system interwizji i interfonii
k) systemy sygnalizacji świetlnej i dźwiękowej
l) tor wizyjny (w tym poprawność geometryczna obrazu i rozdzielczość obrazu)
m) pole promieniowania
n) fizyczne parametry, które wynikają z indywidualnych rozwiązań konstrukcyjnych danego aparatu
4) Parametry techniczne i dozymetryczne akceleratora i aparatu kobaltowego sprawdzane co 6 miesięcy przez pracowników akredytowanego zakładu fizyki medycznej lub fizyków medycznych oraz pracowników serwisu użytkownika
a) skala ruchu obrotowego ramienia i kolimatora
b) izocentrum mechaniczne
c) centratory
d) telemetr
e) symulacja świetlna pola promieniowania
f) akcesoria aparatu
g) awaryjny licznik dawki (dla akceleratora)
h) zegar (dla aparatu kobaltowego)
i) stół terapeutyczny
j) wyłączniki bezpieczeństwa
k) system blokady drzwi wejściowych do pomieszczenia terapeutycznego
l) system interwizji i interfonii
m) systemy sygnalizacji świetlnej i dźwiękowej
n) fizyczne parametry, które wynikają z indywidualnych rozwiązań konstrukcyjnych danego aparatu
o) jakość wiązek promieniowania stosowanych w praktyce klinicznej (dla akceleratora)
p) jednorodność i symetria wiązek promieniowania (dla akceleratora)
r) pole promieniowania
s) dawka mierzona w wodzie, w warunkach referencyjnych
t) „czas martwy” przesuwu źródła (dla aparatu kobaltowego)
5) Parametry dozymetryczne akceleratora i aparatu kobaltowego sprawdzane raz w roku przez pracowników akredytowanego zakładu fizyki medycznej lub fizyków medycznych
a) współczynniki klinów mechanicznych
b) liniowość zależności dawki od jednostek monitorowych (dla akceleratora)
c) zależność dawki od położenia ramienia aparatu (0°, 90°, 180°, 270°)
d) stabilność dawki w czasie dnia pracy (dla akceleratora)

4. Poprawność działania komputerowych systemów planowania leczenia sprawdzana przez

pracowników zakładu fizyki medycznej

1) po instalacji nowego aparatu terapeutycznego wykonywane są pomiary dozymetryczne wiązek promieniowania dla potrzeb komputerowego systemu planowania leczenia, zgodnie z wymaganiami danego systemu, przez pracowników zakładu fizyki medycznej

2) warunkiem dopuszczenia do użytku klinicznego komputerowego systemu planowania leczenia, w zakresie nowo wprowadzonych danych dozymetrycznych, jest wykonanie kontroli określonej w systemie zarządzania i kontroli jakości,

3) minimalny zakres kontroli komputerowego systemu planowania leczenia, po wprowadzeniu nowych danych dozymetrycznych, obejmuje sprawdzenie poprawności obliczeń w warunkach geometrycznych, w jakich mierzono dane wejściowe do systemu:

Minimalny zakres kontroli komputerowego systemu planowania leczenia dla wiązki promieniowania o danej energii
a) liczba jednostek monitorowych (dla akceleratora) lub czas napromieniania (dla aparatu kobaltowego) dla pola kwadratowego o boku 10 cm, dla wiązki fotonów bez modyfikatorów oraz dla wiązki z użyciem każdego ze stosowanych modyfikatorów
b) procentowa dawka głęboka dla trzech pól kwadratowych, dla wiązki fotonów bez modyfikatorów oraz dla pola kwadratowego o boku 10 cm dla wiązki z użyciem każdego ze stosowanych modyfikatorów
c) profile na wybranej głębokości, dla trzech pól kwadratowych, dla wiązki fotonów bez modyfikatorów oraz dla pola kwadratowego o boku 10 cm dla wiązki z użyciem każdego ze stosowanych modyfikatorów
d) liczba jednostek monitorowych dla wiązki elektronów, dla jednego pola kwadratowego, dla każdego aplikatora
e) procentowa dawka głęboka dla wiązki elektronów, dla pola kwadratowego o boku 10 cm
f) profile wiązki elektronów na głębokości, na której dawka osiąga wartość maksymalną, dla pola kwadratowego o boku 10 cm,.

5. Fizyczne parametry techniczne i dozymetryczne aparatów terapeutycznych do brachyterapii przy zastosowaniu niskiej (LDR) lub średniej mocy dawki (MDR) podlegające okresowej kontroli, osoby uprawnione do przeprowadzania kontroli wraz z częstotliwością kontroli:

1) Parametry sprawdzane codziennie przez techników elektroradiologii
a) światła ostrzegawcze
b) interfonia i interwizja
c) stan wyposażenia potrzebnego w czasie awarii
2) Parametry sprawdzane co 6 miesięcy przez techników elektroradiologii
a) przerwanie napromieniania przyciskiem awaryjnym
b) przerwanie napromieniania otwarciem drzwi do pomieszczenia terapeutycznego
3) Parametry sprawdzane co 6 miesięcy przez fizyków medycznych lub inżynierów medycznych
a) przerwanie napromieniania w przypadku zmian ciśnienia w urządzeniach pneumatycznych
b) poprawność działania połączeń aplikator - przewodnica przesyłająca
c) działanie zastępczego zasilania w przypadku utraty zasilania z sieci
d) poprawność rozmieszczenia źródeł

4) Parametry sprawdzane raz w roku przez fizyków medycznych
a) prawidłowość wskazań czasomierza
b) szczelność źródeł
c) znajomość postępowania w czasie awarii
5) Inne parametry sprawdzane przez fizyków medycznych
a) pomiar aktywności źródeł wykonywany jest po każdej ich wymianie

6. Fizyczne parametry techniczne i dozymetryczne aparatów terapeutycznych do brachyterapii przy zastosowaniu wysokiej mocy dawki (HDR) i brachyterapii pulsacyjnej (PDR) podlegające okresowej kontroli, osoby uprawnione do przeprowadzania kontroli wraz z częstotliwością kontroli:

Parametry sprawdzane codziennie przez techników elektroradiologii
a) poprawne działanie świateł ostrzegawczych
b) poprawne działanie interfonii i interwizji
c) stan wyposażenia potrzebnego w czasie awarii
d) przerwanie napromieniania po zadnym czasie
e) przerwanie napromieniania przyciskiem awaryjnym
f) przerwanie napromieniania otwarciem drzwi do pomieszczenia terapeutycznego
g) poprawność wpisu daty, godziny i aktywności źródła
Parametry sprawdzane co 6 miesięcy przez fizyków medycznych lub inżynierów medycznych
a) poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica przesyłająca
b) funkcja informującej o utrudnieniu w poruszaniu się źródeł w prowadnicach
c) pozycja i aktywna długość źródeł
d) działanie zastępczego zasilania w przypadku utraty zasilania z sieci
e) poprawność funkcjonowania mechanizmu awaryjnego (ręcznego) wycofywania źródła
Parametry sprawdzane raz w roku przez fizyków medycznych
a) prawidłowość wskazań czasomierza
b) znajomość zasad postępowania przez personel w czasie awarii
Inne parametry sprawdzane przez fizyków medycznych (po każdej wymianie źródła)
a) aktywność źródła
b) prawidłowość odczytu pozycji źródła i jego aktywnej długości
c) pomiary ochronności aparatu HDR

7. Parametry techniczne i dozymetryczne podlegające okresowej kontroli przy stosowaniu permanentnych aplikacji źródeł radioaktywnych oraz czasowych aplikacji z użyciem drutu irydu-192 metodą LDR, osoby uprawnione do przeprowadzania kontroli wraz z częstotliwością kontroli:

Parametry sprawdzane przez fizyków medycznych przed każdą aplikacją
a) działanie podręcznego monitora promieniowania i aktualności jego świadectwa kalibracji

b) czystości (kontaminacji izotopem radioaktywnym) powierzchni stołu do przygotowywania aplikatorów
c) określenie aktywności źródeł i ich identyfikacja
Parametry sprawdzane przez fizyków medycznych lub techników elektroradiologii pod nadzorem fizyka medycznego po zakończonej aplikacji
a) inwentaryzacja źródeł
Parametry sprawdzane przez fizyków medycznych co trzy miesiące
b) kontrola urządzeń do lokalizacji źródeł (siatka obrazowa na ekranie USG)

8. Osoby wymienione w części III wykazu testów, które stwierdzają podczas przeprowadzenia kontroli niezgodność parametrów zmierzonych z wartościami określonymi w systemie zarządzania i kontroli jakości wpisują ten fakt do dokumentacji i przedstawiają do wiadomości kierownikowi zakładu (pracowni) teleradioterapii lub brachyterapii, który potwierdza przyjęcie wiadomości podpisem.