

1 **SZCZEGÓŁOWY ZAKRES TESTÓW EKSPLOATACYJNYCH ORAZ**  
2 **DOPUSZCZALNE ODCHYLENIA BADANYCH PARAMETRÓW FIZYCZNYCH**  
3 **I CZĘSTOŚĆ WYKONYWANIA TESTÓW**

4

5 **I. Rentgenodiagnostyka i radiologia zabiegowa**

6 Określenia i pojęcia użyte w testach eksploatacyjnych aparatury radiologicznej:

7

8 **CNR (stosunek kontrastu do szumu)** – w mammografii cyfrowej jest wyznaczany, dla obiektu  
9 testowego w postaci płytki aluminiowej o grubości 0,2 mm Al ułożonej na 45 mm PMMA, zgodnie  
10 z zależnością:

11 
$$CNR = \frac{x_1 - x_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}}$$

12 gdzie:

13  $x_1$  – średnia wartość pikseli wyznaczona w ROI na zewnątrz obrazu obiektu aluminiowego  
14 o grubości 0,2 mm,

15  $x_2$  – średnia wartość pikseli wyznaczona w ROI wewnątrz obrazu obiektu aluminiowego o grubości  
16 0,2 mm,

17  $\sigma_1$  – odchylenie standardowe wartości pikseli wyznaczone w ROI na zewnątrz obrazu obiektu  
18 aluminiowego o grubości 0,2 mm,

19  $\sigma_2$  – odchylenie standardowe wartości pikseli wyznaczone w ROI wewnątrz obrazu obiektu  
20 aluminiowego o grubości 0,2 mm.

21

22  **$CNR_{i/5\text{ cm}}$  (stosunek kontrastu do szumu w odniesieniu do 5 cm PMMA)** – w mammografii  
23 cyfrowej w testach specjalistycznych jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

24 
$$CNR_{i/5\text{ cm}} = \frac{CNR_i}{CNR_{g/5\text{ cm}}} \cdot 100\%$$
, gdzie:  $CNR_{g/5\text{ cm}} = CNR_{5\text{ cm}} \frac{p_{0,1\text{ mm}}}{p_{g/0,1\text{ mm}}}$ ,

25 gdzie:

26  $CNR_{i/5\text{ cm}}$  - stosunek kontrastu do szumu wyznaczony dla fantomów z PMMA o grubościach  
27 odpowiednio 2 cm, 3 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, 6 cm i 7 cm w odniesieniu do CNR dla fantomu  
28 z PMMA o grubości 5 cm,

29  $CNR_i$  – stosunek kontrastu do szumu wyznaczony dla fantomów z PMMA o grubościach  
30 odpowiednio 2 cm, 3 cm, 4 cm, 4,5 cm, 5 cm, 6 cm i 7 cm,

31  $CNR_{5\text{ cm}}$  – stosunek kontrastu do szumu wyznaczony dla fantomu z PMMA o grubości 5 cm,

32  $p_{0,1\text{ mm}}$  – wyznaczona wartość progowego kontrastu dla obiektu o średnicy 0,1 mm w fantomie  
33 o grubości 5 cm,

34  $p_{g/0,1\text{ mm}}$  – graniczna wartość progowego kontrastu dla obiektu o średnicy 0,1 mm w fantomie  
35 o grubości 5 cm wynosząca 23%.

36

37  **$CTDI_w$  (ważony tomograficzny indeks dawki)** - wielkość dozymetryczna stosowana  
38 w rentgenowskiej tomografii komputerowej pozwalająca ocenić średnią dawkę dla pojedynczej  
39 warstwy tomograficznej, wyznaczana zgodnie z zależnością:

40 
$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100c} + \frac{2}{3} CTDI_{100p}$$

41 gdzie:

42  $CTDI_{100c}$  – wartość  $CTDI_{100}$  zmierzona w środku fantomu dozymetrycznego,

43  $CTDI_{100p}$  – średnia z wartości  $CTDI_{100}$  zmierzonych na brzegach fantomu dozymetrycznego,  
44  $CTDI_{100}$  – profil dawki scałkowany na odcinku 100 mm wzdłuż linii równoległej do osi obrotu  
45 lampy rentgenowskiej dla pojedynczej warstwy, podzielony przez nominalną grubość warstwy.  
46  
47  **$D_{min}$  (minimalna gęstość optyczna)** – tło błony rentgenowskiej – wartość gęstości optycznej  
48 miejsca nieeksponowanego na błonie poddanej pełnej obróbce fotochemicznej.  
49  
50 **Dodatkowe tło** – średni przyrost gęstości optycznej na błonie rentgenowskiej, spowodowany  
51 wpływem oświetlenia roboczego lub oświetlenia pochodzącego od nieszczelności w ciemni.  
52  
53 **Ekspozycja referencyjna** – w mammografii analogowej ekspozycja jednorodnego fantomu  
54 z PMMA o całkowitej grubości 4,5 cm wykonana przy wysokim napięciu równym 28 kV,  
55 molibdenowej anodzie i filtrze, włączonym systemie automatycznej kontroli ekspozycji oraz  
56 włączonej kratce przeciwrozproszeniowej, zapewniająca otrzymanie obrazu o gęstości optycznej w  
57 punkcie referencyjnym równej  $1,6 \pm 0,1$ .  
58  
59 **Fantom równoważny standardowemu pacjentowi** – jednorodny fantom, dla którego całkowity  
60 współczynnik osłabienia wiązki promieniowania rentgenowskiego przechodzącej przez niego, jest  
61 taki sam jak w przypadku standardowego pacjenta (170 cm, 70 kg).  
62  
63 **Gęstość optyczna błony rentgenowskiej** – logarytm dziesiętny stosunku natężenia światła  
64 padającego na błonę rentgenowską do natężenia światła po przejściu przez błonę.  
65  
66 **Główny region detektora obrazu** – w aparatach rentgenowskich z detektorem cyfrowym obszar  
67 odpowiadający położeniu aktywnej powierzchni sensora systemu automatycznej kontroli ekspozycji  
68 (AEC).  
69  
70 **HVL (warstwa półchłonna)** – grubość określonego materiału, który w warunkach wąskiej wiązki,  
71 osłabia promieniowanie rentgenowskie o określonej energii promieniowania lub określonym  
72 widmie, w taki sposób, że moc kermy, moc dawki ekspozycyjnej lub moc dawki pochłoniętej jest  
73 zmniejszona do połowy tej wartości zmierzonej bez materiału.  
74  
75 **Jednorodny fantom** – w radiografii ogólnej fantom wykonany z jednorodnego materiału  
76 osłabiającego promieniowanie jonizujące w taki sam sposób jak tkanka, w zakresie absorpcji lub  
77 rozpraszania promieniowania jonizującego.  
78  
79 **Jednorodny fantom** – w tomografii komputerowej fantom w kształcie cylindra o określonych  
80 rozmiarach (zewnętrzna średnica: dla fantomu symulującego głowę pacjenta: 16-20 cm,  
81 zaś dla fantomu symulującego ciało pacjenta: 30-35 cm) zawierający jednorodny ośrodek  
82 o całkowitym współczynniku osłabiania równoważnym wodzie.  
83  
84 **Kaseta testowa** – kasetka używana tylko do wykonywania testów podstawowych w danej pracowni  
85 rentgenowskiej.  
86  
87  **$L_{max}$  (maksymalna luminancja)** – luminancja monitora zmierzona w środkowym obszarze  
88 wyświetlonego standardowego obrazu testowego z serii TG18-LN.  
89  
90 **MTF (funkcja przenoszenia modulacji)** – Funkcja opisująca odpowiedź systemu na sinusoidalny  
91 sygnał wejściowy. Jej wartość wyznaczana jest za pomocą oprogramowania dostarczonego przez  
92 producenta.  
93 W tomografii komputerowej wartość MTF można wyznaczyć jako stosunek modulacji sygnału

94 wyjściowego do modulacji sygnału wejściowego, wówczas MTF dla wzoru naprzemianległych  
95 pasków różniących się wartością HU można wyrazić wzorem:

$$MTF(\nu) = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \cdot \frac{\sqrt{M_{wzór} - N_{tło}}}{|HU_{material} - HU_{tło}|},$$

gdzie:

$M_{wzór}$  – modulacja w obrazie wzoru naprzemianległych pasków, wyznaczana jako odchylenie standardowe wartości pikseli,

$N_{tło}$  – średni szum tła, obliczany jako średnia z odchyłeń standardowych wartości pikseli wyznaczanych w jednorodnym obszarze materiału wzoru i tła, dla ROI o powierzchni zawierającej co najmniej 100 pikseli,

96  $HU_{material}$  i  $HU_{tło}$  – mierzone wartości HU w jednorodnym obszarze materiału wzoru i tła, dla ROI  
97 o powierzchni zawierającej co najmniej 100 pikseli.

98

99 **MTF<sub>50</sub>** – wartość funkcji przenoszenia modulacji wynosząca 50% jej wartości dla częstości  
100 zerowej, odpowiadająca częstości przestrzennej wyrażonej w parach linii na mm lub parach linii na  
101 cm.

102

103 **Odchylenie badanego parametru fizycznego od wartości zalecanej** – wielkość opisana wzorem:

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

105  $m$  – wartość zmierzona danego parametru fizycznego,

106  $p$  – wartość zalecana (np.: wartość odniesienia, wartość nominalna).

107

**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 lub rodzaju odczynników fotochemicznych optymalizacja powinna być przeprowadzana ponownie.

108 **PMMA** – polimetakrylan metylu.

109

110 **Pole kryterialne** – pole obrazu fantomu schodkowego na błonie lub pole sensytogramu, dla którego  
111 zmierzona gęstość optyczna jest najbliższa wartości  $1,0 + D_{min}$ .

112

113 **Procedura przejścia w procesie wywoływania błon rentgenowskich** – procedura mająca na celu  
114 korekcję wartości odniesienia procesu wywoływania po zmianie opakowania rentgenowskich błon  
115 testowych.

116

117 **Progowy kontrast** - poziom kontrastu, dla którego zauważalna jest różnica pomiędzy obiektem a tłem.

118

119 **Punkt referencyjny** – w mammografii miejsce znajdujące się 60 mm od krawędzi stolika od strony  
120 klatki piersiowej oraz centralnie w stosunku do bocznych krawędzi stolika.

121

122 **ROI** – w radiologii cyfrowej i tomografii komputerowej obszar zainteresowania zaznaczony na  
123 obrazie.

124

125 **Rozdzielczość niskokontrastowa** - poziom kontrastu dla najmniejszej zauważalnej na obrazie różnicy  
126 pomiędzy obiektem a tłem.

127

128 **Rozdzielczość wysokokontrastowa** - zdolność systemu do rozróżniania obiektów na wyświetlonym obrazie

129 w przypadku, gdy różnica w osłabieniu promieniowania pomiędzy obiektami a tłem jest większa  
130 w porównaniu z szumem.  
131

132 **Standardowy obraz testowy** – obraz zapisany w postaci cyfrowej, zawierający elementy do oceny  
133 rozdzielczości, progowego kontrastu obrazu, luminancji, zniekształcenia i artefaktów na monitorach  
134 i drukarkach, zgodny z normą *PN-EN 61223-2-5* lub raportem *AAPM „Assessment of display*  
135 *performance for medical imaging systems”* np. SMPTE lub obrazy serii TG18 (T18-QC dla testów  
136 podstawowych).  
137 Obraz testowy powinien być dobrany stosownie do rozdzielczości monitora.  
138

139 **SNR (stosunek sygnału do szumu)** – w radiologii cyfrowej w testach podstawowych jest  
140 wyznaczany zgodnie z zależnością:

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

142 gdzie:  
143  $x$  – średnia wartość pikseli wyznaczona w ROI,  
144  $\sigma$  – odchylenie standardowe wartości pikseli wyznaczone w ROI.  
145

146 **SNR (stosunek sygnału do szumu)** – w radiologii cyfrowej w testach specjalistycznych jest  
147 wyznaczany zgodnie z zależnością:

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

149 gdzie:  
150  $x$  – średnia wartość pikseli wyznaczona w ROI,  
151  $\sigma$  – odchylenie standardowe wartości pikseli wyznaczone w ROI,  
152  $o$  – średnia wartość pikseli wyznaczona dla zerowej ekspozycji.  
153

154 **Średnia dawka gruczołowa** – średnia dawka promieniowania rentgenowskiego pochłonięta  
155 w tkance gruczołowej (wyłączając skórę) jednorodnie uciśniętej piersi.  
156

157 **Warstwa tomograficzna** – w tomografii konwencjonalnej zobrazowana warstwa poprzecznego  
158 przekroju fantomu, która jest zazwyczaj nałożona na pozostałe struktury fantomu podczas  
159 obrazowania w radiografii ogólnej  
160

161 **Wartość HU** - wartość wykorzystywana w celu określenia średniego osłabienia promieniowania  
162 rentgenowskiego związanego z każdą podstawową powierzchnią obrazu uzyskanego w tomografii  
163 komputerowej.  
164

165 **Wartość nominalna** - wartość podawana w celach porównawczych, która podlega uzgodnionym  
166 tolerancjom (Raport techniczny IEC/TR 60788:2004).  
167

168 **Wartość odniesienia** – w testach podstawowych wartość średnia parametru wyznaczona przez  
169 użytkownika z pomiarów przeprowadzanych przez pięć kolejnych dni pracy całkowicie sprawnego  
170 aparatu rentgenowskiego oraz wywoływarci lub drukarki albo monitora (jeżeli jest stosowana),  
171 bezpośrednio po wykonaniu testów odbiorczych oraz każdorazowo po każdej istotnej naprawie. Dla  
172 testów takich jak: rozdzielczość wysokokontrastowa obrazu, progowy kontrast obrazu oraz  
173 powtarzalność zaciemnienia obrazu, wartości odniesienia mogą być określane na podstawie  
174 pojedynczego pomiaru. Dla oceny procesu wywoływania wartości odniesienia wyznaczane są po  
175 przeprowadzeniu optymalizacji obróbki fotochemicznej.  
176

177 **Wartość pikseli** – dyskretna wartość reprezentująca poziom skali szarości przypisany pikselowi.

178

179 **Wskaźnik kontrastowości wyrażony średnim gradientem** – wartość tangensa kąta nachylenia  
180 odcinka krzywej charakterystycznej łączącej punkty  $(n_1, D_1)$  i  $(n_2, D_2)$ , wyznaczany zgodnie z  
181 zależnością:

182 
$$g = \frac{D_2 - D_1}{0,15 \cdot (n_2 - n_1)},$$

183 gdzie:

184  $n_1$  – numer stopnia sensytogramu, dla którego gęstość optyczna jest najbliższa wartości  $0,25 + D_{min}$ ,

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

186  $D_1$  – gęstość optyczna zmierzona na stopniu  $n_1$ ,

187  $D_2$  – gęstość optyczna zmierzona na stopniu  $n_2$ .

188

189 **Wskaźnik światłoczułości** – gęstość optyczna wyznaczona w tym miejscu sensytogramu, która jest  
190 najbliższa wartości  $1,00 + D_{min}$ .

191

192 **Współczynnik korelacji (z próbki), współczynnik Pearsona** - kowariancja (z próbki) podzielona przez  
193 iloczyn odpowiednich odchyłeń standardowych (z próbki).

194

195 **Współczynnik pochłaniania kratki przeciwrozproszeniowej** – stosunek wartości natężenia  
196 promieniowania z kratką przeciwrozproszeniową umieszczoną w wiązce promieniowania  
197 do wartości natężenia promieniowania bez kratki przeciwrozproszeniowej, w tym samym punkcie  
198 pomiarowym, gdy kratka jest pomiędzy źródłem a detektorem.

199

200 **Wydajność lampy rentgenowskiej** – iloraz kerry w powietrzu i obciążenia prądowo-czasowego  
201 jest wyznaczony zgodnie z zależnością:

202 
$$W = \frac{K}{Q},$$

203 gdzie:

204  $K$  – wartość zmierzonej kerry w powietrzu,

205

206  $Q$  – obciążenie prądowo-czasowe.

207 Wydajność lampy rentgenowskiej w przypadku, gdy zadano odległość ognisko-detektor równą 1 m,  
208 wynosi:

209 
$$W = \frac{K}{Q} \cdot \left(\frac{d}{d_0}\right)^2,$$

210 gdzie:

211  $d$  – zmierzona odległość ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego,

212  $d_0$  – odległość ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego równa 1 m.

213

214 **Wysokie napięcie** – różnica potencjałów przyłożonych do anody i katody lampy rentgenowskiej.  
215 Zwykle wartość ta jest wyrażana przez średnią wartość szczytową wyrażoną w kilowoltach.

216

217 **Zakres** - różnica między maksymalną i minimalną wartością danej cechy.

218

219  **$\delta_i$  (względny kontrast)** - dla poszczególnych obrazów testowego TG18-LN jest wyznaczany  
220 zgodnie z zależnością:

221 
$$\delta_i = \frac{2(L_i - L_{i-1})}{(L_i + L_{i-1})(J_i - J_{i-1})}$$

222 
$$J_i = J_{min} + \frac{J_{max} - J_{min}}{N-1} \cdot DDS_i$$

223

224 
$$J_{min/max}(L_{min/max}) = A + B \cdot \log_{10}(L_{min/max}) + C \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^2 + D \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^3 +$$

$$+ E \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^4 + F \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^5 + G \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^6 +$$

$$+ H \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^7 + I \cdot (\log_{10}(L_{min/max}))^8$$

225  
226 gdzie:

227  $L_{i-1}$  i  $L_i$  – wartości luminancji zmierzonej dla kolejnych obrazów testowych TG18-LN,  
228  $J_i$  i  $J_{i-1}$  – wskaźniki dostrzegalnych minimalnych różnic w luminancji dla kolejnych obrazów  
229 testowych,

230  $N$  – maksymalna liczba poziomów szarości dla wyświetlanych obrazów testowych TG18-LN,

231  $DDS_i$  – poziom szarości dla danego obrazu testowego TG18-LN,

232  $L_{min/max}$  – minimalna/maksymalna wartość luminancji zmierzona dla obrazów testowych TG18-LN.

233 A, B, C, D, E, F, G, H i I – wartości stałe równe odpowiednio: 71,498068, 94,593053, 41,912053,  
234 9,8247004, 0,28175407, -1,1878455, -0,18014349, 0,14710899 i -0,017046845

235

236

237  $\delta_i^d$  (względny kontrast wynikający z funkcji GSDF) (Grayscale Standard Display Function)  
238 jest wyznaczany zgodnie z zależnością:

239 
$$\delta_i^d = \frac{2(L_i^d - L_{i-1}^d)}{(L_i^d + L_{i-1}^d)(J_i - J_{i-1})}$$

240 
$$\log_{10} L_i^d(J_i) = \frac{a + c \cdot \ln(J_i) + e \cdot (\ln(J_i))^2 + g \cdot (\ln(J_i))^3 + m \cdot (\ln(J_i))^4}{1 + b \cdot \ln(J_i) + d \cdot (\ln(J_i))^2 + f \cdot (\ln(J_i))^3 + h \cdot (\ln(J_i))^4 + k \cdot (\ln(J_i))^5}$$

241 gdzie:

242  $J_i$  i  $J_{i-1}$  – wskaźniki ledwo dostrzegalnych różnic w luminancji dla kolejnych obrazów testowych,

243 a, b, c, d, e, f, g, h, k, m – wartości stałe równe odpowiednio: -1,3011877, -0,02584019,  
244 0,080242636, -0,10320229, 0,13646699, 0,02874562, -0,025468404, -0,003197898, 0,000129926  
245 i 0,001363533

246

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

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

253 Testy związane z oceną jakości obrazu w radiologii cyfrowej powinny być wykonane  
254 na wybranym monitorze opisowym, w oparciu o nieprzetworzone obrazy cyfrowe.

## 255 1) TESTY PODSTAWOWE

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

259

<b>TESTY PODSTAWOWE</b>			
<b>RADIOGRAFIA OGÓLNA ANALOGOWA</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Geometria</b>		
	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem świetlnym</b> Suma odległości między odpowiednimi krawędziami pola świetlnego i pola promieniowania rentgenowskiego (oddzielnie wzdłuż każdej z dwóch prostopadłych osi symetrii pola promieniowania rentgenowskiego) w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	2 %	co miesiąc
<b>2.</b>	<b>Powtarzalność ekspozycji</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową. Wykonać jeden z poniższych testów: 2.1. lub 2.2.		
2.1.	Dla ekspozycji z użyciem fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, odchylenie zmierzonej wartości kermy w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±20 %	co miesiąc
2.2.	Dla obrazu uzyskanego z użyciem fantomu schodkowego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, różnica pomiędzy wartością gęstości optycznej zmierzoną na polu kryterialnym obrazu fantomu schodkowego a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,10	
<b>3.</b>	<b>Rozdzielczość wysoko i niskokontrastowa</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową.		
	Na obrazie obiektu testowego zawierającego wzory do oceny rozdzielczości wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, rozdzielczość wysoko i niskokontrastowa jest nie mniejsza niż wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
<b>4.</b>	<b>Kratka przeciwrozproszeniowa</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test kratki przeciwrozproszeniowej należy wykonywać przy użyciu największej stosowanej kasety z jednorodnym ekranem wzmacniającym.		
4.1.	<b>Ocena obrazu kratki zatrzymanej</b>	-	co 3 miesiące

	Przy odległości ognisko lampy – detektor obrazu równej ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej, nominalnej wartości wysokiego napięcia równej 50 kV (lub minimalnej dostępnej w aparacie), na obrazie kratki nie występują żadne artefakty świadczące o jej uszkodzeniu. <u>Uwaga:</u> Test wykonać przy wyłączonym ruchu kratki. Jeżeli nie jest możliwe zatrzymanie ruchu kratki, test należy wykonać przy najkrótszym dostępnym czasie ekspozycji.		
4.2.	<b>Ocena obrazu kratki ruchomej</b> Dla ekspozycji wykonanej przy najkrótszym stosowanym klinicznie czasie i odpowiadającym mu wysokim napięciu oraz tak dobranym natężeniu prądu, aby wartość średniego zaciemnienia obrazu zawierała się w przedziale 1,00-1,50, na obrazie nie są widoczne linie kratki.	-	
<b>5.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową. Testy 5.1. - 5.3. należy wykonać przy użyciu środkowej komory.		
5.1.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia</b> Różnica pomiędzy gęstościami optycznymi zmierzonymi na środku obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla najniższej i najwyższej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, wynosi maksymalnie	±0,15	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
5.2.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu</b> Różnica pomiędzy gęstościami optycznymi zmierzonymi na środku obrazów: fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi oraz fantomu o innej grubości zbudowanego z tego samego materiału co fantom równoważny, wykonanych dla tej samej wartości wysokiego napięcia najczęściej stosowanej klinicznie, wynosi maksymalnie	±0,20	
5.3.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu</b> Różnica pomiędzy gęstościami optycznymi zmierzonymi w środku obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC, dla najniższej i najwyższej wartości czasu ekspozycji z zakresu stosowanego klinicznie, wynosi maksymalnie	±0,20	
5.4.	<b>Ocena czułości komór systemu AEC</b> Różnica pomiędzy gęstościami optycznymi zmierzonymi na środku obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla każdej z komór systemu AEC oraz każdej kombinacji komór stosowanej klinicznie a wartością średnią wszystkich zmierzonych gęstości optycznych wynosi maksymalnie	zgodnie z zaleceniami producenta lub ±0,10	



<b>6.</b>	<b>Kasety</b>		
	Dla każdej kasety całkowita powierzchnia słabego przylegania ekranu wzmacniającego do błony w obszarze istotnym diagnostycznie wynosi maksymalnie	1,0 cm <sup>2</sup>	co 6 miesięcy
<b>7.</b>	<b>Proces wywoływania</b>		
7.1.	<b>Gęstość minimalna</b> Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,30	w każdym dniu pracy wywoływarki
7.2.	<b>Wskaźnik światłoczułości</b> Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem światłoczułości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,15	
7.3.	<b>Wskaźnik kontrastowości</b> Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,20	
7.4.	<b>Temperatura wywoływacza</b> Różnica pomiędzy zmierzoną temperaturą wywoływacza a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±1,0 °C	
<b>8.</b>	<b>Pomieszczenie ciemni</b>		
8.1.	<b>Nieszczelność ciemni</b> Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
8.2.	<b>Oświetlenie robocze</b> Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,20	
<b>9.</b>	<b>Warunki oceny zdjęć rentgenowskich</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy przeprowadzić przez ocenę wizualną 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.	-	
<b>10.</b>	<b>Warunki przechowywania błon</b>		
	Temperatura, wilgotność względna w pomieszczeniu magazynowania błon oraz sposób ich składowania są zgodne z zaleceniami producenta	-	co tydzień
<b>RADIOGRAFIA OGÓLNA CYFROWA (CR i DR)</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Geometria</b>		
	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego</b>	2 %	co miesiąc

	<b>z polem świetlnym</b> Suma odległości między odpowiednimi krawędziami pola świetlnego i pola promieniowania rentgenowskiego (oddzielnie wzdłuż każdej z dwóch prostopadłych osi symetrii pola promieniowania rentgenowskiego) w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie		
<b>2.</b>	<b>Powtarzalność ekspozycji</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową. W zależności od najczęściej stosowanego klinicznie napięcia i trybu wyzwalania ekspozycji oraz od posiadanych materiałów absorbujących, wykonać jeden z poniższych testów: 2.1. - 2.7.		
2.1.	Dla ekspozycji z fantomem o grubości 25 mm Al wykonanej w trybie ręcznym, przy wysokim napięciu 70 kV lub 100 kV (opcjonalnie z dodatkowym fantomem o grubości 1,3 mm Cu), odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±30 %	co miesiąc
2.2.	Dla ekspozycji z fantomem o grubości 30 mm PMMA i 1,0 mm Cu, wykonanej w trybie ręcznym, przy wysokim napięciu 70 kV lub 100 kV (opcjonalnie z dodatkowym fantomem o grubości 1,3 mm Cu), odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±30 %	
2.3.	Dla ekspozycji z fantomem o grubości 30 mm PMMA i 1,0 mm Cu, wykonanej w trybie AEC, przy wysokim napięciu 70 kV, odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±30%	
2.4.	Dla ekspozycji z fantomem o grubości 30 mm PMMA i 1,0 mm Cu, wykonanej w trybie AEC, przy wysokim napięciu 100 kV (opcjonalnie z dodatkowym fantomem o grubości 1,3 mm Cu), odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±25%	
2.5.	Dla ekspozycji z fantomem o grubości 25 mm Al wykonanej w trybie AEC, przy wysokim napięciu 70 kV, odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±25%	
2.6.	Dla ekspozycji z fantomem o grubości 25 mm Al wykonanej w trybie AEC, przy wysokim napięciu 100 kV (opcjonalnie z dodatkowym fantomem o grubości 1,3 mm Cu), odchylenie zmierzonej kerry w powietrzu od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±20%	
2.7.	Dla ekspozycji z fantomem równoważnym standardowemu pacjentowi odchylenie SNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , położonego w środku obrazu) od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	± 30 %	

<b>3.</b>	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową.		
	Na obrazie obiektu testowego zawierającego wzór do oceny rozdzielczości wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, rozdzielczość uzyskanego obrazu nie jest mniejsza niż wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
<b>4.</b>	<b>Widoczność obiektów niskokontrastowych</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową.		
	Na obrazie obiektu testowego zawierającego elementy do oceny niskiego kontrastu wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, liczba obiektów o niskim kontraście nie jest mniejsza niż wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
<b>5.</b>	<b>Kratka przeciwrozproszeniowa</b>		
	<u>Uwaga:</u> Testy wykonać z wyłączoną funkcją usuwania obrazów linii kratki. W przypadku systemów CR test kratki przeciwrozproszeniowej należy wykonać przy użyciu największej kasety dostępnej w pracowni. W przypadku systemów DR test kratki przeciwrozproszeniowej należy wykonać przy użyciu największego formatu obrazowania.		
5.1.	<b>Ocena obrazu zatrzymanej kratki</b> 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. <u>Uwaga:</u> Test wykonać przy wyłączonym ruchu kratki.	-	co 3 miesiące
5.2.	<b>Ocena obrazu kratki ruchomej</b> Dla ekspozycji wykonanej przy najkrótszym stosowanym klinicznie czasie i odpowiadającym mu napięciu oraz tak dobranym natężeniu prądu, aby uzyskać prawidłową wartość wskaźnika ekspozycji, na obrazie nie są widoczne linie kratki.	-	
<b>6.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową. Testy 6.1. - 6.2. należy wykonać przy użyciu głównego regionu detektora w położeniu środkowym.		
6.1.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla najniższej i najwyższej klinicznie stosowanej wartości wysokiego napięcia, różnica SNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , położonym	$\pm 15 \%$	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych

	w środku obrazu) w stosunku do wartości minimalnej wynosi maksymalnie		
6.2.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi oraz fantomu o innej grubości, zbudowanego z tego samego materiału co fantom równoważny, wykonanych dla tej samej wartości wysokiego napięcia najczęściej stosowanej klinicznie, różnica SNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , położonym w środku obrazu) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$	
6.3.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie położenia głównego regionu detektora</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych przy ekspozycjach dla poszczególnych położenia głównego regionu detektora systemu AEC oraz dla tej samej wartości wysokiego napięcia najczęściej stosowanej klinicznie, różnica SNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , położonym w środku obrazu) w stosunku do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$	
6.4.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC dla najniższej i najwyższej klinicznie stosowanej wartości czasu ekspozycji, zakres SNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , położonym w środku obrazu) w stosunku do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$	
<b>7.</b>	<b>Artefakty (systemy DR)</b>		
	Na całej powierzchni obrazu fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji nie są widoczne żadne artefakty oraz znaczące niejednorodności.	-	co miesiąc
<b>8.</b>	<b>Zmienność czułości płyt obrazowych (systemy CR)</b>		
8.1.	Dla ekspozycji fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, zakres SNR (dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , położonym w środku obrazu), od wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych stosowanych w pracowni wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
8.2.	Na obrazach z punktu 8.1. nie są widoczne żadne artefakty oraz znaczące niejednorodności.	-	
<b>9.</b>	<b>Kalibracja detektora obrazu (system DR)</b>		
	Kalibracja detektora obrazu jest przeprowadzana zgodnie z zaleceniami producenta.	-	zgodnie z zaleceniami producenta

<b>STOMATOLOGIA</b> <b>(aparaty do zdjęć wewnątrzustnych, pantomograficznych oraz cefalometria)</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Geometria (dla aparatów do zdjęć pantomograficznych oraz cefalometria)</b>		
	<u>Uwaga:</u> W przypadku pantomografii test przeprowadzić dla pełnego badania pantomograficznego.		
	Pole promieniowania rentgenowskiego nie przekracza powierzchni rejestratora obrazu i jest na niej symetrycznie rozmieszczone.	-	co miesiąc
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość wysoko i niskokontrastowa</b>		
	Na obrazie obiektu testowego zawierającego wzory do oceny rozdzielczości wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, rozdzielczość wysoko i niskokontrastowa uzyskanego obrazu jest nie mniejsza niż wartość odniesienia.	-	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
<b>3.</b>	<b>Powtarzalność zacinienia obrazu</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przez ocenę wizualną.		
	Na obrazie fantomu schodkowego wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, przesunięcie zacinienia odpowiednich schodków obrazu fantomu względem obrazu odniesienia może się różnić maksymalnie o jeden schodek.	-	co miesiąc
<b>4.</b>	<b>Proces wywoływania (dla aparatów do zdjęć pantomograficznych oraz cefalometria)</b>		
4.1.	<b>Gęstość minimalna</b> Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,30	w każdym dniu pracy wywoływarki
4.2	<b>Wskaźnik światłoczułości</b> Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem światłoczułości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,15	
4.2	<b>Wskaźnik kontrastowości</b> Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,20	
4.4	<b>Temperatura wywoływacza</b> Różnica pomiędzy zmierzoną temperaturą wywoływacza a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,5 °C	
<b>5.</b>	<b>Pomieszczenie ciemni (dla aparatów do zdjęć pantomograficznych oraz cefalometria)</b>		
5.1	<b>Nieszczelność ciemni</b> Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10	6 miesięcy po każdym testach specjalistycznych
5.2	<b>Oświetlenie robocze</b>	0,20	

	Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie		
<b>6.</b>	<b>Warunki przechowywania błon</b> (dla aparatów do zdjęć pantomograficznych oraz cefalometria)		
	Temperatura, wilgotność względna w pomieszczeniu magazynowania błon oraz sposób ich składowania są zgodne z zaleceniami producenta	-	co tydzień
<b>FLUOROSKOPIA I ANGIOGRAFIA</b>			
<u>Uwaga:</u> Aparaty do badań fluoroskopowych i angiograficznych powinny być kontrolowane tak, jak aparaty stosowane do radiografii ogólnej, o ile pozwala na to ich konstrukcja, z rozszerzeniem o poniższe testy.			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Zniekształcenie obrazu</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy użyciu obiektu testowego zawierającego wzór kratki o długości boku równej 1 cm.		
	Odchylenie długości obrazu odcinka 1cm zmierzonej na monitorze przy każdej krawędzi monitora od długości obrazu odcinka 1 cm zmierzonej w centrum pola widzenia monitora wynosi maksymalnie	± 10 %	co 6 miesięcy
<b>2.</b>	<b>Zegar</b>		
	Poprawność działania ostrzegawczego sygnału akustycznego – zgodnie ze specyfikacją producenta	-	co 12 miesięcy
<b>MAMMOGRAFIA ANALOGOWA</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową. Podczas wykonywania testu komora systemu AEC powinna znajdować się zawsze w tym samym położeniu najczęściej stosowanym klinicznie.		
<b>1.1.</b>	<b>Stażność ekspozycji</b>		
1.1.1.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji gęstość optyczna w punkcie referencyjnym zawiera się w przedziale	1,40÷1,90	w każdym dniu pracy mammografu
1.1.2.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji różnica pomiędzy gęstością optyczną a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,15	
<b>1.2.</b>	<b>Kompensacja zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia</b>		
	Dla obrazów fantomów z PMMA o grubościach 2,0 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych przy użyciu klinicznie	±0,15	co tydzień

	stosowanych parametrów ekspozycji, różnice pomiędzy gęstościami optycznymi zmierzonymi w punkcie referencyjnym poszczególnych obrazów fantomów a wartością odniesienia wyznaczoną dla fantomu o grubości 4,5 cm wynoszą maksymalnie		
<b>2.</b>	<b>Jakość obrazu</b>		
	<u>Uwaga:</u> Do wykonania testu stosować kasetę testową.		
2.1.	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b> Rozdzielczość w kierunku równoległym i prostopadłym do osi anoda-katoda dla każdej stosowanej klinicznie wielkości ogniska lampy oraz dla każdego materiału anody i filtra na obrazie otrzymanym przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi minimalnie	12 pl/mm	co tydzień
2.2.	<b>Progowy kontrast</b> Na obrazie obiektu testowego zawierającego elementy do oceny niskiego kontrastu wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, liczba obiektów o niskim kontraście różni się od wartości odniesienia maksymalnie o jeden.	-	
<b>3.</b>	<b>Kompresja piersi</b>		
3.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (odpowiada 13÷20 kg)	6 miesięcy po każdych testach specjalistycznych
3.2.	Różnica pomiędzy wartością siły kompresji wskazywaną na wyświetlaczu mammografu a wartością zmierzoną bezpośrednio po uciśnięciu wynosi maksymalnie	±20 N (odpowiada ±2 kg)	
3.3.	Płytką uciskowa nie jest uszkodzona.	-	
<b>4.</b>	<b>Kratka przeciwrozproszeniowa</b>		
	Na trzech obrazach kratki (każdy z użyciem innej kasety) otrzymanych przy minimalnym dostępnym w aparacie napięciu oraz takiej wartości czasu ekspozycji, aby były widoczne linie kratki, nie występują żadne artefakty świadczące o uszkodzeniu kratki przeciwrozproszeniowej	-	co 12 miesięcy
<b>5.</b>	<b>Kasety</b>		
	Dla każdej kasety całkowita powierzchnia słabego przylegania ekranu wzmacniającego do błony w obszarze istotnym diagnostycznie wynosi maksymalnie	1,0 cm <sup>2</sup>	co 6 miesięcy
<b>6.</b>	<b>Pomieszczenie ciemni</b>		
	<u>Uwaga:</u> Ocena szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać przy zastosowaniu błony rentgenowskiej naeksponowanej tak, aby uzyskać gęstość optyczną w środku obrazu w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło).		

6.1.	<b>Nieszczelność ciemni</b> Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,03	6 miesięcy po każdym teście specjalistycznych
6.2.	<b>Oświetlenie robocze</b> Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,05	
<b>7.</b>	<b>Proces wywoływania</b>		
7.1.	<b>Gęstość minimalna</b> Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,25	w każdym dniu pracy wywoływarki
7.2.	Różnica pomiędzy zmierzoną gęstością minimalną a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,02$	
7.3.	<b>Wskaźnik światłoczułości</b> Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem światłoczułości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,10$	
7.4.	<b>Wskaźnik kontrastowości</b>		
7.4.1.	Różnica pomiędzy wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,15$	
7.4.2.	Wskaźnik kontrastowości wynosi minimalnie	3,0	
7.5.	<b>Temperatura wywoływacza</b> Różnica pomiędzy zmierzoną temperaturą wywoływacza a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 0,5$ °C	
<b>8.</b>	<b>Ilość utrwalacza na błonie</b>		
	Ilość utrwalacza na wywołanej błonie wynosi maksymalnie	0,05 g/m <sup>2</sup>	co 3 miesiące
<b>9.</b>	<b>Warunki oceny zdjęć mammograficznych</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy przeprowadzić przez ocenę wizualną wszystkich negatoskopów używanych do oceny zdjęć mammograficznych.		
9.1.	Powierzchnia negatoskopu nie jest zabrudzona, ani porysowana.	-	w każdym dniu stosowania negatoskopu
9.2.	Negatoskop świeci stabilnym, równomiernym oraz jednakowym na całej powierzchni światłem	-	
<b>10.</b>	<b>Warunki przechowywania błon</b>		
	Temperatura, wilgotność względna w pomieszczeniu magazynowania błon oraz sposób ich składowania są zgodne z zaleceniami producenta	-	co tydzień
<b>MAMMOGRAFIA CYFROWA</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość



<b>1.</b>	<b>Stałość ekspozycji</b>		
	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie SNR wyznaczonego w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od ściany klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora, od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 20 \%$	co tydzień
<b>2.</b>	<b>Stosunek kontrastu do szumu (CNR)</b>		
	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie CNR wyznaczonego w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od ściany klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora, od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 20 \%$	co tydzień
<b>3.</b>	<b>Jednorodność obrazu</b>		
	<u>Systemy DR:</u> Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie średniej wartości pikseli, zmierzonej w czterech ROI (każdy o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), znajdujących się w rogach obrazu, od średniej wartości pikseli zmierzonej w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ) znajdującym się w środku obrazu wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$	co tydzień
	<u>Systemy CR:</u> Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm otrzymanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie średniej wartości pikseli, zmierzonej w dwóch ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), których środki znajdują się po lewej i po prawej stronie obrazu w odległości 60 mm od strony klatki piersiowej, od średniej wartości pikseli zmierzonej w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ) znajdującym się w środku obrazu w odległości 60 mm od strony klatki piersiowej wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$	
<b>4.</b>	<b>Kompensacja zmian grubości fantomu</b>		
4.1.	Dla obrazów fantomów z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie CNR wyznaczonego w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od strony klatki piersiowej centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora dla danej grubości fantomu, od wartości odniesienia wyznaczonej dla danej grubości fantomu wynosi	$\pm 20 \%$	

	maksymalnie		
4.2.	Dla obrazów fantomów z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie wartości wskaźnika dawki dla danej grubości fantomu (wyznaczonej na podstawie średniej wartości pikseli, wskaźnika ekspozycji lub czułości względnej), od wartości odniesienia dla danej grubości fantomu wynosi maksymalnie	±10 %	
4.3.	Na obrazach fantomów z PMMA o grubości 2 cm, 4,5 cm i 6,5 cm otrzymanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji nie są widoczne artefakty.	-	
<b>5.</b>	<b>Progowy kontrast obrazu</b>		
	Dla każdej grubości obiektów o niskim kontraście średnica najslabiej widocznego obiektu nie jest większa niż wartości odniesienia.	-	co tydzień
<b>6.</b>	<b>Kompresja piersi</b>		
6.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (odpowiada 13÷20 kg)	6 miesięcy po testach odbiorczych
6.2.	Różnica pomiędzy wartością siły kompresji wskazywaną na wyświetlaczu mammografu a wartością zmierzoną bezpośrednio po uciśnięciu wynosi maksymalnie	±20 N (odpowiada ±2 kg)	
6.3.	Płytki uciskowa nie jest uszkodzona.	-	
<b>7.</b>	<b>Kalibracja detektora obrazu (system DR)</b>		
	Kalibracja detektora obrazu jest przeprowadzana zgodnie z zaleceniami producenta.	-	zgodnie z zaleceniami producenta
<b>8.</b>	<b>Zmienność czułości płyt obrazowych (system CR)</b>		
8.1.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, dla wszystkich płyt obrazowych stosowanych 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
8.2.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, dla wszystkich płyt obrazowych stosowanych w pracowni w pracowni, różnica pomiędzy	±15 %	

	maksymalną i minimalną wartością SNR wyznaczoną w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od strony klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora, w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych wynosi maksymalnie		
8.3.	Na obrazach z punktu 8.1. nie są widoczne niejednorodności	-	
<b>9.</b>	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b>		
	Rozdzielczość wysokokontrastowa nie może być mniejsza od wartości odniesienia o więcej niż	10 %	co tydzień
<b>TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Artefakty</b>		
	Na obrazie jednorodnego fantomu zobrazowanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, ocenianym przy ustawieniach okna skali szarości: szerokość 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 dla innych materiałów, nie są widoczne żadne artefakty.	-	co miesiąc
<b>2.</b>	<b>Wartość HU</b>		
	Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze o średnicy $\approx 10 \%$ średnicy fantomu obrazu jednorodnego fantomu lub wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej oraz materiałów o różnej gęstości, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 4 \text{ HU}$	co miesiąc
<b>3.</b>	<b>Jednorodność obrazu</b>		
	Różnica średnich wartości HU zmierzonych w obszarze centralnym i brzegowym o średnicy $\approx 10 \%$ średnicy fantomu obrazu jednorodnego fantomu uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi maksymalnie	$\pm 4 \text{ HU}$	co miesiąc
<b>4.</b>	<b>Poziom szumu</b>		
	Różnica między odchyleniem standardowym wartości HU zmierzonym w centralnym obszarze obrazu jednorodnego fantomu dla ROI o średnicy $\approx 40 \%$ średnicy fantomu, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, a wartością odniesienia odchylenia standardowego wynosi maksymalnie	$\pm 0,2 \text{ HU}$ lub $\pm 10 \%$ wartości odniesienia (większa z wartości)	co miesiąc

<b>5.</b>	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b>		
	Różnica między rozdzielczością ocenioną wzrokowo lub wyrażoną poprzez pomiar MTF <sub>50</sub> (wyznaczonej na podstawie obrazu fantomu przeznaczonego do oceny rozdzielczości w rentgenowskiej tomografii komputerowej uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji), a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,5 pl/cm lub ±10 % wartości odniesienia (większa z wartości)	co miesiąc
<b>6.</b>	<b>Geometryczna poprawność obrazu</b>		
	Różnice między zmierzonymi odległościami a wartościami nominalnymi na obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, uzyskanym przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, wynoszą maksymalnie	±1 mm	co miesiąc
<b>7.</b>	<b>Światła lokalizacyjne</b>		
	Różnica między płaszczyzną wskazywaną przez świetlne wskaźniki położenia obrazowanej warstwy a rzeczywistą płaszczyzną obrazowanej warstwy wynosi maksymalnie	±2 mm	co miesiąc
<b>8.</b>	<b>Ruch stołu</b>		
8.1.	Dla stołu obciążonego masą 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość 30 cm różnica między odległością zadaną a rzeczywistą wynosi maksymalnie	±1 mm	co miesiąc
8.2.	Po wykonaniu testu 8.1. dla stołu obciążonego masą 70 kg przy przesunięciu o zadaną odległość 30 cm w przeciwną stronę niż w punkcie 8.1. różnica między położeniem początkowym stołu z punktu 8.1., a końcowym wynosi maksymalnie	±1 mm	
<b>9.</b>	<b>Obraz testowy</b>		
	Wzrokowa ocena jakości obrazu testowego wyświetlanego na monitorze tomografu powinna wykazać, że obraz jest ostry, bez zniekształceń i są rozróżnialne wszystkie poziomy szarości.	-	co miesiąc
<b>DENSYTOMETRIA KOSTNA</b>			
Zgodnie z zaleceniami producenta			
Testy wykonać za pomocą fantomów dostarczonych przez producenta zgodnie z zalecaną procedurą. W przypadku gdy producent nie określił częstości – nie rzadziej niż co tydzień.			

260

261

262

263

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

<b>MONITORY STOSOWANE W STACJACH PRZEGLĄDOWYCH I OPISOWYCH</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość

<b>1.</b>	<b>Warunki oglądania obrazów</b>		
1.1.	Powierzchnia monitora nie jest zabrudzona ani porysowana.	-	w każdym dniu wykorzystywania monitora
1.2.	Na ekranie wyłączzonego lub uśpionego monitora nie są widoczne żadne odbicia źródeł światła ani odbicia pochodzące od innych obiektów.	-	
<u>Uwaga:</u> Przed przystąpieniem do ich wykonania, każdy testowany monitor powinien być włączony na około 30 min.			
<b>2.</b>	<b>Jakość obrazu</b>		
2.1.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym nie są widoczne żadne artefakty, uszkodzone piksele, migotania, drżenia 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 linie są proste, równej długości i rozmieszczone w równych odstępach.	-	
2.5.	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym wszystkie pola skali szarości są rozróżnialne.	-	
2.6.	Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitory przeznaczone do jednoczesnego wyświetlania obrazów: wygląd, wielkość, jasność i zabarwienie standardowego obrazu testowego wyświetlanego na każdym z monitorów są identyczne.	-	
2.7.	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
<b>3.</b>	<b>Progowy kontrast wyświetlonego obrazu</b>		
3.1	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym na każdym polu do oceny progowego kontrastu obrazu z napisem widoczna liczba liter jest nie mniejsza niż wartość odniesienia.		co tydzień
3.2	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym na każdym polu do oceny progowego kontrastu obrazu z kwadratami w narożnikach, kwadraty są rozróżnialne.		
<b>DRUKARKI STOSOWANE DO TWORZENIA KOPII CYFROWYCH OBRAZÓW MEDYCZNYCH</b>			

Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Jakość obrazu</b>		
1.1.	Na wydrukowanym standardowym obrazie testowym nie są widoczne żadne artefakty, zabrudzenia ani rysy.	-	co tydzień
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.	-	
<b>2.</b>	<b>Gęstości optyczne</b>		
	<u>Uwaga:</u> Pola B <sub>1</sub> , B <sub>2</sub> i B <sub>3</sub> to pola obrazu testowego, dla których średnia gęstość optyczna podczas wyznaczania wartości odniesienia jest najbardziej zbliżona odpowiednio do wartości: 0,2 + D <sub>min</sub> (dla pola B <sub>1</sub> ), 1,0 + D <sub>min</sub> (dla pola B <sub>2</sub> ) i 1,75 + D <sub>min</sub> (dla pola B <sub>3</sub> ).		
2.1.	Minimalna gęstość optyczna (D <sub>min</sub> ) wynosi maksymalnie	0,25 (w mammo- grafii)  0,30 (w pozosta- łych przypadkach)	co tydzień
2.2.	Różnica między gęstością optyczną pola B <sub>1</sub> , a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,05	
2.3.	Różnica między gęstością optyczną pola B <sub>2</sub> , a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,15	
2.4.	Różnica między gęstością optyczną pola B <sub>3</sub> , a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	±0,20	
<b>3.</b>	<b>Warunki przechowywania błon</b>		
	Temperatura, wilgotność względna w pomieszczeniu magazynowania błon oraz sposób ich składowania są zgodne z zaleceniami producenta	-	co tydzień

264  
265  
266  
267  
268  
269

- 270 2) TESTY SPECJALISTYCZNE  
 271 Testy specjalistyczne są wykonywane co najmniej raz na 12 miesięcy.  
 272 W testach wysokiego napięcia zaleca się pomiar średniego napięcia szczytowego.

TESTY SPECJALISTYCZNE		
RADIOGRAFIA OGÓLNA ANALOGOWA		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Wysokie napięcie</b>	
1.1.	<b>Dokładność ustawienia wysokiego napięcia</b> Odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej, dla zakresu wysokiego napięcia stosowanego klinicznie, wynosi maksymalnie	±10 %
1.2.	<b>Powtarzalność wartości wysokiego napięcia</b> Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia, wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie standardowe zmierzonych wartości wysokiego napięcia od wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
1.3.	<b>Zmienność wartości wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu</b> Dla różnych wartości natężenia prądu oraz nominalnej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, różnicy pomiędzy maksymalną i minimalną zmierzoną wartością wysokiego napięcia w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±10 %
<b>2.</b>	<b>Czas ekspozycji</b>	
	Dla nominalnych wartości czasu ekspozycji wybranych z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±10 %
<b>3.</b>	<b>Warstwa półchlonna</b>	
	Grubość warstwy półchlonnej dla zmierzonej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie wynosi minimalnie	tabela 1
<b>4.</b>	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b>	
4.1.	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b> Dla ekspozycji wykonanych przy całkowitej filtracji lampy 2,5 mm Al i zmierzonej wartości wysokiego napięcia równej 80 kV wydajność lampy rentgenowskiej w odległości ognisko - detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1 m wynosi minimalnie	25 µGy/mAs
4.2.	<b>Powtarzalność wydajności lampy rentgenowskiej</b> Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie oraz wybranej filtracji stosowanej w warunkach klinicznych odchylenie standardowe wyznaczonych wydajności lampy w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±20 %
4.3.	<b>Zmienność wartości wydajności lampy rentgenowskiej przy zmianie natężenia prądu</b> Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego	±15 %

	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	
4.4.	<b>Zmienność wartości wydajności lampy rentgenowskiej przy zmianie obciążenia prądowo – czasowego</b> 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 %
<b>5.</b>	<b>Wielkość ogniska</b>	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu szczelinowego zmierzone wymiary w kierunku prostym oraz równoległym do osi anoda – katoda każdego ogniska dostępnego w lampie rentgenowskiej wynoszą maksymalnie	tabela 2
<b>6.</b>	<b>Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego</b>	
6.1.	<b>Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego</b> Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu, przy prostym ustawieniu centralnej osi wiązki promieniowania względem płaszczyzny rejestratora obrazu, może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °
6.2.	<b>Zgodność osi wiązki promieniowania rentgenowskiego ze środkiem rejestratora obrazu</b> Odległość pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a środkiem rejestratora obrazu w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	2 %
6.3.	<b>Zgodność środka pola rentgenowskiego ze środkiem pola świetlnego</b> Odległość pomiędzy środkiem pola rentgenowskiego a środkiem pola świetlnego w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1 %
6.4.	<b>Zgodność środka pola świetlnego ze środkiem rejestratora obrazu w szufladzie</b> Odległość między środkiem pola świetlnego a środkiem rejestratora obrazu w szufladzie w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1 %
6.5.	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem świetlnym dla kolimatorów z automatycznym ustawieniem pola</b> Suma odległości między odpowiednimi krawędziami pola świetlnego i pola promieniowania rentgenowskiego (oddzielnie wzdłuż każdej z dwóch prostych osi symetrii pola promieniowania rentgenowskiego) w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	2 %
6.6.	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem rejestratora obrazu dla kolimatorów z ręcznym ustawieniem pola</b>	
6.6.1.	Dla wszystkich formatów obrazowania stosowanych w pracowni suma	3 %



	odległości między odpowiednimi krawędziami pola promieniowania rentgenowskiego i pola rejestratora obrazu (oddzielnie wzdłuż każdej z dwóch prostopadłych osi symetrii pola rejestratora obrazu), w odniesieniu do odległości ognisko - rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	
6.6.2.	Suma odległości określonych w punkcie 6.6.1. w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	4 %
<b>7.</b>	<b>Oświetlenie pola symulującego pole promieniowania rentgenowskiego</b>	
	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 1 m) najmniejsza wartość oświetlenia pola symulującego pole promieniowania rentgenowskiego wynosi minimalnie	100 lux
<b>8.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>	
	<u>Uwaga:</u> Testy 8.1.-8.3. należy wykonać przy użyciu komory środkowej	
8.1.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych przy ekspozycjach o różnych wartościach wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie zaczernienia, różnica gęstości optycznej zmierzonej w środku każdego obrazu i wartości średniej gęstości optycznych ze wszystkich obrazów, wynosi maksymalnie	±0,15
8.2.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu</b> Dla obrazów jednorodnych fantomów zbudowanych z tego samego materiału o różnej grubości: równoważnej standardowemu pacjentowi oraz mniejszej i większej od grubości standardowego pacjenta, 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	±0,20
8.3.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC dla najmniejszej i największej wartości czasu ekspozycji z zakresu stosowanego klinicznie, różnica gęstości optycznej zmierzonej w środku każdego obrazu i wartości średniej gęstości optycznych ze wszystkich obrazów, wynosi maksymalnie	±0,20
8.4.	<b>Ocena czułości komór systemu AEC</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych przy ekspozycjach z użyciem każdej z komór systemu AEC oraz każdej kombinacji komór i tej samej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie i stałym poziomie zaczernienia, różnica gęstości optycznej zmierzonej w środku każdego obrazu i wartości średniej gęstości optycznych ze wszystkich obrazów, wynosi maksymalnie	zgodnie z zleceniami producenta lub ±0,10
<b>9.</b>	<b>Ekranu wzmacniające</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać w ten sposób, aby gęstość optyczna otrzymanych obrazów zawierała się w przedziale 1 - 1,5.	
9.1.	Odchylenie standardowe gęstości optycznej zmierzonej w środku trzech obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi,	±0,05

	wykonanych z użyciem kasety kontrolnej oraz przy jednakowych ustawieniach trybu pracy aparatu wynosi maksymalnie	
9.2.	Różnica między maksymalną a minimalną wartością gęstości optycznej zmierzona w środku obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych z użyciem wszystkich kaset danej klasy wzmocnienia ekranu oraz przy jednakowych ustawieniach trybu pracy aparatu, wynosi maksymalnie	$\pm 0,30$
<b>10.</b>	<b>Pomieszczenie ciemni</b>	
10.1.	<b>Nieszczelność ciemni</b> Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni przy wyłączonym oświetleniu roboczym w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10
10.2.	<b>Oświetlenie robocze</b> Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,20
<b>11.</b>	<b>Warunki oceny zdjęć rentgenowskich</b>	
11.1.	<b>Luminancja negatospoku</b> Maksymalna luminancja zmierzona na środku powierzchni każdego negatospoku używanego do oceny zdjęć rentgenowskich wynosi minimalnie	1700 cd/m <sup>2</sup>
11.2.	<b>Jednorodność luminancji negatospoków</b> Niejednorodność każdego negatospoku używanego do oceny zdjęć rentgenowskich wyrażona jako odchylenie luminancji zmierzonych w kilku różnych punktach na całej powierzchni negatospoku od wartości wyznaczonej w punkcie 12.1. wynosi maksymalnie	$\pm 30 \%$
11.3.	<b>Natężenie oświetlenia zewnętrznego</b> Natężenie oświetlenia zewnętrznego każdego negatospoku używanego do oceny zdjęć rentgenowskich wynosi maksymalnie <u>Uwaga:</u> Pomiar wykonać przy wyłączonym negatospocie, na jego powierzchni oraz w takich samych warunkach, w jakich lekarz radiolog ocenia zdjęcia rentgenowskie.	50 lux
<b>12.</b>	<b>Proces wywoływania</b> <u>Uwaga:</u> Wartości ujęte w protokole optymalizacji procesu wywoływania są wartościami wyjściowymi.	
12.1.	<b>Gęstość minimalna</b> Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,30
12.2.	<b>Wskaźnik światłoczułości</b> Odchylenie wyznaczonego wskaźnika światłoczułości od wartości wyjściowej wynosi maksymalnie	$\pm 15 \%$
12.3.	<b>Wskaźnik kontrastowości</b> Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością wyjściową wynosi maksymalnie	$\pm 0,2$
<b>RADIOGRAFIA OGÓLNA CYFROWA</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne

<b>1.</b>	<b>Wysokie napięcie</b>	
1.1.	<b>Dokładność ustawienia wysokiego napięcia</b> Odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej dla zakresu wysokiego napięcia stosowanego klinicznie wynosi maksymalnie	±10 %
1.2.	<b>Powtarzalność wartości wysokiego napięcia</b> Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia, wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie standardowe zmierzonych wartości wysokiego napięcia w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
1.3.	<b>Zmienność wartości wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu</b> 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 %
<b>2.</b>	<b>Czas ekspozycji</b>	
	Dla nominalnych wartości czasu ekspozycji wybranych z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±10 %
<b>3.</b>	<b>Warstwa półchlonna</b>	
	Grubość warstwy półchlonnej dla rzeczywistej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie wynosi minimalnie	tabela 1
<b>4.</b>	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b>	
4.1.	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b> Dla ekspozycji wykonanych przy całkowitej filtracji lampy 2,5 mm Al i rzeczywistej wartości wysokiego napięcia równej 80 kV wydajność lampy rentgenowskiej w odległości ognisko - detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1 m wynosi minimalnie	25 µGy/mAs
4.2.	<b>Powtarzalność wydajności lampy rentgenowskiej</b> Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie oraz wybranej filtracji stosowanej w warunkach klinicznych, odchylenie standardowe wyznaczonych wydajności lampy w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±20 %
4.3.	<b>Zmienność wartości wydajności lampy rentgenowskiej przy zmianie natężenia prądu</b> 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.	<b>Zmienność wartości wydajności lampy rentgenowskiej przy zmianie obciążenia prądowo – czasowego</b> 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	±20 %

	między maksymalną i minimalną wyznaczoną wydajnością lampy w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	
<b>5.</b>	<b>Wielkość ogniska</b>	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu szczelinowego zmierzone wymiary w kierunku prostopadłym oraz równoległym do osi anoda – katoda każdego ogniska dostępnego w lampie rentgenowskiej wynoszą maksymalnie	tabela 2
<b>6.</b>	<b>Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego</b>	
6.1.	<b>Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego</b> Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną rejestratora obrazu, przy prostopadłym ustawieniu centralnej osi wiązki promieniowania względem płaszczyzny rejestratora obrazu, może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °
6.2.	<b>Zgodność osi wiązki promieniowania rentgenowskiego ze środkiem rejestratora obrazu</b> Odległość pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a środkiem rejestratora obrazu w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	2 %
6.3.	<b>Zgodność środka pola rentgenowskiego ze środkiem pola świetlnego</b> Odległość pomiędzy środkiem pola rentgenowskiego a środkiem pola świetlnego w odniesieniu do odległości ognisko – rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1 %
6.4.	<b>Zgodność środka pola świetlnego ze środkiem rejestratora obrazu</b> Odległość pomiędzy środkiem pola świetlnego a środkiem rejestratora obrazu w odniesieniu do odległości ognisko-rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	1%
6.5.	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem świetlnym dla kolimatorów z automatycznym ustawieniem pola</b> Suma odległości między odpowiednimi krawędziami pola świetlnego i pola promieniowania rentgenowskiego (oddzielnie wzdłuż każdej z dwóch prostopadłych osi symetrii pola promieniowania rentgenowskiego) w odniesieniu do odległości ognisko lampy – płaszczyzna pola świetlnego wynosi maksymalnie	2 %
6.6.	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z polem rejestratora obrazu dla kolimatorów z ręcznym ustawianiem pola</b>	
6.6.1.	Dla wszystkich formatów obrazowania stosowanych w pracowni suma odległości między odpowiednimi krawędziami pola promieniowania rentgenowskiego i pola rejestratora obrazu (oddzielnie wzdłuż każdej z dwóch prostopadłych osi symetrii pola rejestratora obrazu), w odniesieniu do odległości ognisko - rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	3 %
6.6.2.	Suma odległości określonych w punkcie 6.6.1. w odniesieniu do odległości ognisko - rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	4 %
<b>7.</b>	<b>Oświetlenie pola symulującego pole promieniowania rentgenowskiego</b>	
	Dla odległości ognisko – rejestrator obrazu równej 1 m lub przy największej odległości ognisko – rejestrator obrazu (w przypadku gdy	100 lux

	w klinicznych warunkach pracy odległość ta jest mniejsza niż 1m) najmniejsza wartość oświetlenia pola symulującego pole promieniowania wynosi minimalnie	
<b>8.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>	
	<u>Uwaga:</u> Testy 8.1.-8.2. należy wykonywać przy użyciu głównego regionu detektora w położeniu środkowym.	
8.1.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych przy ekspozycjach o różnych wartościach wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie ekspozycji, zakres SNR dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	15 %
8.2.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu</b> Dla obrazów jednorodnych fantomów zbudowanych z tego samego materiału o różnej grubości: równoważnej standardowemu pacjentowi oraz mniejszej i większej od grubości standardowego pacjenta, wykonanych przy ekspozycjach dla tej samej wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie oraz stałym poziomie ekspozycji, zakres SNR dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	15 %
8.3.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC dla najmniejszej i największej wartości czasu ekspozycji z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie ekspozycji, zakres SNR dla ROI o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ , w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	15%
8.4.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie położenia głównego regionu detektora</b> Dla obrazów fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych przy ekspozycjach dla poszczególnych położenia głównego regionu detektora systemu AEC oraz dla tej samej wartości wysokiego napięcia stosowanej klinicznie i stałym poziomie ekspozycji, zakres SNR dla ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ) w odniesieniu do wartości minimalnej wynosi maksymalnie	15 %
8.5.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie wysokiego napięcia</b> Dla ekspozycji w warunkach ręcznych przy parametrach jakie dobrał system AEC przy ekspozycji fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych przy ekspozycjach o różnych wartościach wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie zaciemnienia, różnica zmierzonej dawki od wartości średniej dawki ze wszystkich ekspozycji, wynosi maksymalnie	$\pm 10 \%$
8.6.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu</b> Dla ekspozycji w warunkach ręcznych przy parametrach jakie dobrał system AEC przy ekspozycji jednorodnych fantomów zbudowanych z tego samego materiału o różnej grubości: równoważnej standardowemu pacjentowi oraz mniejszej i większej od grubości standardowego pacjenta, wykonanych przy ekspozycjach o tej samej wartości wysokiego napięcia	$\pm 10 \%$

	z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie zaciemnienia, różnica zmierzonej dawki od wartości średniej dawki ze wszystkich ekspozycji, wynosi maksymalnie	
8.7.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie natężenia prądu</b> Dla ekspozycji w warunkach ręcznych przy parametrach jakie dobrał system AEC przy ekspozycji fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanych dla jednakowych ustawień systemu AEC dla najmniejszej i największej wartości czasu ekspozycji z zakresu stosowanego klinicznie oraz stałym poziomie zaciemnienia, różnica zmierzonej dawki od wartości średniej dawki ze wszystkich ekspozycji, wynosi maksymalnie	±10 %
8.8.	<b>Ocena systemu AEC przy zmianie położenia głównego regionu detektora</b> Dla ekspozycji w warunkach ręcznych przy parametrach jakie dobrał system AEC przy ekspozycji fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanych dla poszczególnych położenia głównego regionu detektora systemu AEC oraz tej samej wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie i stałym poziomie zaciemnienia, różnica zmierzonej dawki od wartości średniej dawki ze wszystkich ekspozycji, wynosi maksymalnie	±20 %
<b>9.</b>	<b>Zmienność czułości płyt obrazowych (systemy CR)</b>	
9.1.	Dla ekspozycji fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji różnica pomiędzy maksymalną i minimalną obliczoną wartością SNR (dla ROI o powierzchni 4 cm <sup>2</sup> , położonym w środku obrazu) w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych stosowanych w pracowni wynosi maksymalnie	±15 %
9.2.	Dla ekspozycji fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi, wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji 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 %
<b>STOMATOLOGIA</b> <b>(aparaty do zdjęć wewnątrzustnych, pantomograficznych oraz cefalometria)</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Odległość ognisko lampy – skóra (dla aparatów do zdjęć wewnątrzustnych)</b>	
	Odległość ognisko lampy – skóra wynosi minimalnie	20 cm
<b>2.</b>	<b>Czas ekspozycji</b>	
2.1.	<b>Dokładność ustawienia czasu ekspozycji</b> Dla nominalnych wartości czasu ekspozycji z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości czasu ekspozycji od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±20 %
2.2.	<b>Powtarzalność wartości czasu ekspozycji (dla aparatów do zdjęć</b>	±10 %

	<u>wewnątrzustnych)</u> Dla pięciu pomiarów wartości czasu ekspozycji wykonanych w jednakowych warunkach klinicznych, odchylenie standardowe zmierzonych wartości czasu ekspozycji w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	
<b>3.</b>	<b>Wysokie napięcie</b>	
3.1.	<b>Dokładność ustawienia wysokiego napięcia</b> Odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej dla zakresu wysokiego napięcia stosowanego klinicznie wynosi maksymalnie	±10 %
3.2.	<b>Powtarzalność wartości wysokiego napięcia</b> Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia, wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie standardowe zmierzonych wartości wysokiego napięcia w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
3.3.	<b>Zmienność wartości wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu</b> 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 %
<b>4.</b>	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b>	
4.1.	<b>Wartość wydajności lampy rentgenowskiej</b>	
4.1.1.	<u>Dla aparatów do zdjęć wewnątrzustnych:</u> Wydajność lampy rentgenowskiej w odległości ognisko - detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1 m oraz dla wybranej wartości wysokiego napięcia z zakresu 60 kV – 70 kV jest nie mniejsza niż	30 μGy/mAs
4.1.2.	<u>Dla aparatów pantomograficznych i cefalometrycznych:</u> Dla ekspozycji wykonanych przy całkowitej filtracji lampy 2,5 mm Al i rzeczywistej wartości wysokiego napięcia równej 80 kV wydajność lampy rentgenowskiej w odległości ognisko - detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1 m wynosi minimalnie	25 μGy/mAs
4.2.	<b>Powtarzalność wydajności lampy</b> Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie oraz wybranej filtracji stosowanej w warunkach klinicznych, odchylenie standardowe wyznaczonych wydajności lampy w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±20 %
4.3.	<b>Zmienność wartości wydajności lampy przy zmianie natężenia prądu</b> 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.	<b>Zmienność wartości wydajności lampy przy zmianie obciążenia prądowo – czasowego</b> Dla pięciu ekspozycji wykonanych przy nominalnej wartości wysokiego	20 %

	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	
<b>5.</b>	<b>Wielkość ogniska (dla aparatów do zdjęć wewnątrzustnych)</b>	
	Dla pomiaru z użyciem fantomu szczelinowego zmierzone wymiary w kierunku prostopadłym oraz równoległym do osi anoda – katoda każdego ogniska dostępnego w lampie rentgenowskiej wynoszą maksymalnie	tabela 2
<b>6.</b>	<b>Warstwa półchlonna</b>	
	Grubość warstwy półchlonnej dla rzeczywistej wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie wynosi minimalnie	Tabela 1 (dla aparatów o filtracji całkowitej: $\geq 2,5$ mmAl)  1,5 mm Al (w pozostałych przypadkach)
<b>7.</b>	<b>Geometria</b>	
7.1.	<u>Dla aparatów do zdjęć wewnątrzustnych:</u> <b>Prostopadłość osi wiązki promieniowania rentgenowskiego</b> Kąt pomiędzy osią wiązki promieniowania rentgenowskiego a płaszczyzną prostopadłą do osi długiej tubusa, przy prostopadłym ustawieniu osi długiej tubusa względem płaszczyzny rejestratora obrazu, może różnić się od kąta prostego maksymalnie	1,5 °
7.2.	<u>Dla aparatów pantomograficznych:</u> Szerokość wiązki promieniowania rentgenowskiego wynosi maksymalnie	0,5 cm
<b>8.</b>	<b>Pomieszczenie ciemni (dla aparatów do zdjęć pantomograficznych oraz cefalometrycznych)</b>	
8.1.	<b>Nieszczelność ciemni</b> Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni przy wyłączonym oświetleniu roboczym w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,10
8.2.	<b>Oświetlenie robocze</b> Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 4 minut wynosi maksymalnie	0,20
<b>9.</b>	<b>Proces wywoływania (dla aparatów do zdjęć pantomograficznych oraz cefalometrycznych)</b> <u>Uwaga:</u> Wartości ujęte w protokole optymalizacji procesu wywoływania są wartościami wyjściowymi.	
9.1	<b>Gęstość minimalna</b> Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,30
9.2	<b>Wskaźnik światłoczułości</b> Odchylenie wyznaczonego wskaźnika światłoczułości od wartości wyjściowej wynosi maksymalnie	$\pm 15$ %
9.3	<b>Wskaźnik kontrastowości</b>	$\pm 0,2$



	Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością wyjściową wynosi maksymalnie	
<b>FLUOROSKOPIA I ANGIOGRAFIA</b>		
<u>Uwaga:</u> Aparaty do badań fluoroskopowych i angiograficznych powinny być kontrolowane tak, jak aparaty stosowane do radiografii ogólnej, o ile pozwala na to ich konstrukcja, z rozszerzeniem o poniższe testy.		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Moc dawki</b> Powinien być spełniony co najmniej jeden z poniższych warunków z punktu 1.1. lub 1.2.	
1.1	<b>Moc dawki na wejściu wzmacniacza obrazu</b>	
	W procedurach specjalnych wykorzystujących wysoką moc dawki (np. w radiologii zabiegowej) na wejściu wzmacniacza obrazu o średnicy 25 cm dla ekspozycji bez kratki przeciwozproszeniowej z użyciem fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi przy zastosowaniu automatycznej kontroli ekspozycji i jasności, moc dawki wynosi maksymalnie	1,0 $\mu\text{Gy/s}$
	Dla wysokich napięć stosowanych klinicznie moc dawki na wejściu wzmacniacza obrazu o średnicy 25 cm dla ekspozycji bez kratki przeciwozproszeniowej z użyciem fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi przy zastosowaniu automatycznej kontroli ekspozycji i jasności, moc dawki wynosi maksymalnie	0,8 $\mu\text{Gy/s}$
	<u>Uwaga:</u> Dla innych wielkości wzmacniacza obrazu moc dawki na wejściu wzmacniacza obrazu jest odwrotnie proporcjonalna do kwadratu średnicy wzmacniacza.	
1.2.	<b>Moc dawki na powierzchni wejściowej fantomu</b>	
	Moc dawki uwzględniająca promieniowanie wstecznie rozproszone, mierzona na powierzchni wejściowej fantomu równoważnemu standardowemu pacjentowi, od strony lampy rentgenowskiej wynosi maksymalnie	100 $\text{mGy/min}$
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa toru wizyjnego</b>	
	Dla ekspozycji fantomu, zawierającego wzór do oceny rozdzielczości, wykonanej w warunkach fluoroskopii rozdzielczość wysokokontrastowa toru wizyjnego dla wzmacniacza o średnicy:	
	• 36 cm – 40 cm wynosi minimalnie	0,7 pl/mm
	• 30 cm – 35 cm wynosi minimalnie	0,8 pl/mm
	• 25 cm – 29 cm wynosi minimalnie	0,9 pl/mm
	• 20 cm – 24 cm wynosi minimalnie	1,0 pl/mm
	• 15 cm – 18 cm wynosi minimalnie	1,25 pl/mm
<b>3.</b>	<b>Progowy kontrast obrazu</b>	
	Na obrazie fantomu zawierającego objekty niskokontrastowe do oceny progowego kontrastu obrazu wykonanego w warunkach fluoroskopii	4 %

	z zastosowaniem automatycznej kontroli ekspozycji, kontrast najslabiej widocznego obiektu wynosi maksymalnie	
<b>4.</b>	<b>Zgodność pola promieniowania rentgenowskiego z powierzchnią rejestratora obrazu</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonać dla wszystkich stosowanych formatów powiększenia wzmacniacza obrazu. Wykonać jeden z testów: 5.1., 5.2. lub 5.3.	
4.1.	<u>Jeśli powierzchnia rejestratora obrazu jest okrągła:</u>	
4.1.1.	Pole promieniowania zbiega się z powierzchnią rejestratora obrazu w ten sposób, że zmierzony wzdłuż średnicy, w kierunku największej niezgodności z powierzchnią rejestratora obrazu, wymiar pola promieniowania nie przekracza granic pola widzenia wzmacniacza o więcej niż	2 cm
4.1.2.	Stosunek pola promieniowania rentgenowskiego do pola widzenia wzmacniacza wynosi maksymalnie	1,15
4.2.	<u>Jeśli kolimacja pola promieniowania rentgenowskiego jest okrągła a powierzchnia rejestratora obrazu jest prostokątna:</u> Średnica pola promieniowania rentgenowskiego może przekraczać wymiar przekątnej rejestratora obrazu maksymalnie o	2 cm
4.3.	<u>Jeśli kolimacja pola promieniowania rentgenowskiego i powierzchnia rejestratora obrazu są prostokątne:</u>	
4.3.1.	Odległość pomiędzy krawędzią pola promieniowania rentgenowskiego a krawędzią pola widzenia wzmacniacza w kierunkach dwóch głównych osi rejestratora obrazu w odniesieniu do odległości ognisko - rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	3%
4.3.2.	Suma odległości określonych w punkcie 5.3.1. w odniesieniu do odległości ognisko - rejestrator obrazu wynosi maksymalnie	4 %
<b>5.</b>	<b>Dawka wejściowa na jeden obraz</b>	
	W trybie fluoroskopii impulsowej przy ekspozycji z użyciem fantomu równoważnego standardowemu pacjentowi dla wzmacniacza obrazu o średnicy 23 cm dawka wejściowa na jeden obraz wynosi maksymalnie	0,2 µGy
<b>MAMMOGRAFIA ANALOGOWA</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla każdego formatu stolika używanego w pracowni oraz dla przystawki do powiększeń.	
1.1.	<b>Położenie pola promieniowania rentgenowskiego względem powierzchni odbioru obrazu</b> Pole promieniowania rentgenowskiego rozciąga się poza wszystkie krawędzie rejestratora, w odniesieniu do najkrótszej odległości między	2%

	ogniskiem lampy rentgenowskiej a rejestratorem obrazu rentgenowskiego maksymalnie o	
1.2.	<b>Położenie pola promieniowania rentgenowskiego względem krawędzi stolika od strony klatki piersiowej</b> Pole promieniowania rentgenowskiego powinno rozciągać się do krawędzi stolika znajdującej się od strony ściany klatki piersiowej, i może sięgać poza tą krawędź maksymalnie o	±0,5 cm
<b>2.</b>	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać bez płytki uciskowej w polu wiązki.	
	Dla ekspozycji wykonanych 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 ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1m wynosi minimalnie	30 µGy/mAs
	Dla pozostałych kombinacji anoda / filtr wydajność lampy rentgenowskiej wynosi minimalnie	70% wydajności lampy zmierzonej podczas pierwszych testów specjalistycznych
<b>3.</b>	<b>Wysokie napięcie</b>	
3.1.	<b>Dokładność ustawienia wartości wysokiego napięcia</b> Dla wszystkich wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±5%
3.2.	<b>Powtarzalność wartości wysokiego napięcia</b> Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie standardowe zmierzonych wartości wysokiego napięcia w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±5%
<b>4.</b>	<b>Warstwa półchlonna</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać z płytką uciskową w polu wiązki. Test należy wykonać dla każdej dostępnej kombinacji anoda/filtr.	
	Grubość warstwy półchlonnej dla najczęściej klinicznie stosowanej wartości wysokiego napięcia dla danej kombinacji anoda/filtr mieści się w granicach	$kVp/100 + 0,03$ $\leq HVL \leq$ $kVp/100 + c$
	<u>Uwaga:</u> Wartości współczynnika c w zależności od kombinacji anoda/filtr znajdują się w tabeli 3.	
<b>5.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>	
5.1.	<b>Gęstość optyczna w punkcie referencyjnym</b> Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanego przy użyciu	1,4÷1,9

	klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji gęstość optyczna zmierzona w punkcie referencyjnym zawiera się w przedziale	
<b>5.2.</b>	<b>Ocena systemu AEC przy różnych poziomach zaczernienia</b>	
5.2.1.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji zmiana wartości gęstości optycznej zmierzonej w punkcie referencyjnym przy zmianie poziomu zaczernienia o jeden wynosi maksymalnie	0,20
5.2.2.	Dla obrazu fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji zakres wartości gęstości optycznej zmierzonej w punkcie referencyjnym przy zmianie poziomów zaczernienia od najwyższego do najniższego wynosi minimalnie	1
<b>5.3.</b>	<b>Powtarzalność ekspozycji</b> Przy pięciu ekspozycjach fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, odchylenie kermy w powietrzu w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
<b>5.4.</b>	<b>Kompensacja zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia</b>	
5.4.1.	Dla obrazów fantomów z PMMA o grubościach większych oraz mniejszych od 4,5 cm, wykonanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, różnice gęstości optycznych zmierzonych w punkcie referencyjnym poszczególnych obrazów fantomów od wartości gęstości optycznej zmierzonej w punkcie referencyjnym obrazu fantomu o grubości 4,5 cm wynoszą maksymalnie:	±0,15
5.4.2.	Różnice pomiędzy wskazywanymi a rzeczywistymi grubościami fantomów z punktu 6.4.1. wynoszą maksymalnie	±0,5 cm
<b>6.</b>	<b>Kompresja piersi</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonać dla płytek uciskowych odpowiadających błonom formatu 18 cm × 24 cm oraz 24 cm × 30 cm	
6.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (odpowiada 13÷20 kg)
6.2.	Różnica pomiędzy wartością siły kompresji wskazywaną na wyświetlaczu mammografu a wartością zmierzoną bezpośrednio po uciśnięciu wynosi maksymalnie	±20 N (odpowiada ±2 kg)
6.3.	<u>Uwaga:</u> Test ten wykonać dla płytek typu nieanatomicznego. Dla symetrycznego podparcia płytki uciskowej i maksymalnej sile kompresji różnica w położeniu płytki uciskowej nad stolikiem pomiędzy lewą i prawą stroną płytki wynosi maksymalnie	±0,5 cm
<b>7.</b>	<b>Kratka przeciwrozproszeniowa</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonać dla każdego formatu stolika stosowanego w pracowni. Współczynnik pochłaniania dla kratki przeciwrozproszeniowej wynosi maksymalnie	3,0
<b>8.</b>	<b>Ekrany wzmacniające</b>	

	<u>Uwaga:</u> Wykonać oddzielnie dla każdego formatu kaset.	
8.1.	Dla trzech ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm z kasetą kontrolną, wykonanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, odchylenie obciążenia prądowo-czasowego lub kermy w powietrzu od wartości średniej w odniesieniu do wartości średniej wynosi maksymalnie	±2 %
8.2.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm z wszystkimi stosowanymi w pracowni kasetami, wykonanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, odchylenie obciążenia prądowo-czasowego lub kermy w powietrzu od wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
8.3.	Zakres gęstości optycznej dla ekspozycji z punktu 8.1. oraz 8.2. wynosi maksymalnie	0,10
<b>9.</b>	<b>Pomieszczenie ciemni</b>	
	<u>Uwaga:</u> Ocenę szczelności ciemni oraz oświetlenia roboczego należy wykonać przy zastosowaniu błony rentgenowskiej naeksponowanej tak, aby uzyskać gęstość optyczną w środku obrazu w przybliżeniu równą 1,2 (wliczając tło).	
9.1.	<b>Nieszczelność ciemni</b> Dodatkowe tło od nieszczelności w ciemni, przy wyłączonym oświetleniu roboczym, w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,03
9.2.	<b>Oświetlenie robocze</b> Dodatkowe tło od oświetlenia roboczego w ciągu 2 minut wynosi maksymalnie	0,05
<b>10.</b>	<b>Warunki oceny zdjęć mammograficznych</b>	
10.1.	<b>Luminancja negatoskopu</b>	
10.1.1	Luminancja zmierzona na środku powierzchni każdego negatoskopu używanego do oceny mammogramów zawiera się w granicach	3000-6000 cd/m <sup>2</sup>
10.1.2	Odchylenie luminancji zmierzonych na środku powierzchni każdego negatoskopu używanego w pracowni od średniej wartości luminancji dla wszystkich negatoskopów używanych w pracowni wynosi maksymalnie	±15 %
10.2.	<b>Jednorodność luminancji negatoskopów</b> Dla każdego negatoskopu używanego do oceny zdjęć mammograficznych odchylenie luminancji zmierzonych w różnych punktach rozmieszczonych równomiernie na całej powierzchni negatoskopu od wartości wyznaczonej w punkcie 10.1.1. wynosi maksymalnie	±30 %
10.3.	<b>Natężenie oświetlenia zewnętrznego</b> Natężenie oświetlenia zewnętrznego każdego negatoskopu używanego do oceny zdjęć mammograficznych wynosi maksymalnie <u>Uwaga:</u> Pomiar wykonać przy wyłączonym negatoskopie, na jego powierzchni oraz w takich samych warunkach, w jakich lekarz radiolog ocenia zdjęcia rentgenowskie.	50 lux
<b>11.</b>	<b>Dawka gruczołowa</b>	
	Wartości średnie dawki gruczołowej wyznaczonej dla ekspozycji fantomów z PMMA o grubościach z tabeli 4, wykonanych przy użyciu klinicznie	tabela 4

	stosowanych parametrów ekspozycji, wynoszą maksymalnie	
<b>12.</b>	<b>Jakość obrazu</b>	
12.1.	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b> Na obrazie fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm oraz fantomu do oceny rozdzielczości (umieszczonego na powierzchni płyty w punkcie referencyjnym lub na wysokości punktu referencyjnego w odległości nie większej niż 50 mm względem linii centralnej prostopadłej do ściany klatki piersiowej) uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, rozdzielczość w kierunku równoległym i prostopadłym do osi anoda-katoda dla każdego typu ogniska oraz każdego rodzaju anody i filtra, wynosi minimalnie	12 pl/mm
12.2.	<b>Progowy kontrast obrazu</b> Na dwóch obrazach fantomu zawierającego elementy do oceny kontrastu progowego otrzymanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji kontrast obiektu o średnicy 5÷6 mm wynosi maksymalnie <u>Uwaga:</u> Kontrast 1,5 % uzyskuje się dla elementu testowego do oceny niskiego kontrastu o grubości 0,3 mm PMMA lub 0,1 µm złota umieszczonego w fantomie o grubości 4,5 cm z PMMA.	1,5%
12.3.	<b>Czas ekspozycji</b> Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji zmierzony czas ekspozycji wynosi maksymalnie	2 s
<b>13.</b>	<b>Proces wywoływania</b> <u>Uwaga:</u> Wartości ujęte w protokole optymalizacji procesu wywoływania są wartościami wyjściowymi.	
13.1.	<b>Gęstość minimalna</b> Gęstość minimalna wynosi maksymalnie	0,25
13.2.	<b>Wskaźnik światłoczułości</b> Odchylenie wyznaczonego wskaźnika światłoczułości od wartości wyjściowej wynosi maksymalnie	±10 %
13.3.	<b>Wskaźnik kontrastowości wyrażony średnim gradientem</b>	
13.3.1	Różnica między wyznaczonym wskaźnikiem kontrastowości a wartością wyjściową wynosi maksymalnie	±0,15
13.3.2	Wskaźnik kontrastowości wynosi minimalnie	3
<b>MAMMOGRAFIA CYFROWA</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Rozdzielczość systemu/MTF</b> <u>Uwaga:</u> Należy wykonać test 1.1., w przypadku gdy oprogramowanie do wyznaczania MTF jest niedostępne w systemie, wykonać test 1.2	
1.1.	Odchylenie zmierzonej za pomocą oprogramowania systemowego wartości funkcji MTF <sub>50</sub> od wartości odniesienia wyznaczonej podczas pierwszych testów specjalistycznych wynosi maksymalnie	±10 %
1.2.	Odchylenie rozdzielczości wysokokontrastowej wyznaczonej za pomocą	±10 %

	<p>obiekty testowe do oceny rozdzielczości wysokokontrastowej, w kierunku równoległym i prostopadłym do ściany klatki piersiowej, od wartości odniesienia wyznaczonej podczas pierwszych testów specjalistycznych wynosi maksymalnie</p>	
<b>2.</b>	<b>Geometria wiązki promieniowania rentgenowskiego</b>	
	<p><u>Uwaga:</u> W przypadku systemów DR powinno stosować się kasety z błonami lub kasety z płytami obrazowym.          Jeśli kasety i wywoływaraki są niedostępne na miejscu, należy użyć kaset, które mogą być odczytane lub wywołane w innym miejscu lub użyć samowywołujących się błon.          Test wykonać dla każdego formatu obrazowania wykorzystywanego w pracowni oraz dla przystawki do powiększeń.</p>	
2.1	<p><b>Położenie pola promieniowania rentgenowskiego względem powierzchni odbioru obrazu</b>          Pole promieniowania rentgenowskiego rozciąga się poza wszystkie krawędzie powierzchni odbioru obrazu, w odniesieniu do najkrótszej odległości między ogniskiem lampy rentgenowskiej a rejestratorem obrazu rentgenowskiego maksymalnie o</p>	2 %
2.2.	<p><b>Położenie pola promieniowania rentgenowskiego względem krawędzi stolika od strony klatki piersiowej</b>          Pole promieniowania rentgenowskiego powinno rozciągać się do krawędzi stolika znajdującej się od strony ściany klatki piersiowej i może sięgać poza tę krawędź maksymalnie o</p>	±5 mm
<b>3.</b>	<b>Wydajność lampy rentgenowskiej</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać bez płytki uciskowej w polu wiązki.	
	<p>Przy ekspozycjach wykonanych w trybie ręcznym dla napięcia 28 kV oraz kombinacji anoda Mo/filtr Mo wydajność lampy rentgenowskiej w odległości ognisko-detektor promieniowania rentgenowskiego równej 1 m wynosi minimalnie</p>	30 µGy/mAs
	<p>Dla pozostałych kombinacji anoda / filtr wydajność lampy rentgenowskiej wynosi minimalnie</p>	70% wydajności lampy zmierzonej podczas pierwszych testów specjalistycznych
<b>4.</b>	<b>Wysokie napięcie</b>	
4.1.	<p><b>Dokładność ustawienia wartości wysokiego napięcia</b>          Dla wszystkich wartości wysokiego napięcia z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie zmierzonej wartości wysokiego napięcia od wartości nominalnej wynosi maksymalnie</p>	±5%
4.2.	<p><b>Powtarzalność wartości wysokiego napięcia</b>          Dla pięciu pomiarów wartości wysokiego napięcia wybranej z zakresu stosowanego klinicznie, odchylenie standardowe zmierzonych wartości wysokiego napięcia w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie</p>	±5%

<b>5.</b>	<b>Warstwa półchlonna</b> <u>Uwaga:</u> Test należy wykonać z płytka uciskową w polu wiązki. Test należy wykonać dla każdej dostępnej kombinacji anoda/filtr.	
	Grubość warstwy półchlonnej dla najczęściej stosowanej wartości wysokiego napięcia dla danej kombinacji anoda/filtr mieści się w granicach	$kVp/100 + 0,03$ $\leq HVL \leq$ $kVp/100 + c$
	<u>Uwaga:</u> Wartości współczynnika c w zależności od kombinacji anoda/filtr znajdują się w tabeli 3.	
<b>6.</b>	<b>System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)</b>	
6.1.	<b>Poziomy ekspozycji</b> Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji przyrost względny wartości kermy w powietrzu lub obciążenia prądowo-czasowego przy zmianie poziomu ekspozycji o jeden stopień zawiera się w przedziale	podanym przez producenta lub (5-15) %
6.2.	<b>Powtarzalność ekspozycji</b> Przy pięciu ekspozycjach fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie standardowe kermy w powietrzu w stosunku do wartości średniej wynosi maksymalnie	±5 %
6.3.	<b>Kompensacja zmian grubości fantomu i wartości wysokiego napięcia</b> Dla obrazów fantomów z PMMA o grubościach różnych od 5,0 cm, otrzymanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, $CNR_i$ zmierzone w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ) w odniesieniu do $CNR_{g/5cm}$ zmierzonego w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ) dla fantomu o grubości 5,0 cm wynosi	tabela 5
<b>7.</b>	<b>Kompresja piersi</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonywany dla płytek uciskowych odpowiadających stosowanym w pracowni formatom obrazowania.	
7.1.	Maksymalna zmierzona wartość siły kompresji zawiera się w granicach	130÷200 N (odpowiada 13÷20 kg)
7.2.	Różnica pomiędzy wartością siły kompresji wskazywaną na wyświetlaczu mammografu a wartością zmierzoną bezpośrednio po uciśnięciu wynosi maksymalnie	±20 N (odpowiada ±2 kg)
7.3.	<u>Uwaga:</u> Test ten wykonać dla płytek typu nieanatomicznego. Dla symetrycznego podparcia płytki uciskowej i maksymalnej sile kompresji różnica w położeniu płytki uciskowej nad stolikiem pomiędzy lewą i prawą stroną płytki wynosi maksymalnie	±5 mm
<b>8.</b>	<b>Kratka przeciwrozproszeniowa</b>	
8.1.	<b>Współczynnik pochłaniania</b> Współczynnik pochłaniania dla kratki przeciwrozproszeniowej wynosi maksymalnie	3
<b>9.</b>	<b>Odpowiedź detektora obrazu</b>	
9.1.	<b>Funkcja odpowiedzi detektora obrazu</b>	0,99



	Kwadrat współczynnika korelacji między średnią wartością pikseli w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od ściany 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 przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi minimalnie	
9.2.	<b>Poziom szumu</b> Kwadrat współczynnika korelacji między kwadratem SNR w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od ściany 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 przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji jest zgodny z wartością odniesienia wyznaczoną podczas pierwszych testów specjalistycznych.	-
<b>10.</b>	<b>Zmienność czułości płyt obrazowych (system CR)</b>	
10.1.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji 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 %
10.2.	Dla ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji z wszystkimi płytami obrazowymi stosowanymi w pracowni, różnica pomiędzy maksymalną i minimalną obliczoną wartością SNR w ROI (o powierzchni $\approx 4 \text{ cm}^2$ ), którego środek znajduje się 60 mm od ściany klatki piersiowej, centralnie w stosunku do bocznych krawędzi detektora, w odniesieniu do wartości średniej dla wszystkich płyt obrazowych wynosi maksymalnie	15 %
<b>11.</b>	<b>Dawka gruczołowa</b>	
	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 przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynoszą maksymalnie	tabela 4
<b>12.</b>	<b>Jakość obrazu</b>	
12.1.	<b>Progowy kontrast obrazu</b> <u>Uwaga:</u> Elementy do oceny progowego kontrastu, umieszczone na wysokości 20-25 mm nad powierzchnią stolika, są obrazowane z obiektem stanowiącym tło o grubości równoważnej (pod względem współczynnika pochłaniania) 50 mm PMMA. Dla co najmniej szesnastu obrazów fantomu do oceny rozdzielczości niskokontrastowej, każdy przesunięty w stosunku do poprzedniej ekspozycji o kilka milimetrów, otrzymanych przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów, progowy kontrast dla obiektów o średnicach z	tabela 6

	tabeli 6 wynosi maksymalnie	
12.2.	<b>Czas ekspozycji</b>	
	Przy ekspozycji fantomu z PMMA o grubości 4,5 cm wykonanej przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji zmierzony czas ekspozycji wynosi maksymalnie	2 s
	W przypadku systemów skanujących czas skanowania jest zgodny z wartością określoną podczas pierwszych testów specjalistycznych.	-
12.3.	<b>Geometryczne zniekształcenie obrazu i ocena artefaktów</b>	
	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.	-
12.4.	<b>Pozostałość poprzedniego obrazu</b> 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.

W tym przypadku wartość odniesienia oznacza wartość podaną przez producenta dla danego aparatu.

Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Poziom szumu</b>	
	Różnica standardowego odchylenia wartości HU zmierzonego w centralnym obszarze obrazu jednorodnego fantomu dla ROI (o średnicy $\approx$ ok. 40 % średnicy fantomu) uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 20$ %
<b>2.</b>	<b>Wartość HU</b>	
	Różnica między średnią wartością HU zmierzoną w obszarze (o średnicy ROI ok. 10 % średnicy fantomu) obrazu jednorodnego fantomu lub wykonanego z materiału ekwiwalentnego tkance miękkiej oraz materiałów o różnej gęstości, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji a wartością odniesienia wynosi maksymalnie	$\pm 4$ HU
<b>3.</b>	<b>Jednorodność HU</b>	
	Różnica średnich wartości HU mierzonych w obszarze centralnym i brzegowym (o średnicy ok. 10 % średnicy fantomu) obrazu jednorodnego fantomu uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji wynosi maksymalnie	$\pm 4$ HU
<b>4.</b>	<b>Progowy kontrast</b>	

	Liczba widocznych obiektów o niskim kontraście powinna być zgodna z kryteriami producenta.	-
<b>5.</b>	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b>	
	Na obrazie fantomu zawierającego wzory o różnych częstościach przestrzennych przeznaczonego do oceny rozdzielczości przestrzennej obrazu w rentgenowskiej tomografii komputerowej, uzyskanego przy użyciu klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji, rozdzielczość obrazu wynosi minimalnie	5 pl/cm
<b>6.</b>	<b>Geometryczna poprawność obrazu</b>	
	Różnice między zmierzonymi a nominalnymi odległościami w obrazie fantomu zawierającego struktury o znanych rozmiarach, zobrazowanego w warunkach klinicznych, wynoszą maksymalnie	±1 mm
<b>7.</b>	<b>Kolimacja wiązki</b> <u>Uwaga:</u> Wykonać jeden z poniższych testów	
7.1	Dla każdej dostępnej kolimacji wiązki różnica między zmierzoną szerokością profilu dawki w połowie wysokości a wartością nominalną: wynosi maksymalnie	±1 mm
7.2	lub w odniesieniu do wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±20 %
<b>8.</b>	<b>Grubość warstwy</b>	
	Dla grubości obrazowanej warstwy większej niż 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością wynosi maksymalnie	±1 mm
	Dla grubości obrazowanej warstwy mniejszej niż 1 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością wynosi maksymalnie	±0,5 mm
	Dla grubości obrazowanej warstwy w przedziale od 1 mm do 2 mm różnica pomiędzy wartością zmierzoną a nominalną wartością w odniesieniu do wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±50 %
<b>9.</b>	<b>CTDI<sub>w</sub></b>	
	Dla każdej dostępnej filtracji i kolimacji wiązki odchylenie ważonego tomograficznego indeksu dawki od wartości odniesienia wynosi maksymalnie	±20 %
<b>TOMOGRAFIA KONWENCJONALNA</b>		
<u>Uwaga:</u> Aparaty do tomografii konwencjonalnej powinny być kontrolowane tak, jak aparaty stosowane do radiografii ogólnej, o ile pozwala na to ich konstrukcja, z rozszerzeniem o poniższe testy.		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Głębokość warstwy tomograficznej</b>	
	Odchylenie wartości zmierzonej od wartości nominalnej wynosi maksymalnie	±5 mm
<b>2.</b>	<b>Zmiana głębokości warstwy tomograficznej</b>	

	Powtarzalność ustawienia głębokości warstwy przy przejściu z jednej warstwy do drugiej nie powinna być gorsza niż:	±2 mm
<b>3.</b>	<b>Kąt ekspozycji</b>	
	Różnica między nominalną a zmierzoną wielkością kąta ekspozycji dla kątów większych niż 30° wynosi maksymalnie	±5°
<b>4.</b>	<b>Jednorodność obrazu warstwy</b>	
	Obraz otworu w płycie ołowianej powinien być jednorodny, a wszelkie niejednorodności powinny być zgodne z cechami charakterystycznymi dla poszczególnego typu tomografu.	-
<b>5.</b>	<b>Rozdzielczość wysokokontrastowa</b>	
	Rozdzielczość wysokokontrastowa wynosi minimalnie	1,6 pl/mm

273

274

275

276

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

<b>MONITORY STOSOWANE DO PREZENTACJI OBRAZÓW MEDYCZNYCH</b>		
<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. Przed przystąpieniem do wykonania testów monitorów, każdy testowany monitor powinien być włączony na około 30 min.		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Warunki oglądania obrazów</b>	
	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)  15 lux (w pozostałych przypadkach)
<b>2.</b>	<b>Poprawność geometryczna obrazu</b>	
2.1.	<b>Zniekształcenia geometryczne obrazu</b> 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.	<b>Zgodność powiększenia między monitorami</b>	
	Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitory przeznaczone 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)

<b>3.</b>	<b>Rozdzielczość</b>	
	Na wyświetlonym standardowym obrazie testowym, osobno dla każdej lokalizacji wzorów do oceny rozdzielczości (w środku i w czterech rogach), różnica między luminancją poziomego wzoru a luminancją pionowego wzoru, wyrażona przez procent większej z wartości, wynosi maksymalnie	30 % (dla monitorów opisowych)  50 % (dla monitorów przeglądowych)
<b>4.</b>	<b>Jednorodność</b>	
	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)
<b>5.</b>	<b>Luminancja</b>	
5.1.	<b>Maksymalna luminancja</b> Maksymalna luminancja monitora wynosi minimalnie	400 cd/m <sup>2</sup> (dla monitorów opisowych do mammografii)  200 cd/m <sup>2</sup> (dla monitorów opisowych)  100 cd/m <sup>2</sup> (dla monitorów przeglądowych)
5.2.	<b>Zgodność maksymalnej luminancji między monitorami</b> Dla stanowisk wyposażonych w dwa lub więcej monitory przeznaczone do jednoczesnego wyświetlania obrazów: różnica między największą a najmniejszą spośród zmierzonych w punkcie 5.1. wartości największej luminancji poszczególnych monitorów, wyrażona przez procent najmniejszej z wartości, wynosi maksymalnie	5 % (dla monitorów opisowych do mammografii)  10 % (dla pozostałych monitorów)
5.3.	<b>Kontrast monitora</b> Stosunek największej luminancji monitora do najmniejszej luminancji monitora wynosi minimalnie	250 (dla monitorów opisowych)  100 (dla monitorów przeglądowych)
5.4.	<b>Krzywa skali szarości</b> Odchylenie względnego kontrastu $\delta_i$ wyznaczonego dla poszczególnych	10% (dla monitorów)

obrazów testowych TG18-LN od względnego kontrastu $\delta_i^d$ wynikającego z funkcji GSDF (Grayscale Standard Display Function) wynosi maksymalnie	opisowych) 20% (dla monitorów przeglądowych)
---	--

277  
278  
279

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

Wysokie napięcie [kV]	Minimalna warstwa półchlonna [mm Al]	
	Aparaty rentgenowskie pracujące w trybie stałopotencjałowym (DC)	Pozostałe aparaty rentgenowskie
50	1,8	1,5
60	2,2	1,8
70	2,5	2,1
80	2,9	2,3
90	3,2	2,5
100	3,6	2,7
110	3,9	3,0
120	4,3	3,2
130	4,7	3,5
140	5,0	3,8
150	5,4	4,1

280  
281

**Tabela 2. Maksymalne wymiary ogniska.**

Nominalna wielkość ogniska lampy	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

282  
283

**Tabela 3. Wartości współczynnika c dla HVL w zależności od kombinacji anoda/filtr.**

Kombinacja anoda/filtr	Współczynnik c [-]
Mo/Mo	0,12
Mo/Rh	0,19
Rh/Rh	0,22
W/Al	0,25
W/Rh	0,30
W/Ag	0,32

284  
285

**Tabela 4. 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

286  
287

**Tabela 5. Wartości CNR w zależności od grubości fantomu.**

Grubość fantomu z PMMA [cm]	CNR <sub>i/5cm</sub> (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

288

289

**Tabela 6. Progowy 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

290

291

292

293

294

295

296

297

298



## 299 II. Medycyna nuklearna

300

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

303 **CFOV (central field of view)** – centralne pole widzenia; obszar równy 75 % liniowego wymiaru  
304 użytecznego pola widzenia (UFOV).

305

306 **FOV (field of view)** – pole widzenia; obszar ograniczony przez kolimator.

307

308 **Jednorodność systemu** – jednorodność detektora z kolimatorem.

309

310 **Jednorodność wewnętrzna** – jednorodność detektora bez kolimatora.

311

312 **Okno energetyczne** – zakres energii promieniowania gamma, które zostaną zarejestrowane  
313 i przetworzone. Okno może być przedstawione jako zakres energii lub wartość procentowa  
314 oczekiwanego piku energetycznego. W przypadku, gdy okno przedstawione jest jako wartość  
315 procentowa, musi być określony pik energetyczny, a okno jest zawsze symetryczne względem tego  
316 piku.

317

318 **Rozdzielczość energetyczna (energetyczna zdolność rozdzielcza)** – zdolność systemu do  
319 rozróżniania fotonów o różnych energiach. Wyznaczana zgodnie z zależnością:

320

$$321 R_E = \frac{FWHM}{E_0} \cdot 100\%$$

322

323 FWHM – szerokość fotoszczytu w połowie wysokości

324  $E_0$  – energia promieniowania monoenergetycznego emitowanego przez źródło

325

326 **Rozdzielczość przestrzenna** – zdolność systemu do rozróżniania dwóch małych, znajdujących się  
327 możliwie blisko siebie źródeł promieniotwórczych.

328

329 **UFOV (useful field of view)** – użyteczne pole widzenia; obszar detektora wykorzystywany do  
330 obrazowania.

331

### 1) TESTY PODSTAWOWE

W przypadku testów podstawowych aparatury stosowanej w medycynie nuklearnej oprócz testów wymienionych poniżej, jeśli to konieczne, należy wykonywać testy zalecane przez producenta. Metoda wykonania testów, częstotliwość oraz wartości graniczne powinny być zgodne ze specyfikacją producenta.

MIERNIKI AKTYWNOŚCI BEZWZGLĘDNEJ			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
1.	<b>Pomiar tła</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla ustawień dla radionuklidu najczęściej stosowanego klinicznie, z wkładem pomiarowym (holderem) umieszczonym w mierniku.		
	Fluktuacje tła mieszczą się w zakresie dwóch odchyień	-	na początku

	standardowych od wartości referencyjnej.		każdego dnia, w którym miernik będzie używany
<b>2.</b>	<b>Stalność wskazań</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego. Pomiar zliczeń przeprowadzić przy nastawieniu na warunki dla danego radionuklidu oraz wszystkich radionuklidów, które będą stosowane danego dnia.		
	Odchylenie wyniku od wartości referencyjnej (po uwzględnieniu rozpadu radionuklidu) wynosi maksymalnie	± 10 %	codziennie
<b>3.</b>	<b>Liniowość wskazań</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla radionuklidu krótkożyciowego najczęściej stosowanego klinicznie, np. ( <sup>99m</sup> Tc, <sup>131</sup> I) w całym zakresie stosowanych aktywności. Odstępstwa pojedynczymi pomiarami powinny być tak dobrane, aby na każdą dziesiątkę skali miernika został wykonany co najmniej jeden pomiar.		
	Odstępstwa od liniowości nie przekraczają	± 5 %	raz w roku
<b>ZESTAW DO POMIARU JODOCHWYTNÓŚCI TARCZYCY</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Kalibracja energetyczna</b>		
	Sprawdzanie poprawności ustawienia okna energetycznego na fotoszczycie. W przypadku, gdy okno energetyczne nie jest wycentrowane względem fotoszczytu, należy dokonać korekcji.	-	w dniu przed użyciem aparatury (sondy wielokanałowe ) lub co miesiąc (sondy jednokanałowe )
<b>2.</b>	<b>Pomiar tła</b>		
	Fluktuacje tła mieszczą się w zakresie dwóch odchyżeń standardowych od wartości referencyjnej.	-	na początku każdego dnia, w którym zestaw jest używany
<b>3.</b>	<b>Precyzja zliczeń (stabilność)</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego (np. <sup>133</sup> Ba)		
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-	co 6 miesięcy
<b>LICZNIKI SCYNTYLACYJNE DO POMIARU PROMIENIOWANIA GAMMA IN VITRO</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości	Częstość

		graniczne	
<b>1.</b>	<b>Kalibracja energetyczna</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla 3 radionuklidów o energiach dobranych tak, aby pokryły zakres energii stosowanych w pracowni. W przypadku, gdy stosowany jest jeden radionuklid, test należy wykonać dla tego radionuklidu.		
	Sprawdzanie poprawności ustawienia okna energetycznego na fotoszczycie. W przypadku, gdy okno energetyczne nie jest wycentrowane względem fotoszczytu, należy dokonać korekcji.	-	co 6 miesięcy
<b>2.</b>	<b>Pomiar tła</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla energii i okna najczęściej stosowanego klinicznie.		
	Fluktuacje tła mieszczą się w zakresie dwóch odchyłeń standardowych od wartości referencyjnej.		na początku każdego dnia, w którym miernik jest używany
<b>3.</b>	<b>Stołość wskazań</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego (np. <sup>133</sup> Ba).		
	Odchylenie wyniku od wartości referencyjnej (po uwzględnieniu rozpadu radionuklidu) wynosi maksymalnie	± 10 %	w dniu, w którym licznik będzie używany
<b>4.</b>	<b>Precyzja zliczeń</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego.		
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-	co 6 miesięcy
<b>SONDY DO POMIARÓW ŚRÓDOPERACYJNYCH</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Kalibracja energetyczna</b>		
	Sprawdzanie poprawności ustawienia okna energetycznego na fotoszczycie. W przypadku, gdy okno energetyczne nie jest wycentrowane względem fotoszczytu, należy dokonać korekcji.	-	co 6 miesięcy
<b>2.</b>	<b>Pomiar tła</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla wszystkich kolimatorów stosowanych w pracowni .		
	Fluktuacje tła mieszczą się w zakresie dwóch odchyłeń standardowych od wartości referencyjnej.	-	na początku każdego dnia, w którym sonda jest używana

<b>3.</b>	<b>Stałość wskazań</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego (np. $^{57}\text{Co}$ ), w stałych warunkach geometrycznych dla wszystkich okien energetycznych i kolimatorów stosowanych w pracowni.		
	Błąd wskazań w odniesieniu do wartości referencyjnej (po uwzględnieniu rozpadu radionuklidu) wynosi maksymalnie	$\pm 10\%$	w dniu przed użyciem urządzenia
<b>4.</b>	<b>Precyzja (powtarzalność wyników)</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego (np. $^{57}\text{Co}$ ).		
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-	co 6 miesięcy
<b>PLANARNE KAMERY SCYNTYLACYJNE</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Ocena tła</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla najczęściej stosowanego okna o niskiej energii.		
	Zmierzona wartość różni się od wartości referencyjnej nie więcej niż	$\pm 20\%$	codziennie
<b>2.</b>	<b>Kontrola położenia okna energetycznego na fotoszczycie</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla wszystkich radionuklidów, które będą danego dnia stosowane w pracowni.		
	Dokonać korekcji położenia okna analizatora energii, jeśli położenie okna różni się od położenia referencyjnego lub przekracza wartość graniczną podaną przez producenta.	-	przed badaniami z użyciem danych radionuklidów
<b>3.</b>	<b>Jednorodność przestrzenna detektora</b>		
	<u>Uwaga:</u> Należy wykonać test jednorodności wewnętrznej oraz systemu. Test należy wykonać dla wszystkich radionuklidów stosowanych w pracowni. Test jednorodności systemu należy wykonać dla wszystkich stosowanych kolimatorów.		
3.1	<b>Jednorodność wewnętrzna</b> W ocenie wizualnej rozmieszczenie zliczeń jest jednorodne i nie są widoczne wyraźne lokalne maksima, minima i gradienty.	-	co tydzień
3.2	<b>Jednorodność systemu</b> W ocenie wizualnej rozmieszczenie zliczeń jest jednorodne i nie są widoczne wyraźne lokalne maksima, minima i gradienty.	-	co 6 miesięcy
<b>4.</b>	<b>Rozdzielczość i przestrzenna liniowość detektora</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać bez kolimatora za pomocą fantomu składającego się z 4		

	sektorów szczelin o różnych szerokościach, dopasowanych do rozdzielczości kamery. W przypadku zastosowania kolimatora oceniona zostanie rozdzielczość przestrzenna systemu.		
	Przebieg szczelin na obrazie nie odbiega od linii prostych.	-	co 6 miesięcy
	Rozróżnialność szczelin jest taka sama, jak na obrazie referencyjnym.	-	
<b>KAMERY SPECT i SPECT/CT</b>			
<u>Uwaga:</u> Należy wykonywać wszystkie testy przewidziane dla kamer planarnych, a ponadto:			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Położenie środka obrotu</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla wszystkich kolimatorów stosowanych w pracowni i kątów wzajemnego ustawienia detektorów.		
	Przesunięcie środka obrotu względem macierzy obrazowej jest nie większe niż	2 mm	co miesiąc
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość tomograficzna</b>		
	Rozdzielczość tomograficzna może różnić się od rozdzielczości przestrzennej nie więcej niż	± 10 % lub ± 2 mm (mniejsza z wartości)	co 6 miesięcy
<b>3.</b>	<b>Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami SPECT i CT</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu dedykowanego fantomu z rozmieszczonymi przestrzennie źródłami punktowymi.		
	Brak wizualnie uchwytne przesunięć pomiędzy obrazami SPECT i CT.	-	co kwartał
<b>4.</b>	<b>Grubość warstwy na środku FOV</b>		
	Grubość warstwy może różnić się od wyznaczonej rozdzielczości tomograficznej nie więcej niż	± 10 %	co 6 miesięcy
<b>5.</b>	<b>Test modułu CT</b>		
	W przypadku kamer SPECT/CT, w których moduł CT jest wykorzystywany w celach diagnostycznych, należy wykonać wszystkie testy przewidziane dla tomografów komputerowych.	-	-
<b>SKANERY PET i PET/CT</b>			
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne	Częstość
<b>1.</b>	<b>Test dzienny stabilności</b>		
	Procedura wykonania, częstotliwość oraz kryterium oceny powinny być zgodne ze specyfikacją producenta .	-	-
<b>2.</b>	<b>Testy okresowe</b>		

	Procedury wykonania, częstotliwość oraz kryteria oceny powinny być zgodne ze specyfikacją producenta.	-	-
<b>3.</b>	<b>Test zgodności nałożenia obrazów PET i CT</b>		
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu dedykowanego fantomu z rozmieszczonymi przestrzennie źródłami punktowymi, dla ustalonych przez użytkownika, najczęściej stosowanych metod rekonstrukcji i parametrów filtrów post-rekonstrukcyjnych.		
	W ocenie wizualnej poprawności nałożenia obrazów PET i CT w 3 płaszczyznach brak uchwytnych przesunięć.	-	co kwartał
<b>4.</b>	<b>Test modułu CT</b>		
	W przypadku skanerów PET/CT, w których moduł CT jest wykorzystywany w celach diagnostycznych należy wykonać wszystkie testy przewidziane dla tomografów komputerowych.	-	-

### PRODUKTY FARMACEUTYCZNE

Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Generatory radionuklidów krótkożytych</b>	
	<u>Uwaga:</u> Testy kontrolne nie są obowiązkowe	
	Należy sprawdzić wydajność elucji radionuklidu 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 $^{99}\text{Mo}$ w eluacie z generatora) i czystości chemicznej (zawartość $\text{Al}^{+3}$ 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 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .	-
<b>2.</b>	<b>Produkty radiofarmaceutyczne</b>	
	<u>Uwaga:</u> Gotowe do użycia nie podlegają kontroli jakości u użytkownika z wyjątkiem pomiaru aktywności podawanej pacjentom.	
	<u>Przygotowane u użytkownika z zestawów do znakowania i eluatu z generatora.</u> 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	
	<u>Pozostałe przygotowane u użytkownika.</u> W przypadku znakowania komórek krwi, bądź przygotowania produktów radiofarmaceutycznych według własnych metod, obowiązują wszystkie wymagania dla producenta leków przewidziane przez prawo farmaceutyczne	-

## 2) TESTY SPECJALISTYCZNE

MIERNIKI AKTYWNOŚCI BEZWZGLĘDNEJ		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Precyzja zliczeń</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego (np. $^{57}\text{Co}$ lub $^{137}\text{Cs}$ ).	
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-
<b>2.</b>	<b>Liniowość wskazań</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla radionuklidu krótkożyciowego (np. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) w całym zakresie stosowanych aktywności. Odstępy pomiędzy pojedynczymi pomiarami powinny być tak dobrane, aby na każdą dziesiątkę skali miernika został wykonany co najmniej jeden pomiar.	
	Odstępstwa od liniowości nie przekraczają	$\pm 5 \%$
<b>3.</b>	<b>Dokładność pomiarów</b>	
	W przypadku źródeł promieniowania gamma o energiach większych niż 100 keV dokładność miernika jest nie gorsza niż	5 %
	W przypadku źródeł promieniowania beta oraz promieniowania gamma o energiach do 100 keV dokładność miernika jest nie gorsza niż	10 %
ZESTAW DO POMIARU JODOCHWYTNOSCI TARCZYCY		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Precyzja (powtarzalność wyników)</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długożyciowego (np. $^{133}\text{Ba}$ ) dla liczników nie wchodzących w skład zintegrowanego zestawu służącego do pomiaru jodochwytności tarczycy.	
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-
<b>2.</b>	<b>Liniowość wskazań</b>	

	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać w całym zakresie aktywności stosowanych w pracowni.	
	Odstępstwa od liniowości nie przekraczają	± 5 %
<b>LICZNIKI SCYNTYLACYJNE DO POMIARU PROMIENIOWANIA GAMMA IN VITRO</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Precyzja (powtarzalność wyników)</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długozyciowego.	
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość energetyczna</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla radionuklidu określonego w specyfikacji producenta.	
	Rozdzielczość energetyczna określona za pomocą FWHM powinna być zgodna z rozdzielczością podaną w specyfikacji producenta.	-
<b>SONDY DO POMIARÓW ŚRÓDOPERACYJNYCH</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Precyzja (powtarzalność wyników)</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu radionuklidu długozyciowego (np. $^{57}\text{Co}$ ).	
	Za pomocą testu zgodności $\chi^2$ sprawdzić, czy wariancja zliczeń mieści się w granicach przewidzianych dla rozkładu Poisson'a. Poziom ufności należy ustalić na 95 %.	-
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość energetyczna</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla radionuklidu określonego w specyfikacji producenta.	
	Rozdzielczość energetyczna określona za pomocą FWHM powinna być zgodna z rozdzielczością podaną w specyfikacji producenta.	-
<b>PLANARNE KAMERY SCYNTYLACYJNE</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Jednorodność przestrzenna detektora</b>	
	<u>Uwaga:</u> Należy wykonać test jednorodności wewnętrznej oraz systemu. Test należy wykonać dla wszystkich radionuklidów stosowanych w pracowni. Test jednorodności systemu należy wykonać dla wszystkich stosowanych kolimatorów.	
	Jednorodność różniczkowa i całkowita wyznaczona dla UFOV i CFOV nie może być większa niż	7%
	W ocenie wizualnej rozmieszczenie zliczeń jest jednorodne i nie są widoczne wyraźne lokalne maksima, minima i gradienty.	-
	Gęstości zliczeń w obszarach o wizualnie widocznych niejednorodnościach różnią się między sobą nie więcej niż	2 %



<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość energetyczna</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla $^{99m}\text{Tc}$ .	
	Rozdzielczość energetyczna powinna być zgodna z rozdzielczością podaną w specyfikacji producenta.	-
<b>3.</b>	<b>Rozdzielczość i przestrzenna liniowość detektora</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test wykonać przy zastosowaniu specjalnego fantomu, składającego się z 4 sektorów pasków o różnych szerokościach, dopasowanych do rozdzielczości kamery (detektor, jeżeli to możliwe, bez kolimatora).	
	Przebieg pasków na obrazie nie odbiega od linii prostych.	-
	Wartość FWHM może różnić się od wartości podanej przez producenta nie więcej niż	$\pm 10 \%$
<b>4.</b>	<b>Rozmiar piksela</b>	
	Różnica wartości zmierzonych wzdłuż obu osi (X i Y) nie może być większa niż	$\pm 5 \%$
	Rozmiar piksela nie różni się od wartości podanej przez producenta więcej niż	$\pm 10 \%$
<b>5.</b>	<b>Czułość systemu</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla wszystkich stosowanych kolimatorów.	
	Dla danego kolimatora czułość systemu może różnić się od wartości podanej w specyfikacji producenta nie więcej niż	10 %
<b>KAMERY SPECT i SPECT/CT</b>		
<u>Uwaga:</u> Dla każdej głowicy należy wykonywać wszystkie testy przewidziane dla kamer planarnych, a ponadto:		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Położenie środka obrotu</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać dla wszystkich kolimatorów stosowanych w pracowni i kątów wzajemnego ustawienia detektorów.	
	Przesunięcie środka obrotu względem macierzy obrazowej nie jest większe niż	2 mm
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość tomograficzna</b>	
	Rozdzielczość tomograficzna może różnić się od rozdzielczości przestrzennej nie więcej niż	$\pm 10 \%$ lub $\pm 2 \text{ mm}$ (mniejsza z wartości)
<b>3.</b>	<b>Całościowe działanie systemu obrazowania</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu fantomu przeznaczonego do oceny całościowego działania kamer SPECT, np. fantomu Jaszczaka.	
	W ocenie wizualnej rozdzielczość prętów jest zgodna z wartością	-

	referencyjną.	
	W ocenie ilościowej kontrast kulek jest zgodny z wartością referencyjną.	-
	Przy zastosowaniu korekcji efektu pochłaniania różnice wysokości profilu obrazu nie przekraczają	10%
<b>4.</b>	<b>Jednorodność tomograficzna systemu</b>	
	Kontrast pomiędzy jakimkolwiek artefaktem kołowym a jednorodnym tłem nie powinien być większy niż	10 %
	Różnica pomiędzy wartością środkową a krawędziową piksela nie powinna przekraczać	± 10 %
<b>5.</b>	<b>Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami SPECT i CT</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu dedykowanego fantomu z rozmieszczonymi przestrzennie źródłami punktowymi.	
	Brak wizualnie uchwytnych przesunięć pomiędzy obrazami SPECT i CT.	-
<b>6.</b>	<b>Grubość warstwy na środku FOV</b>	
	Grubość warstwy może różnić się od wyznaczonej rozdzielczości tomograficznej nie więcej niż	± 10 %
<b>7.</b>	<b>Test modułu CT</b>	
	W przypadku kamer SPECT/CT, w których moduł CT jest wykorzystywany w celach diagnostycznych, należy wykonać wszystkie testy przewidziane dla tomografów komputerowych.	-
<b>SKANERY PET i PET/CT</b>		
Lp.	Nazwa testu	Wartości graniczne
<b>1.</b>	<b>Jakość obrazu</b>	
	<u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu dedykowanego fantomu opisanego w dokumentach NEMA NU 2-2007, IAEA 2009 lub IEC 61675- 1.	
	Procedura wykonania oraz sposób oceny powinny być zgodne z wytycznymi zawartymi w wyżej wymienionych dokumentach.	-
<b>2.</b>	<b>Rozdzielczość przestrzenna</b>	
	Wartości rozdzielczości przestrzennych (poprzecznej i osiowej) są zgodne z wartościami podanymi w specyfikacji producenta.	-
<b>3.</b>	<b>Rozdzielczość energetyczna</b>	
	Rozdzielczość energetyczna nie przekracza rozdzielczości określonej w specyfikacji producenta.	-
<b>4.</b>	<b>Czułość</b>	
	Procedura wykonania oraz sposób oceny powinny być zgodne z wytycznymi zawartym w dokumentach NEMA NU 2-2007 i IAEA 2009.	-

<b>5.</b>	<b>Test zgodności nałożenia obrazów PET i CT</b>	
	<p><u>Uwaga:</u> Test należy wykonać przy zastosowaniu dedykowanego fantomu z rozmieszczonymi przestrzennie źródłami punktowymi, dla ustalonych przez użytkownika, najczęściej stosowanych metod rekonstrukcji i parametrów filtrów post-rekonstrukcyjnych.</p>	
	W ocenie wizualnej poprawności nałożenia obrazów PET i CT w 3 płaszczyznach brak uchwytnych przesunięć.	-
<b>6.</b>	<b>Test modułu CT</b>	
	W przypadku skanerów PET/CT, w których moduł CT jest wykorzystywany w celach diagnostycznych należy wykonać wszystkie testy przewidziane dla tomografów komputerowych.	-

332  
333  
334  
335  
336  
337  
338  
339  
340  
341  
342  
343  
344  
345  
346  
347  
348  
349  
350  
351  
352  
353  
354  
355  
356  
357  
358  
359  
360  
361  
362

PROPOZYCJA

### 363 III. Radioterapia (teleradioterapia, brachyterapia)

364

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

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

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

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

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

380

#### 381 2) TESTY EKSPLOATACYJNE AKCELERATORÓW LINIOWYCH.

382

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	System blokady drzwi wejściowych do pomieszczenia terapeutycznego	Funkcjonalność	[1, 2, 7]
	System interwizji i interfonii	Funkcjonalność	[1, 2, 7]
	Centratory: - symulacja świetlna - zgodność wiązek światła z centratorów bocznych	Funkcjonalność 2 mm	[2, 7] [2]
	Telemetr (w odległości izocentrycznej)	± 2mm	[2, 6]
	Symulacja świetlna dla rozmiaru pola 10x10 cm <sup>2</sup>	± 2mm	[1, 2, 6, 4]
	Stołość wydajności (dla wszystkich wiązek promieniowania X i elektronów, stosowanych w praktyce klinicznej)	± 5 %	[1]
Raz w tygodniu	Akcesoria aparatu: kolimatory wiązek elektronów, kliny mechaniczne, osłony i tace do osłon	Funkcjonalność	[2, 7]
	Zabezpieczenie antykolizyjne	Funkcjonalność	[1]
	Telemetr (w zakresie odległości ± 25 cm od izocentrum)	± 3 mm	[1]
	Centratory: - zgodność między wiązkami światła z centratorów bocznych w obszarze ± 20 cm od środka pola - zgodność pionowych wiązek światła z centratorów bocznych z poprzeczną osią główną pola świetlnego w obszarze ± 20 cm od środka pola - zgodność wiązki światła z centratora strzałkowego z podłużną osią główną pola świetlnego w obszarze ± 20 cm od środka pola - zgodność punktu przecięcia wiązek światła z centratora	2 mm 2 mm 2 mm	[2] [2] [2]

	wstecznego z izocentrum mechanicznym w każdym położeniu ramienia akceleratora	2 mm	[2]
	Stałość wydajności zmierzonej w wodzie lub w fantomie stałym w warunkach referencyjnych dla wszystkich wiązek promieniowania	$\pm 2 \%$	[1, 5]
	Stałość współczynnika klina mechanicznego (sterowanie automatyczne)	$\pm 2 \%$	[1, 5]
Raz na miesiąc	Wyłączniki bezpieczeństwa	Funkcjonalność	[1, 2, 5, 7]
	Zapasowy interlock czasu	Funkcjonalność	[1]
	Symulacja świetlna pola promieniowania dla rozmiarów pól: $\leq 20 \times 20 \text{ cm}^2$ $> 20 \times 20 \text{ cm}^2$	$\pm 2 \text{ mm}$ $\pm 1 \%$	[1, 2, 5] [5]
	Średnica kuli zawierającej środki krzyży dla ruchów obrotowych ramienia i kolimatora	2 mm	[1, 2]
	Telemetr (w zakresie odległości $\pm 25 \text{ cm}$ od izocentrum)	$\pm 2 \text{ mm}$	[1, 2, 5, 4]
	Ruch stołu terapeutycznego	$\pm 2 \text{ mm}$	[1, 3]
	Poprawność wskazań położenia: $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$ dla ruchów obrotowych ramienia i kolimatora: - dla wskaźnika elektronicznego - dla skali mechanicznej	$\pm 0,5^\circ$ $\pm 1^\circ$	[2] [2]
	Pole wiązki promieniowania (jeden rozmiar pola np. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ): - zgodność wymiarów pola promieniowania z wartościami odczytanymi na elektronicznych wskaźnikach wielkości pola - odległość pomiędzy odpowiednimi bokami pola promieniowania i pola świetlnego - odległość pomiędzy środkiem pola promieniowania a obrazem środka krzyża	$\pm 2 \text{ mm}$ 2 mm 2mm	[2] [1, 2, 5] [1, 5]
	Stałość jakości wiązek promieniowania: - fotonowego ( $\text{TPR}_{20}^{10}$ ) - elektronowego ( $R_{50}$ )	$\pm 2 \%$ $\pm 2 \text{ mm}$	[1, 5] [1]
	Raz na trzy miesiące	System sygnalizacji świetlnej i dźwiękowej	Funkcjonalność
Blokady dla filtra klinowego		Funkcjonalność	[1]
Zapasowy interlock dawki i czasu (sterowanie komputerowe)		Funkcjonalność	[1, 5]
Stałość wydajności dla położenia ramienia akceleratora: $90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$ względem wartości wydajności zmierzonej w położeniu ramienia $0^\circ$		$\pm 2 \%$	[1, 5]
Stałość współczynnika klina mechanicznego (sterowanie			

	manualne)	$\pm 3 \%$	[1]
	Stałość współczynnika klina mechanicznego dla położenia ramienia akceleratora: 90°, 180°, 270° względem wartości współczynnika klina zmierzonego w położeniu ramienia 0°	$\pm 3 \%$	[1, 5]
	Zgodność pola promieniowania z polem świetlnym (małe i duże pola): - odległość pomiędzy odpowiednimi bokami pola promieniowania i pola świetlnego: <ul style="list-style-type: none"> <li>• rozmiar pola <math>\leq 20 \times 20 \text{ cm}^2</math></li> <li>• rozmiar pola <math>&gt; 20 \times 20 \text{ cm}^2</math></li> </ul> - odległość pomiędzy środkiem pola promieniowania a obrazem środka krzyża	2 mm 1 %	[1, 5] [5]
		2 mm	[1,5]
Raz na sześć miesięcy	Średnica kuli zawierającej izocentrum promieniowania	2 mm	[1, 4, 5]
	Płaskość wiązek promieniowania: - fotonowego - elektronowego	3 % $\pm 5 \%$	[1, 6] [1]
	Symetria wiązek promieniowania fotonowego i elektronowego	3 %	[1]
	Liniowość zależności dawki od jednostek monitorowych	$\pm 1 \%$	[1, 2, 4, 5, 6]
Raz na rok	Ugięcie stołu terapeutycznego pod obciążeniem	5 mm	[1, 3]
	Średnica kuli zawierającej izocentrum mechaniczne	2 mm	[1]
	Wydajność wiązek promieniowania: - pełna kalibracja - powtarzalność	$\pm 2 \%$ $\pm 0,5 \%$	[1, 5] [2, 6]
	- stabilność podczas dnia pracy	$\pm 2 \%$	- [2, 3, 6]

383

384 **Uwaga:**

385 Częstość kontroli fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych wymienionych w tabeli,  
386 została ustalona na podstawie [1].

387

388 Literatura:

389 1. IPEM (1999), *Physical Aspects of Quality Control in Radiotherapy, Report 81*, York:  
390 Institute of Physics and Engineering in Medicine.

391 2. Kania M, Rostkowska J. (2001), *Krajowe zalecenia dotyczące aparatów stosowanych*  
392 *w teleradioterapii – Medyczny Akcelerator Liniowy*, Pol J Med Phys Eng 2001; 199-278.

393 3. Radiation Protection Report No. 91.

394 4. IEC (2008) International Electrotechnical Commission, IEC 60977 Ed 2.0, *Medical*  
395 *electrical equipment – Medical electron accelerators – Guidelines for functional*  
396 *performance characteristics*.

397 5. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics (2003), *Quality Control of Medical*  
398 *Electron Accelerators*.

399 6. STUK (2003), Guide ST 2.1, *Quality Assurance in Radiotherapy*

400 7. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków  
401 bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji

402 medycznych.

403

404 3) TESTY EKSPLOATACYJNE APARATU KOBALTOWEGO.

405

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	System blokady drzwi wejściowych do pomieszczenia terapeutycznego	Funkcjonalność	[1, 2, 3]
	System interwizji i interfonii	Funkcjonalność	[1, 2, 3]
	Centratory: - symulacja świetlna - zgodność wiązek światła z centratorów bocznych	Funkcjonalność 2 mm	[1] [1, 2, 3]
	Telemetr (w odległości izocentrycznej)	$\pm 3$ mm	[1]
	Symulacja świetlna dla rozmiaru pola 10x10 cm <sup>2</sup>	$\pm 2$ mm	[1]
	Stałość różnicy pomiędzy dwoma Timerami	$\pm 1$ s	[1, 4]
Raz w tygodniu	Akcesoria aparatu: kliny mechaniczne, osłony i tace do osłon	Funkcjonalność	[1]
	Zabezpieczenie antykolizyjne	Funkcjonalność	[1]
	Telemetr (dla odległości $\pm 20$ cm od izocentrum)	$\pm 3$ mm	[1]
	Centratory: - zgodność między wiązkami światła z centratorów bocznych w obszarze $\pm 20$ cm od środka pola - zgodność pionowych wiązek światła z centratorów bocznych z poprzeczną osią główną pola świetlnego w obszarze $\pm 20$ cm od środka pola	2 mm	[5] [5]
	- zgodność wiązki światła z centratora strzałkowego z podłużną osią główną pola świetlnego w obszarze $\pm 20$ cm od środka pola	2 mm	[5]
	- zgodność punktu przecięcia wiązek światła z centratora wstecznego z izocentrum mechanicznym w każdym położeniu ramienia akceleratora	2 mm	[5]
Stałość wydajności zmierzonej w wodzie lub w fantomie stałym w warunkach referencyjnych	$\pm 4$ %	[1]	
Raz na miesiąc	Wyłączniki bezpieczeństwa	Funkcjonalność	[1, 2, 3]
	Akcesoria aparatu: kliny mechaniczne, osłony i tace do osłon	Funkcjonalność	[1, 2, 3]
	Symulacja świetlna pola promieniowania dla rozmiarów pól: $\leq 20 \times 20$ cm <sup>2</sup> $> 20 \times 20$ cm <sup>2</sup>	$\pm 2$ mm $\pm 1$ %	[1, 5, 6] [6]
	Średnica kuli zawierającej środki krzyży dla stosowanych klinicznie ruchów obrotowych ramienia i kolimatora	2 mm	[1]
	Ruch stołu terapeutycznego	$\pm 2$ mm	[1]

	Poprawność wskazań położenia: 0°, 90°, 180°, 270° dla ruchów obrotowych ramienia i kolimatora: - dla wskaźnika elektronicznego - dla skali mechanicznej	$\pm 0,5^\circ$ $\pm 1^\circ$	[5] [2, 3, 5]
	Pole wiązki promieniowania (jeden rozmiar pola np. 10x10 cm <sup>2</sup> ): - zgodność wymiarów pola promieniowania z wartościami odczytanymi na wskaźnikach wielkości pola - odległość pomiędzy odpowiednimi bokami pola promieniowania i pola świetlnego - odległość pomiędzy środkiem pola promieniowania a obrazem środka krzyża	$\pm 2$ mm 2 mm 2 mm	[5] [1, 5, 6] [1, 6]
	Stołość pozycji źródła	$\pm 3$ mm	[1, 2, 3]
	Kalibracja wydajności zmierzonej w wodzie w warunkach referencyjnych	$\pm 3$ %	[1]
	Dokładność Timera	$\pm 1$ %	[1]
	„Czas martwy” przesuwu źródła	< 2 s	[1]
	Stołość współczynnika klina mechanicznego	$\pm 3$ %	[1]
Raz na rok	Ugięcie stołu terapeutycznego pod obciążeniem	5 mm	[1]
	Stołość wydajności dla wielkości pól: 5x5 cm <sup>2</sup> i 20x20 cm <sup>2</sup> względem wartości wydajności zmierzonej dla wielkości pola 10x10 cm <sup>2</sup>	$\pm 1$ %	[1]
	Stołość wydajności dla położenia ramienia akceleratora: 90°, 180°, 270° względem wartości wydajności zmierzonej w położeniu ramienia 0°	$\pm 1$ %	[1, 2, 3]
	Stołość jakości wiązki promieniowania	$\pm 1$ %	[1, 2, 3]

406

407 **Uwaga:**

408 Częstość kontroli fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych wymienionych w tabeli,  
409 została ustalona na podstawie [1].

410

411 Literatura:

412 1. IPEM (1999), *Physical Aspects of Quality Control in Radiotherapy, Report 81*, York:  
413 Institute of Physics and Engineering in Medicine.

414 2. Podgorsak E.B. (2005), *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and*  
415 *Students*, IAEA.

416 3. AAPM (1994), *Comprehensive QA for Radiation Oncology: Report of AAPM Radiation*  
417 *Therapy Committee Task Group 40*.

418 4. PN-EN 60601-2-11 (2007), *Medyczne urządzenia elektryczne Część 2-11: Szczegółowe*  
419 *wymagania bezpieczeństwa urządzeń do radioterapii wiązką promieniowania gamma*.

420 5. Kania M, Rostkowska J. (2001), *Krajowe zalecenia dotyczące aparatów stosowanych*  
421 *w teleradioterapii – Medyczny Akcelerator Liniowy*, Pol J Med Phys Eng 2001; 199-278.

422 6. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics (2003), *Quality Control of Medical*  
423 *Electron Accelerators*.

424



## 425 4) TESTY EKSPLOATACYJNE SYMULATORÓW TERAPEUTYCZNYCH.

426

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	Zgodność z izocentrum obrazów środka krzyża dla pola promieniowania i pola świetlnego w położeniu ramienia 0°	1 mm	[1, 6]
	Telemetr dla odległości: - SAD = 75 cm lub SAD najbliższe tej wartości - SAD = 100 cm - SAD = 125 cm lub SAD najbliższe tej wartości	± 2 mm ± 2 mm ± 2 mm	[1, 5, 6] [1, 5, 6] [1, 5, 6]
	Centratory: - zgodność wiązek światła z centratorów bocznych w obszarze ± 20 cm od środka pola - zgodność punktu przecięcia wszystkich wiązek światła laserowego z izocentrum	1 mm 1 mm	[1, 2, 3, 4, 5] [1, 2,3, 4, 5]
	Pole świetlne dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup>	± 2 mm	[1]
	Zgodność środka pola świetlnego z izocentrum dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup>	1 mm	[1]
	Pole promieniowania dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup>	± 2 mm	[1, 6]
	Zgodność środka pola promieniowania z izocentrum dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup>	1 mm	[1]
	Raz na miesiąc	Zgodność z izocentrum obrazów środka krzyża dla pola promieniowania i pola świetlnego w położeniu ramienia : 90°, 180°, 270°	1 mm
Zgodność z izocentrum obrazów środka krzyża dla pola promieniowania i pola świetlnego w odległości ± 25 cm od izocentrum		1 mm	[1, 6]
Zgodność z izocentrum obrazów środka krzyża dla pola promieniowania i pola świetlnego w położeniu ramienia : 90°, 180°, 270° dla odległości SAD: 90 cm i 110 cm		1 mm	[1]
Zgodność osi obrotu kolumny stołu z izocentrum		1 mm	[1, 6]
Pionowość ruchu stołu		2 mm	[1, 6]
Pole świetlne dla rozmiarów pól: ≥ 3 x 3 cm <sup>2</sup> i ≤ 20 x 20 cm <sup>2</sup> > 20 x 20 cm <sup>2</sup>		± 2 mm ± 1 %	[1] [1]
Zgodność środka pola świetlnego z izocentrum dla rozmiarów pól: ≥ 3 x 3 cm <sup>2</sup> i ≤ 20 x 20 cm <sup>2</sup> > 20 x 20 cm <sup>2</sup>		1 mm 0,5 %	[1] [1]
Pole promieniowania dla rozmiarów pól: ≥ 3 x 3 cm <sup>2</sup> i ≤ 20 x 20 cm <sup>2</sup> > 20 x 20 cm <sup>2</sup>		± 2 mm ± 1 %	[1,6] [1,6]
Zgodność środka pola promieniowania z izocentrum dla rozmiarów pól: ≥ 3 x 3 cm <sup>2</sup> i ≤ 20 x 20 cm <sup>2</sup>		1 mm	[1]

	> 20 x 20 cm <sup>2</sup>	0,5 %	[1]
	Zgodność osi wiązek promieniowania w izocentrum dla przeciwległych położenia ramienia	1 mm	[1]
	Poprawność wskazań położenia 0° dla ruchów obrotowych ramienia, kolimatora i kolumny stołu: - dla skali elektronicznej - dla skali mechanicznej	0,5° 1°	[1, 5] [1, 5, 6]
	Poprawność wskazań ruchu poprzecznego, podłużnego i pionowego kolumny stołu	± 1 mm	[1, 5]
Raz na sześć miesięcy	Zgodność położenia środka krzyża dla małego i dużego ogniska lampy	0,5 mm	[1, 5, 6]
	Tor wizyjny: - wartości rozdzielczości przestrzennej i progowego kontrastu powinny być zgodna z wartościami wyznaczonymi podczas testów akceptacyjnych - brak zniekształceń obrazu	- -	[1, 6] [6]
Raz na rok	Średnica kuli zawierającej izocentrum promieniowania	2 mm	[5, 6]
	Pole świetlne dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup> w pełnym zakresie SAD dla położenia kolimatora i ramienia: 90°, 180°, 270°	± 2 mm	[1]
	Zgodność środka pola świetlnego z izocentrum dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup> w pełnym zakresie SAD dla położenia kolimatora i ramienia: 90°, 180°, 270°	1 mm	[1]
	Pole promieniowania dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup> w pełnym zakresie SAD dla położenia kolimatora i ramienia: 90°, 180°, 270°	± 2 mm	[1]
	Zgodność środka pola promieniowania z izocentrum dla rozmiaru pola 10 x 10 cm <sup>2</sup> w pełnym zakresie SAD dla położenia kolimatora i ramienia: 90°, 180°, 270°	1 mm	[1]
	Telemetr w pełnym zakresie SAD w położeniu ramienia: 90°, 180°, 270°	± 2 mm	[1, 6]
	Poprawność wskazań położenia: 90°, 180°, 270° dla ruchów obrotowych ramienia, kolimatora i kolumny stołu: - dla skali elektronicznej - dla skali mechanicznej	0,5° 1°	[1, 5] [1, 5]
	Poziome ustawienie blatu stołu	0,5°	[1, 5, 6]
	Zgodność osi obrotu kolumny stołu z izocentrum dla obciążenia stołu: - 30 kg - 135 kg	1 mm 1 mm	[1, 6] [1, 6]
	Różnica w wysokości blatu stołu w pobliżu izocentrum, pomiędzy obciążeniem stołu: 30 kg dla stołu wsuniętego i 135 kg dla stołu wysuniętego	5 mm	[1, 6]

<p>Wysokie napięcie:  - dokładność ustawienia wysokiego napięcia  - powtarzalność wartości wysokiego napięcia</p>	<p>± 10 %  ± 5 %</p>	<p>[5, 7]  [5, 7]</p>
<p>Wydajność lampy rentgenowskiej:  - zmienność wartości wydajności lampy rentgenowskiej przy zmianie obciążenia prądowo-czasowego  - powtarzalność wartości wydajności lampy rentgenowskiej</p>	<p>20 %  ± 20 %</p>	<p>[5, 7]  [5, 7]</p>
<p>Warstwa półchlonna:  - wartość warstwy półchlonnej nie powinna być mniejsza niż wartość minimalna dla rzeczywistej wartości wysokiego napięcia</p>	<p>Tabela 1</p>	<p>[5, 7]</p>

427

428 Uwaga:

429 Częstość kontroli fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych wymienionych w tabeli,  
430 została ustalona na podstawie [1].

431

432

433 **Tabela 1. Minimalne wartości warstwy półchlonnej dla różnych wartości wysokiego napięcia.**

434

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

435

436

437 Literatura:

438 1. IPEM (1999), *Physical Aspects of Quality Control in Radiotherapy, Report 81*, York:  
439 Institute of Physics and Engineering in Medicine.

440 2. Meijer G.J., van Kleffenes H.J., Mijnheer B.J. (1997), *Quality Control (QC) of Simulators  
441 and CT scanners and some basic QC methods fo Treatment Planning System.*

442 3. Skrzyński W. (2004), *Quality control of radiotherapy simulators*

443 4. Zielińska-Dąbrowska S., Kukołowicz P., Rostkowska J., Kania M., Walewska A. (2007),  
444 *Evaluation of the technical status of radiotherapy simulators involved in clinical trials.*

445 5. Zielińska-Dąbrowska S., Skrzyński W., Kukołowicz P.F., Tołowiński J. (2004), *Polish  
446 recommendations for QA of radiotherapy equipments: therapeutic simulator. Pol J Med  
447 Phys Eng, 10(2):55-118.*

- 448 6. IEC (1993) International Electrotechnical Commission. IEC/TR2 61170: *Radiotherapy*  
 449 *simulators – Guidelines for functional performance characteristics*  
 450 7. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków  
 451 bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji  
 452 medycznych.

454 5) TESTY EKSPLOATACYJNE APARATÓW TERAPEUTYCZNYCH DO BRACHYTERAPII.

455  
 456 Tabela 1. Częstość wykonywania i tolerancje dla fizycznych parametrów technicznych  
 457 i dozymetrycznych automatycznie sterowanych urządzeń do brachyterapii z ładowaniem  
 458 następowym przy zastosowaniu wysokiej mocy dawki (HDR) i brachyterapii pulsacyjnej (PDR).

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	Poprawne działanie świateł ostrzegawczych	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Poprawne działanie interfonii i interwizji	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Przerwanie napromienienia po zadanym czasie	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Stan wyposażenia potrzebnego w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 4]
	Poprawność wpisu daty, godziny i aktywności źródła	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
Raz na trzy miesiące	Przerwanie napromienienia przyciskiem awaryjnym	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Przerwanie napromienienia otwarciem drzwi do pomieszczenia terapeutycznego	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
	Działanie zastępczego zasilania w przypadku utraty zasilania z sieci	Funkcjonalność	[1, 3, 4]
	Funkcja informująca o utrudnieniu poruszania się źródeł w kateterach	Funkcjonalność	[1]
	Poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica przesyłająca	Funkcjonalność	[1, 4]
	Poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica wewnątrz aplikatora	Funkcjonalność	[4]
	Działanie podręcznego monitora promieniowania	Funkcjonalność	[1]
	Pozycja źródła	± 2 mm	[1, 2, 3, 4]
Raz na sześć miesięcy	Poprawność działania połączeń między kateterami, aplikatorami a urządzeniem terapeutycznym	Funkcjonalność	[1]
Raz na rok	Szczelność źródeł	200 Bq	[1, 2, 4]
	Szczelność pojemnika ze źródłami: - w odległości 50 mm od pojemnika ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać: • dla ogólnego użytkowania pojemnika ze źródłami • dla pojemnika ze źródłami przeznaczonego do stosowania w pomieszczeniach terapeutycznych ograniczonego dostępu - w odległości 1 m od pojemnika ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać	0,01 mSv/h  0,1 mSv/h	[2, 3, 4]  [3, 4]

	<ul style="list-style-type: none"> <li>dla ogólnego użytkowania pojemnika ze źródłami</li> <li>dla pojemnika ze źródłami przeznaczonego do stosowania w pomieszczeniach terapeutycznych ograniczonego dostępu</li> </ul>	0,001 mSv/h	[1, 3]
		0,01 mSv/h	[3]
	Znajomość zasad postępowania przez personel w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
	Poprawność funkcjonowania mechanizmu awaryjnego (ręcznego) wycofania źródła	Funkcjonalność	[1, 4]
	Stołość długości prowadnicy	$\pm 1$ mm	[1]
	Prawidłowość wskazań czasomierza	$\pm 1$ %	[1, 3, 4]
	Czas przejścia źródła z aparatu do pozycji leczenia	-	[1, 4]
Po każdej wymianie źródła	Kalibracja źródła	$\pm 5$ %	[1, 2, 4]

459

460

461 Tabela 2. Częstość wykonywania i tolerancje dla fizycznych parametrów technicznych  
 462 i dozymetrycznych automatycznie sterowanych urządzeń do brachyterapii z ładowaniem  
 463 następowym przy zastosowaniu niskiej mocy dawki (LDR) lub średniej mocy dawki (MDR).

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	Poprawne działanie świateł ostrzegawczych	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Poprawne działanie interfonii i interwizji	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Przerwanie napromienienia po zadanym czasie	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Stan wyposażenia potrzebnego w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 4]
	Poprawność wpisu daty, godziny i aktywności źródła	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
Raz na trzy miesiące	Działanie podręcznego monitora promieniowania	Funkcjonalność	[1]
Raz na sześć miesięcy	Przerwanie napromienienia przyciskiem awaryjnym	Funkcjonalność	[1, 2, 3, 4]
	Przerwanie napromienienia otwarciem drzwi do pomieszczenia terapeutycznego	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
	Działanie zastępczego zasilania w przypadku utraty zasilania z sieci	Funkcjonalność	[1, 3, 4]
	Przerwanie napromienienia w przypadku zmian ciśnienia w urządzeniach pneumatycznych	Funkcjonalność	[1]
	Funkcja informująca o utrudnieniu poruszania się źródeł w kateterach	Funkcjonalność	[1]
	Poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica przesyłająca	Funkcjonalność	[1, 4]
	Poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica wewnątrz aplikatora	Funkcjonalność	[4]

	Poprawność działania połączeń między kateterami, aplikatorami a urządzeniem terapeutycznym	Funkcjonalność	[1]
	Pozycja i aktywna długość źródła	$\pm 2$ mm	[1, 2, 3, 4]
	Szczelność źródeł	200 Bq	[1, 2, 4]
Raz na rok	Szczelność pojemnika ze źródłami: - w odległości 50 mm od pojemnika ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać: <ul style="list-style-type: none"> <li>dla ogólnego użytkowania pojemnika ze źródłami</li> <li>dla pojemnika ze źródłami przeznaczonego do stosowania w pomieszczeniach terapeutycznych ograniczonego dostępu</li> </ul>	0,01 mSv/h	[2, 3, 4]
Raz na rok	- w odległości 1 m od pojemnika ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać <ul style="list-style-type: none"> <li>dla ogólnego użytkowania pojemnika ze źródłami</li> <li>dla pojemnika ze źródłami przeznaczonego do stosowania w pomieszczeniach terapeutycznych ograniczonego dostępu</li> </ul>	0,1 mSv/h	[3, 4]
	Znajomość zasad postępowania przez personel w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
	Prawidłowość wskazań czasomierza	$\pm 2$ s	[1, 3, 4]
	Kalibracja źródła długożyciowego	$\pm 5$ %	[1]
Po każdej wymianie źródła	Kalibracja źródła: - dla partii źródeł - dla pojedynczego źródła z partii źródeł	$\pm 3$ % $\pm 5$ %	[1, 4] [1, 2, 4]
	Liniowa jednorodność dla partii źródeł w postaci drutu	$\pm 5$ %	[1, 2]

464  
465  
466  
467

Tabela 3. Częstość wykonywania i tolerancje dla fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych ręcznie sterowanych urządzeń do brachyterapii z ładowaniem następowym.

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	Poprawne działanie interfonii i interwizji	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
	Stan wyposażenia potrzebnego w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
Raz na trzy miesiące	Kontrola obszaru do przygotowywania źródeł	Funkcjonalność	[1]
Raz na sześć miesięcy	Funkcja informująca o utrudnieniu poruszania się źródeł w aplikatorach	Funkcjonalność	[1]
	Poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica przesyłająca	Funkcjonalność	[1, 4]
	Poprawność działania połączeń aplikator-prowadnica wewnątrz aplikatora	Funkcjonalność	[4]

	Inwentaryzacja źródeł	-	[1, 2, 4]
Raz na rok	Szczelność źródeł	200 Bq	[1, 2, 4]
	Szczelność pojemnika ze źródłami: - w odległości 1 m od powierzchni pojemnika transportowego ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać	1 mSv/h	[1]
	- przy powierzchni pojemnika transportowego ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać	2 mSv/h	[1]
	- w odległości 10 cm od powierzchni pojemnika stacjonarnego ze źródłami moc równoważnika dawki nie powinna przekraczać	0,001 mSv/h	[1]
	Znajomość zasad postępowania przez personel w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 2, 4]
	Kalibracja źródła długożyciowego	± 5 %	[1]
Przed każdą aplikacją	Identyfikacja źródeł	-	[1, 2, 4]
Po każdej wymianie źródła	Kalibracja źródła	± 5 %	[1, 2, 4]
	Liniowa jednorodność i długość źródeł	± 5 %	[1, 2]

468

469

470 Tabela 4. Częstość wykonywania i tolerancje dla fizycznych parametrów technicznych  
471 i dozymetrycznych przy stosowaniu trwałych implantów w brachyterapii.

Częstość	Test	Tolerancja	Literatura
Codziennie	Stan wyposażenia potrzebnego w czasie awarii	Funkcjonalność	[1, 4]
	Kontrola obszaru do przygotowywania źródeł	Funkcjonalność	[1]
	Działanie kontrolującego monitora promieniowania	Funkcjonalność	[1]
	Działanie podręcznego monitora promieniowania	Funkcjonalność	[1, 4]
	Stan wyposażenia ochronnego	Funkcjonalność	[1]
	Kalibracja źródła: - dla partii źródeł	± 3 %	[1, 4]
	- dla pojedynczego źródła z partii źródeł	± 5 %	[1, 2, 4]
	Identyfikacja źródeł	-	[1, 2, 4]
Raz na trzy miesiące	Kontrola urządzeń do lokalizacji źródeł (kalibracja siatki obrazowej na ekranie USG)	Zgodnie z zaleceniami producenta	[1]
Raz na sześć miesięcy	Inwentaryzacja źródeł	-	[1, 2, 4]

472

473 **Uwaga:**

474 Częstość kontroli fizycznych parametrów technicznych i dozymetrycznych wymienionych w tabeli,  
475 została ustalona na podstawie [1].

476  
477  
478  
479  
480  
481  
482  
483  
484  
485  
486  
487  
488  
489  
490  
491  
492  
493  
494  
495  
496  
497  
498  
499  
500  
501  
502  
503  
504  
505

Literatura:

1. ESTRO Booklet No. 8 (2004) European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, *European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy. A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment*, Bruksela: ESTRO.
2. IPEM (1999), *Physical Aspects of Quality Control in Radiotherapy, Report 81*, York: Institute of Physics and Engineering in Medicine.
3. PN-EN 60601-2-17 (2004), *Medyczne urządzenia elektryczne Część 2-17: Szczegółowe wymagania bezpieczeństwa automatycznie sterowanych urządzeń do brachyterapii z ładowaniem następowym*.
4. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznych. Załącznik nr 6.

PROPOZYCJA