# Zalecenia Sekcji Rezonansu Magnetycznego Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej. Testy kontroli jakości systemów rezonansu magnetycznego

*prof. dr hab. n. med. Barbara Bobek-Billewicz*[1], *dr hab. n. med. Elżbieta Łuczyńska*[2], *prof. dr hab. n. med. Edyta Szurowska*[3], *prof. dr hab. Jerzy Walecki*[4], *mgr inż. Paweł Banyś*[5], *mgr inż. Łukasz Brandt*[6], *mgr inż. Beata Brzeska*[7], *prof. emeryt dr hab. Henryk Figiel*[8], *mgr Anna Glińska*[9], *mgr Małgorzata Grzywińska*[10], *mgr inż. Jerzy Haduch*[11], *mgr Anna Hebda*[12], *dr n. fiz. Sylwia Heinze*[13], *dr n. fiz. inż. Łukasz Kapek*[14], *dr Paulina Karcz*[15], *dr n. med. i n. o zdr. Joanna Kidoń-Szołtysek*[16], *dr n. med. Marek Kijonka*[17], *dr hab. Kamil Kisielewicz*[18], *dr hab. Artur Krzyżak*[19], *prof. dr hab. Paweł Kukołowicz*[20], *mgr inż. Philipp Lipowski*[21], *mgr inż. Julia Leszczyńska*[22], *dr n. fiz. inż. Patrycja Mazgaj*[23], *prof. dr hab. Tomasz Piotrowski*[24], *dr inż. Agnieszka Sabisz*[25], *mgr inż. Paweł Wawrzyniak*[26], *dr n. fiz. Marek Szewczuk*[27], *prof. dr hab. Maria Sokół*[28]

[1] Kierownik Zakładu Radiologii i Diagnostyki Obrazowej Narodowego Instytutu Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowego Instytutu Badawczego, oddział w Gliwicach, e-mail: barbara.bobek-billewicz@gliwice.nio.gov.pl
[2] Konsultant wojewódzki z dziedziny radiologii i diagnostyki obrazowej dla województwa małopolskiego, e-mail: eluczynska@su.krakow.pl
[3] Prorektor ds. klinicznych, Gdański Uniwersytet Medyczny (GUM), II Zakład Radiologii, Wydział Nauk o Zdrowiu z Instytutem Medycyny Morskiej i Tropikalnej GUM, Przewodnicząca Pomorskiego Oddziału Polskiego Lekarskiego Towarzystwa Radiologicznego (PLTR), Prezes PLTR, e-mail: edyta.szurowska@gumed.edu.pl
[4] Wiceprzewodniczący Komitetu Fizyki Medycznej, Radiobiologii i Diagnostyki Obrazowej Polskiej Akademii Nauk, Konsultant krajowy z dziedziny radiologii i diagnostyki obrazowej, e-mail: jerzywalecki1@gmail.com
[5] Krakowski Szpital Specjalistyczny im. św. Jana Pawła II, e-mail: banys@szpitaljp2.krakow.pl
[6] Zakład Elektroradiologii Wydział Nauk o Zdrowiu, Szpital Uniwersytecki w Krakowie, Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego, e-mail: lbrandt@su.krakow.pl
[7] II Zakład Radiologii, Gdański Uniwersytet Medyczny, Zakład Radiologii Uniwersyteckie Centrum Kliniczne w Gdańsku, e-mail: beabrzes@gumed.edu.pl
[8] Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, Akademia Humanitas, e-mail: figiel@agh.edu.pl
[9] II Zakład Radiologii, Gdański Uniwersytet Medyczny, Zakład Radiologii Uniwersyteckie Centrum Kliniczne w Gdańsku, e-mail: anna.glinska@gumed.edu.pl
[10] Zakład Radiologii Uniwersyteckie Centrum Kliniczne w Gdańsku, e-mail: malgorzata.grzywinska@gumed.edu.pl
[11] Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, Comarch Healthcare S.A. Centrum Medyczne iMed24, Centrum Diagnostyki Obrazowej, e-mail: jhaduch@gmail.com
[12] Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, oddział w Gliwicach, e-mail: anna.hebda@gliwice.nio.gov.pl
[13] Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej Narodowego Instytutu Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowego Instytutu Badawczego, oddział w Krakowie, e-mail: sylwia.heinze@krakow.nio.gov.pl
[14] Zakład Fizyki Medycznej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, oddział w Gliwicach, e-mail: lukasz.kapek@gliwice.nio.gov.pl
[15] Zakład Fizyki Medycznej i Ochrony Radiologicznej, Szpital Uniwersytecki w Krakowie, e-mail: pkarcz@su.krakow.pl
[16] Przewodnicząca Sekcji Diagnostyki Obrazowej Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej, Zakład Kardiologii Inwazyjnej i Elektrokardiologii, III Katedra Kardiologii, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach Dział Fizyki Medycznej, Górnośląskie Centrum Medycznego im. prof. L. Gieca SUM w Katowicach, e-mail: joanna.kidon@sum.edu.pl
[17] Zakład Fizyki Medycznej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, oddział w Gliwicach, e-mail: marek.kijonka@gliwice.nio.gov.pl
[18] Konsultant wojewódzki z dziedziny fizyki medycznej dla województwa małopolskiego, e-mail: z5kisiel@cyf-kr.edu.pl
[19] Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, Wydział Geologii, Geofizyki i Ochrony Środowiska, Katedra Surowców Energetycznych, e-mail: akrzyzak@agh.edu.pl
[20] Konsultant krajowy z dziedziny fizyki medycznej, e-mail: pawel.kukolowicz@nio.gov.pl
[21] Zakład Radiologii Uniwersyteckie Centrum Kliniczne w Gdańsku, e-mail: phlipowski@uck.gda.pl
[22] Zakład Radiologii Uniwersyteckie Centrum Kliniczne w Gdańsku, e-mail: julleszczynska@uck.gda.pl
[23] Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, oddział w Gliwicach, e-mail: patrycja.mazgaj@gliwice.nio.gov.pl
[24] Prezes Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej, Katedra i Zakład Elektroradiologii, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, e-mail: tomasz.piotrowski@wco.pl
[25] II Zakład Radiologii, Gdański Uniwersytet Medyczny, Zakład Radiologii Uniwersyteckie Centrum Kliniczne w Gdańsku, e-mail: asabisz@gumed.edu.pl
[26] Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, oddział w Gliwicach, e-mail: pawel.wawrzyniak@gliwice.nio.gov.pl
[27] Zakład Radioterapii, Katowickie Centrum Onkologii, e-mail: marekszewczuk80@gmail.com
[28] Wiceprzewodnicząca Komitetu Fizyki Medycznej, Radiobiologii i Diagnostyki Obrazowej Polskiej Akademii Nauk, Konsultant wojewódzki z dziedziny fizyki medycznej dla województwa śląskiego, Zakład Fizyki Medycznej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie – Państwowy Instytut Badawczy, oddział w Gliwicach, e-mail: maria.sokol@gliwice.nio.gov.pl


DOI: 10.63155/IFM.2025.14.02.02

## Wprowadzenie

Obecnie w placówkach lecznictwa rośnie liczba systemów obrazowania magnetyczno-rezonansowego (ang. *Magnetic Resonance Imaging*, MRI). Systemy te działają w oparciu o zjawisko jądrowego rezonansu magnetycznego, a ponieważ nie wytwarzają promieniowania jonizującego, nie podlegają Rozporządzeniu Ministra Zdrowia z dnia 12 grudnia 2022 r. w sprawie testów eksploatacyjnych urządzeń radiologicznych i urządzeń pomocniczych. Oznacza to brak w Polsce jednolitych zasad kontroli technicznej urządzeń MRI i kontroli jakości diagnostycznych obrazów MR.

Jednostki medyczne posiadające diagnostyczne urządzenia MRI nie mają obecnie obowiązku przeprowadzać testów kontroli jakości. Mogą wykonywać testy kontrolne zaproponowane przez producentów, lecz nie są do nich zobligowane. Nie daje to gwarancji poprawności i odpowiedniej jakości świadczeń opieki zdrowotnej, co może prowadzić do niezawinionych medycznie błędów diagnostycznych, szkodliwych dla zdrowia i życia badanych pacjentów.

W związku z powyższym proponujemy użytkownikom urządzeń MRI zestaw zaleceń, których rolą jest zapewnienie jakości badań diagnostycznych w pracowniach rezonansu magnetycznego. Zalecenia zostały sformułowane we współpracy lekarzy-radiologów oraz fizyków i są ukierunkowane na kontrolę jakości, identyfikację problemów i podjęcie odpowiednich działań w celu ich rozwiązania, a w rezultacie na zapewnienie odpowiedniej jakości świadczonych procedur medycznych.

Proponujemy, aby system nadzoru nad jakością został oparty na procedurach i metodach opracowanych przez Amerykańskie Towarzystwo Radiologiczne (ang. *American College of Radiology*, ACR), bowiem prezentują one w sposób najpełniejszy standardy kontroli jakości technik rezonansu magnetycznego.

## Zakres zaleceń

Niniejsze zalecenia kontroli jakości w pracowniach rezonansu magnetycznego dotyczą:

1. Zakresu oraz częstotliwości wykonywania procedur kontroli jakości w jednostkach ochrony zdrowia wykonujących badania przy użyciu diagnostycznych urządzeń rezonansu magnetycznego.
2. Kryteriów akceptacji wyników procedur kontroli jakości dla takich urządzeń.
3. Personelu wykonującego kontrolę jakości w pracowniach rezonansu magnetycznego.
4. Parametrów sekwencji stosowanych w procedurach kontroli jakości.
5. Wyposażenia do przeprowadzenia kontroli jakości.

## Wykaz skrótów i definicji

Użyte w zaleceniach skróty i określenia oznaczają:

**ACR** – Amerykańskie Towarzystwo Radiologiczne (ang. *American College of Radiology*).

**ED** – wielkość „efektu ducha", obecność cieni dodatkowych na obrazie oblicza się ze wzoru:

$$ED = \left| \frac{(I_L + I_P) - (I_G + I_D)}{2I_{ROI}} \right| \times 100$$

gdzie: $I_L$, $I_P$, $I_G$, $I_D$, $I_{ROI}$ to średnie intensywności $I$ pikseli w obszarach po lewej (L), prawej (P), u góry (G), u dołu (D) (ROI ok. 10 cm²) i wewnątrz fantomu (ROI ~ 195 do 205 cm² w przypadku owalnych obszarów lub 130 do 140 cm² w przypadku prostokątnych).

**FOV** – pole obrazowania (ang. *field of view*) – to wielkość obszaru pokrywanego przez matrycę kodowania fazowego i częstotliwościowego.

**Funkcjonalność** – wizualne lub funkcjonalne potwierdzenie właściwego stanu wskazanych elementów wyposażenia oraz gotowości urządzenia do działania w sposób zaspokajający wyznaczone i zakładane potrzeby podczas używania w określonych warunkach.

**GW** – grubość warstwy obrazowania wyznaczana w sekwencji ACR T1 i T2 oblicza się ze wzoru:

$$GW = 0.2 \times \frac{L_G \times L_D}{L_G + L_D}$$

gdzie:

$L_G$ – długość rowka górnego

$L_D$ – długość rowka dolnego.

**Matryca** – całkowita liczba niezależnych próbek sygnału zebranych w kierunkach kodowania fazy i częstotliwości. Rozmiar matrycy określa się poprzez iloczyn liczby kroków kodowania częstotliwości w jednym kierunku oraz liczby kroków kodowania fazowego w drugim kierunku.

**NSA** – liczba uśrednień akwizycji sygnału (ang. *Number of Signal Averages/acquisitions*).

**PIU** – wartość procentowa jednorodności całkowitej (ang. *Percent Image Uniformity*) oblicza się ze wzoru:

$$PIU = \left(1 - \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}\right) \times 100$$

gdzie: $I_{max}$, $I_{min}$ – to odpowiednio maksymalna i minimalna intensywność pikseli wewnątrz wybranego obszaru zainteresowania.


DOI: 10.63155/IFM.2025.14.02.02

**RF** – zakres fal częstotliwości radiowych (ang. *Radio Frequency*).
**ROI** – obszar zainteresowania zaznaczony na obrazach (ang. *Region Of Interest*).
**SNR** – stosunek sygnału do szumu (ang. *Signal-to-Noise Ratio*) oblicza się ze wzoru:

$$SNR = 0.655\frac{S}{S_{noise}}$$

$S$ – wartość średniej intensywności pikseli obrazu w ROI ulokowanym w fantomie.
$S_{noise}$ – odchylenie standardowe intensywności pikseli w ROI poza fantomem.
**TE** – czas od momentu wzbudzenia impulsem RF do uzyskania sygnału echa (ang. *Echo Time*).
**TR** – czas powtórzenia pomiędzy odpowiednimi kolejnymi punktami w powtarzającej się serii impulsów i ech (ang. *Repetition Time*).
**Wartość odniesienia** – wartość średnia parametru wyznaczona przez użytkownika z pomiarów przeprowadzanych przez pięć kolejnych dni pracy całkowicie sprawnego aparatu oraz każdorazowo po każdej istotnej naprawie.

## Zalecenia dotyczące codziennych procedur kontroli jakości i dopuszczalne kryteria akceptacyjne dla zamkniętych systemów rezonansów magnetycznych do przeprowadzania badań diagnostycznych całego ciała

1. Codzienne procedury kontroli jakości (Tabela 1) zaleca się wykonywać w oparciu o oprogramowanie własne skanera MRI oraz wizualną kontrolę sprzętu skanera, funkcjonowanie urządzeń zabezpieczających i komunikacyjnych, o ile pozwala na to ich konstrukcja.
2. Codzienne procedury kontroli jakości powinny być wykonywane w każdym dniu wykorzystywania urządzenia przed rozpoczęciem pracy.
3. Codzienne procedury kontroli jakości urządzeń mogą być wykonywane przez osoby uprawnione do wykonywania zawodu medycznego elektroradiologa lub osoby zatrudnione w jednostce ochrony zdrowia i upoważnione przez jej kierownika do obsługi urządzeń diagnostycznych rezonansu magnetycznego oraz urządzeń pomocniczych.

***Tabela 1*** *Codzienne procedury kontroli jakości*

| Opis procedury kontroli jakości | Kryterium |
|---|---|
| Prawidłowe uruchomienie systemu. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie stołu pacjenta, w tym funkcjonowania przycisków odpowiedzialnych m.in. za natychmiastowe zatrzymanie stołu. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie działania laserów. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie działania gruszki sygnalizacyjnej (uruchomienia alarmu). | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie działania systemu komunikacji z pacjentem (interkomu). | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie działania kamery monitorującej pacjenta. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie działania oświetlenia w pomieszczeniu, w którym znajduje się aparat rezonansu magnetycznego. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie gniazd cewek pod kątem obecności zabrudzeń. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie poziomu helu, temperatury i wilgotności pomieszczenia, w którym znajduje się skaner MR. | Funkcjonalność |
| Sprawdzenie obudowy gantry pod kątem przypadkowych/niepotrzebnych przyciągniętych elementów metalowych. | Funkcjonalność |

*Źródło: Opracowanie własne.*

## Zalecenia dotyczące zakresu i minimalnych częstotliwości wykonywania okresowych testów kontroli jakości i dopuszczalne kryteria akceptacyjne dla zamkniętych systemów rezonansów magnetycznych do przeprowadzania badań diagnostycznych całego ciała

1. Okresowe procedury kontroli jakości zaleca się wykonywać na rutynowo stosowanej cewce do głowy zgodnie z tabelą 2, o ile pozwala na to ich konstrukcja.
2. Okresowe procedury kontroli jakości mogą być wykonywane przez osoby, które posiadają tytuł zawodowy magistra lub równorzędny uzyskany po ukończeniu studiów na kierunku fizyki, biofizyki, fizyki medycznej, fizyki technicznej, inżynierii biomedycznej lub podmioty posiadające akredytację w rozumieniu przepisów ustawy z dnia 13 kwietnia 2016 r. o systemach oceny zgodności i nadzoru rynku (Dz.U. z 2022 r. poz. 1854).


DOI: 10.63155/IFM.2025.14.02.02

*Tabela 2* *Okresowe procedury kontroli jakości*

| Nazwa procedury | Opis procedury | Kryterium |
|---|---|---|
| | *Częstotliwość raz na miesiąc* | |
| **1.Test dokładności geometrycznej** | Na obrazach fantomu struktur o znanych wymiarach różnica pomiędzy rzeczywistym wymiarem struktury a zmierzonym na obrazie sekwencji ACR T1-zależnej oraz lokalizatora strzałkowego wynosi maksymalnie: | +/-3 mm |
| **2.Rozdzielczość przestrzenna przy wysokim kontraście** | W sekwencji ACR T1-zależnej fantomu, zawierającego wzór do oceny rozdzielczości, dla warstwy 1 otwory są rozróżnialne dla rozdzielczości minimum: | <=1.0 mm w obu kierunkach |
| **3.Wykrywanie obiektów o niskim kontraście** | Zsumowana liczba pełnych promieni widocznych na każdej z 4 warstw (warstwy 8-11) sekwencji ACR T1-zależnej wynosi: | 40 zliczeń dla aparatów MRI 3.0 T,<br>≥ 36 zliczeń dla aparatów MRI 1.5 T,<br>≥ 32 zliczeń dla aparatów MRI 1.0 T,<br>≥ 23 zliczeń dla aparatów MRI 0.5 T,<br>≥ 11 zliczeń dla aparatów MRI 0.3 T,<br>≥ 6 zliczeń dla aparatów MRI 0.2 T |
| **4.Dokładność położenia warstwy** | Pomiary wykonywane na obrazie warstwy 1 i 11 w sekwencji ACR T1 i T2-zależnej.<br>Różnica długości między lewym i prawym pionowym ciemnym paskiem u góry fantomu nie więcej niż: | 5 mm |
| **5.Współczynnik SNR** | Różnica uzyskanej wartości SNR w stosunku do wartości odniesienia wynosi maksymalnie | +/-10% |
| **6.Wartość częstotliwości rezonansowej** | Wartości wyświetlane na konsoli urządzenia MR powinny być regularnie zapisywane i przenoszone na wykres zależności od czasu. Różnica częstotliwości rezonansowej względem poprzedniego miesiąca nie powinna przekraczać: | dla aparatów MRI < 3T 128 Hz;<br><br>dla aparatów MRI ≥ 3T 256 Hz |
| **7.Wartość napięcia na cewce nadawczej RF** | Wartości wyświetlane na konsoli urządzenia MR powinny być regularnie zapisywane i przenoszone na wykres zależności od czasu. Wykres wartości napięcia w czasie podlega ocenie wzrokowej w poszukiwaniu odchyleń od wartości odniesienia powyżej: | +/-10% |
| **Uwaga:** | Wartości współczynnika stosunku sygnału do szumu SNR oraz częstotliwości rezonansowej i napięcia na cewce nadawczej RF powinny być regularnie notowane i prezentowane na wykresach. | |
| | *Częstotliwość co sześć miesięcy* | |
| **8.Wyznaczenie grubości warstwy** | Uzyskana wartość GW dla sekwencji ACR T1 oraz T2-zależnej wynosi: | 5.0 mm +/- 1.0 mm |
| **9.Test jednorodności intensywności obrazu** | Uzyskana wartość PIU dla sekwencji ACR T1 oraz T2-zależnej musi mieścić się w zakresie: | dla aparatów MRI < 3T PIU > 87.5%;<br>dla aparatów MRI ≥ 3T PIU > 82 % |
| **10. Pomiar „efektu ducha"** | Uzyskana wartość ED dla sekwencji ACR T1-zależnej wynosi: | ≤ 3% |

*Źródło: Opracowanie własne.*

## Zalecenia dotyczące parametrów sekwencji stosowanych w procedurach kontroli jakości

Obrazy MR należy rejestrować przy użyciu rutynowej cewki klinicznej, do której pasuje fantom ACR. Parametry sekwencji przedstawione zostały w tabeli 3. Pierwsze trzy pozycje są określane jako sekwencje lub serie ACR; kolejne dwie to protokoły własne jednostki ochrony zdrowia stosowane w konkretnej pracowni rezonansu magnetycznego w badaniach mózgu.

*Tabela 3* *Parametry sekwencji dla lokalizatora ACR, sekwencji T1- i T2-zależnej oraz przybliżone czasy skanowania*

| Sekwencja | TR [ms] | TE [ms] | Matryca | FOV [cm] | Liczba warstw | Grubość warstwy | NSA/czas | Uwagi |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Lokalizator strzałkowy | 200 | 20 | 256 × 256 | 25 | 1 | 10 mm | 1/52 s | Znacznik pola na centralnej linii referencyjnej |
| Sekwencja poprzeczna ACR T1-zależna | 500 | 20 | 256 × 256 | 25 | 11 | 5 mm z przerwą 5 mm między warstwami | 1/2.2 min | Początek na środek przedniego zestawu klinów, jak pokazuje lokalizator |
| Sekwencja poprzeczna ACR T2-zależna | 2000 | TE1 = 20, TE2 = 80 | 256 × 256 | 25 | 11 | 5 mm z przerwą 5 mm między warstwami | 1/8.5 min | Początek na środek przedniego zestawu klinów, jak pokazuje lokalizator |
| Sekwencja własna T1-zależna, cewka głowowa | Zgodne z protokołami pracowni | Zgodne z protokołami pracowni | Zgodne z protokołami pracowni | Zgodne z protokołami pracowni | 11 | 5 mm z przerwą 5 mm między warstwami | Zgodne z protokołami pracowni | |
| Sekwencja własna T2-zależna, cewka głowowa | Zgodne z protokołami pracowni | Zgodne z protokołami pracowni | Zgodne z protokołami pracowni | Zgodne z protokołami pracowni | 11 | 5 mm z przerwą 5 mm między warstwami | Zgodne z protokołami pracowni | |

**Uwaga:** Sekwencje własne powinny być wykonywane z własnymi parametrami, identycznymi we wszystkich pomiarach kontroli jakości.

*Źródło: Opracowanie własne.*

## Zalecenia dotyczące wyposażenia do przeprowadzenia procedur kontroli jakości

Zaleca się, aby procedury kontroli jakości diagnostycznych urządzeń rezonansu magnetycznego wykonywać z wykorzystaniem specjalizowanych fantomów. Wśród nich można wymienić standardowy duży lub średni fantom zgodny z akredytacyjnym fantomem American College of Radiology (ACR) do skanerów MRI lub fantom skonstruowany zgodnie z zaleceniami ACR.

## Zalecenia dodatkowe dotyczące kontroli jakości

1. Niezależnie od częstotliwości wykonywania procedur kontroli jakości diagnostycznych urządzeń rezonansu magnetycznego lub urządzeń pomocniczych, po każdej naprawie przeprowadzonej w zakresie, który może mieć wpływ na jakość diagnostyczną uzyskiwanego obrazu, zaleca się wykonać procedury kontroli jakości co najmniej w zakresie uzasadnionym specyfikacją wykonanej naprawy.
2. Procedury kontroli jakości diagnostycznych urządzeń rezonansu magnetycznego oraz urządzeń pomocniczych innych niż określone odpowiednio w tabeli 1 i tabeli 2 lub których konstrukcja nie pozwala na ich wykonanie, powinny być przeprowadzane w zakresie oraz z częstotliwością wynikającymi z aktualnego poziomu wiedzy i praktyki, korzystając ze zwalidowanych metod badawczych.
3. W przypadku gdy nie można ustalić zakresu i częstotliwości procedur kontroli jakości diagnostycznych urządzeń rezonansu magnetycznego i urządzeń pomocniczych, o których mowa w punkcie 2, na podstawie aktualnego poziomu wiedzy i praktyki, w tym korzystając ze zwalidowanych metod badawczych, zaleca się przeprowadzać w zakresie i z częstotliwością wynikającymi z instrukcji producenta rezonansu magnetycznego lub urządzenia pomocniczego.
4. Zaleca się sporządzanie i przechowywanie protokołów wyników kontroli jakości.
5. Zakres oraz częstotliwość wykonywania kontroli jakości monitorów opisowych oraz przeglądowych zaleca się przeprowadzać na podstawie Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 12 grudnia 2022 r. w sprawie testów eksploatacyjnych urządzeń radiologicznych i urządzeń pomocniczych, stosując kryteria jak dla monitorów używanych do prezentacji obrazów medycznych w zakresie tomografii i angiografii.

## Lista odnośników do materiałów pomocniczych i informacyjnych

Szczegółowe opisy sposobu przeprowadzania procedur kontroli jakości można znaleźć w następujących zasobach:

1. Amerykańskie Towarzystwo Radiologiczne, ACR:
   a. https://accreditationsupport.acr.org/support/solutions/articles/11000061043-quality-control-mri,
   b. https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Clinical-Resources/QC-Manuals/MR_QCManual.pdf).
2. Publikacje:
   a. Testy prowadzone przy użyciu fantomu ACR: Maria Sokół i inni, *Kontrola jakości systemów MRI – testy podstawowe*, „Inżynier i Fizyk Medyczny" 2016;5(6):301-308.
   b. Testy prowadzone przy użyciu fantomu Eurospin: Sylwia Wiśniewska-Kubka i Dominika Oborska-Kumaszyńska, *Kontrola jakości magnetyczno-rezonansowego systemu obrazowania (MR)*, "Acta Bio-Optica et Informatica Medica" 4/2011, vol. 17:282-290.
3. Strony WWW Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej (https://www.ptfm.org/).


DOI: 10.63155/IFM.2025.14.02.02