



# Obrazowanie MRI we współczesnej radioterapii – ogólne zasady

## MRI imaging in modern radiotherapy – general principles

*Dominika Oborska-Kumaszyńska*

Nuffield Healthcare Cancer Centre London, 49 Parkside, Wimbledon, United Kingdom, e-mail: dominika.oborska-kumaszynska@cancercentreondon.co.uk

### Streszczenie

### Abstract

Zwiększona zgodność dozymetryczna nowoczesnych technik leczenia, takich jak IMRT i VMAT, stworzyła zwiększone wymagania dotyczące dokładności wyznaczania targetów przy wsparciu informacji obrazowej z różnych modalności. Aby dokładnie zapewnić wysoką konformalność leczenia, potrzebna jest precyzyjna definicja guza i OAR (organy ryzyka). Jest to główny powód, dla którego MRI znalazło zastosowanie w planowaniu radioterapii. Najczęściej obrazowanie TK nadal stanowi główną i referencyjną modalność obrazową. Obrazowanie w rezonansie magnetycznym (MRI) jest coraz częściej wykorzystywane w planowaniu radioterapii (RT). Wynika to z lepszego kontrastu tkanek miękkich w porównaniu z obrazowaniem w tomografii komputerowej (TK). Z punktu widzenia zastosowania obrazowania w planowaniu leczenia i potrzeb radioterapii w tym zakresie, w zasadzie pożądana byłaby możliwość całkowitego zastąpienia symulatora TK odpowiednim skanowaniem MRI. (TG-101) (AAPM) zajmująca się stereotaktyczną RT ciała stwierdza, że MRI jest złotym standardem w wizualizacji guzów mózgu i „jest coraz częściej stosowany w zastosowaniach SBRT, w tym raka prostaty, guzów kręgosłupa, piersi i guzów litych jamy brzusznej”. Jednak z uwagi na kwestię dotyczącą zapewnienia dokładności geometrycznej i wymóg oszacowania gęstości elektronowej do obliczeń dawki, w praktyce obrazowanie MRI jest używane głównie w fuzji ze skanem uzyskanym na symulatorze TK.

**Słowa kluczowe:** MRI, radioterapia, obrazowanie, planowanie leczenia

The increased dosimetric compatibility of modern treatment techniques, such as IMRT and VMAT, has created greater requirements for the accuracy of targeting based on the image information provided from different modalities. Accurate tumour and OAR definition is needed to ensure accurately high conformity of treatment. This is the main reason that MRI has found place in radiotherapy planning. Still, CT imaging continues to be the main and reference imaging modality in this field, however MRI has been increasingly used in radiotherapy (RT) planning. This is due to the better soft tissue contrast compared to CT scans. It would be desirable in principle to be able to completely replace the CT simulation with an appropriate MRI acquisition. (TG-101) (AAPM) for stereotactic body RT states that MRI is the gold standard for visualizing brain tumours and “is increasingly used in SBRT applications including prostate cancer, spinal tumours, breast and abdominal solid tumours.” However, due to the problem of ensuring geometric accuracy and the requirement to estimate the electron density for dose calculations, in practice MRI imaging is mainly used a registered with a CT simulation for marking up targets and OARs and planning purposes.

**Key words:** MRI, radiotherapy, imaging, treatment planning

*otrzymano / received:*

*01.02.2023*

*poprawiono / corrected:*

*08.02.2023*

*zaakceptowano / accepted:*

*13.02.2023*



## Wprowadzenie

Obrazowanie w rezonansie magnetycznym (MRI) jest coraz częściej wykorzystywane w planowaniu radioterapii (RT). Wynika to z lepszego kontrastu tkanek miękkich w porównaniu z obrazowaniem w tomografii komputerowej (TK). Z punktu widzenia zastosowania obrazowania w planowaniu leczenia i potrzeb radioterapii w tym zakresie, w zasadzie pożądana byłaby możliwość całkowitego zastąpienia symulacji TK odpowiednim skanowaniem MRI. Z uwagi na kwestię dotyczącą zapewnienia dokładności geometrycznej i wymóg oszacowania gęstości elektronowej do obliczeń dawki, w praktyce obrazowanie MRI jest używane głównie w fuzyi ze skanem uzyskanym na symulatorze TK.

### Ogólne zasady obrazowania MRI w radioterapii

Obrazowanie MRI we współczesnej radioterapii zapewnia dane obrazowe, które w procesie trójwymiarowego planowania leczenia pozwalają na uzupełnienie tomografii komputerowej w definiowaniu obszarów tarczowych i objętości tkanek prawidłowych (OAR). Obecna prędkość sekwencji skanowania MR wciąż jest związana z relatywnie długim czasem akwizycji, aby uzyskać we wszystkich trzech płaszczyznach ortogonalnych obrazy T1W (dla tzw. obrazów z przewagą T1 istotna jest różnica szybkości, z jaką w danej tkance odtwarza się składowa podłużna magnetyzacji  $M_z$ , czas T1 tłuszczu jest mniejszy od czasu T1 wody) i T2W (przy generowaniu tzw. obrazów z przewagą T2 istotna jest różnica szybkości, z jaką zanika składowa poprzeczna magnetyzacji w różnych typach tkanek, czas relaksacji poprzecznej T2 dla tłuszczu jest mniejszy niż dla wody). W obrazowaniu T2, odwrotnie niż w T1, tkanki tłuszczowe są koloru ciemnego, natomiast woda – jasnego. W związku z tym przy ustalaniu protokołów obrazowania na potrzeby planowania w radioterapii należy zweryfikować, czy:

- (1) dostarczają wystarczającą ilość informacji, aby umożliwić rejestrację obrazu na wymaganym poziomie precyzji;
- (2) dostarczają informacje trójwymiarowe wraz z akwizycją i rekonstrukcją obrazu w płaszczyźnie transwersalnej, czolowej i strzałkowej;
- (3) zapewniają uzyskanie kontrastu tkankowego oraz specyficzności nowotworu;
- (4) można ukończyć akwizycję w wystarczająco krótkim czasie, aby pozycja pacjenta była niezmienna [1].

Dla wybranych obszarów anatomicznych (np. jama brzuszna, miednica, mózgowie) i/lub technik radioterapeutycznych (np.

SABR, SRS, hypofrakcjonowanie) zaleca się wykonanie MRI. Najlepiej, gdy pacjent podczas akwizycji znajduje się w pozycji zabiegowej. Jeśli nie jest możliwe wykonanie obrazowania MRI w pozycji terapeutycznej, należy rozważyć optymalizację ustawienia pacjenta w obszarze objętym chorobą, aby umożliwić rejestrację obrazu na wymaganym poziomie dokładności. W takim przypadku niezwykle ważnym jest, aby system MRI przed dopuszczeniem do użytku w radioterapii, został poddany weryfikacji oraz by zostały ustalone poziomy bazowe precyzji akwizycji w stosunku do wymagań stawianych dla poszczególnych protokołów radioterapeutycznych. Pozwala to na ustalenie poziomów zgodności geometrycznej, wynikającej z działania systemu MRI, protokołów skanowania, kalibracji systemu i dostępnych akcesoriów. Należy również zagwarantować odpowiednią kontrolę jakości w celu zapewnienia stałości dokładności geometrycznej obrazów MR.

Rezonans magnetyczny jest zdecydowanie zalecany w przypadku leczenia radioterapeutycznego wątroby i nadnerczy, ponieważ obrazowanie TK z kontrastem często nie doszacowuje objętości guza w przerzutach jelita grubego i innych pierwotnych lokalizacjach w jamie brzusznej. MRI (zwykłe sekwencje T1W lub T2W) połączone z obrazowaniem TK w celu wyznaczenia objętości guza powoduje zwiększenie konturowanego CTV, potencjalnie obejmując skupiska komórek nowotworowych, pominiętych przy określaniu objętości tylko na podstawie TK. Wynika to z tego, że MRI zapewnia większy kontrast między zmianą chorobową a tkanką zdrową, zwłaszcza w przypadku organów gruczołowych, tkanek miękkich, co umożliwia lepsze wyróżnicowanie zmian chorobowych w obrazie. Zaobserwowane retrospektywnie różnice w średniej objętości guza określone w TK i MRI są istotnie większe u pacjentów z miejscową niewydolnością guza ( $p = 0,002$ ) [3, 4].

Wykonanie obrazowania przy użyciu MRI jest wysoce zalecane w przypadku zmian kostnych (w tym kręgosłupa), których zakres jest czasami trudny do oceny w obrazach TK. W przypadku kręgosłupa jako podstawowe należy traktować skany transwersalne T1W+Gad i T2W. Zastosowanie MRI w radioterapii SABR prostaty jest zalecane do konturowania stercza jako całości [5]. Jest to wymagane w przypadku trialu PACE i jest konieczne w przypadku lokalnej eskalacji dawki (np. trial PIVOTAL). Zastosowanie obrazowania rezonansu magnetycznego wraz z uwzględnieniem wszelkich dodatkowych czynników klinicznych, technicznych, anatomicznych etc. determinuje stosowany margines CTV do PTV [3, 4].

Zastosowanie MRI w obrazowaniu na rzecz radioterapii doczekało się wytycznych oraz zalecanych parametrów dla

**Tabela 1** Przykłady sekwencji MRI dla różnych obszarów anatomicznych

	Płuca	Wątroba	Nadnercza	Prostata	Kręgosłup
MRI	X	Bardzo zalecane T1W lub T2W, transwersalne i sagitalne (lub 3D izotropowe sekwencje z rozdzielczością < 2 mm)	Zalecane T1W lub T2W, transwersalne i sagitalne (lub 3D izotropowe sekwencje z rozdzielczością < 2 mm)	T1W + Grad, T2W transwersalne i sagitalne (lub 3D izotropowe sekwencje z rozdzielczością < 2 mm)	T1W + Grad, T2W transwersalne i sagitalne (lub 3D izotropowe sekwencje z rozdzielczością < 1 mm). Dyfuzyjne MRI może być przydatne w wizualizacji zmian nowotworowych.

Źródło: [2].



protokołów skanowania dedykowanych do poszczególnych obszarów anatomicznych i/lub technik radioterapeutycznych.

Na przykład u pacjentów z nowotworami/przerzutami mózgowia symulacja TK powinna być wykonana od czubka głowy (poza czaszką) do otworu wielkiego lub dolnej granicy C3. Kontrast dożylny zwykle nie jest wymagany do planowania TK, ale może mieć pewną wartość w identyfikacji resztkowej choroby u pacjentów, u których MRI jest przeciwwskazany. W celu dokładnego określenia obszaru guza (GTV) i struktur OAR wymagana jest jednoczesna rejestracja z niedawno wykonanym MRI. Byłoby idealnie, gdyby wykorzystany skan MRI był wykonany w pozycji terapeutycznej, jak w obrazowaniu TK, i następnie podczas leczenia. Jeśli pacjent przeszedł operację, lepsze jest zastosowanie pooperacyjnego niż przedoperacyjnego MRI. Należy potwierdzić zarówno jakość fuzji obrazów MRI i TK oraz to, że anatomia między obiema metodami obrazowania jest spójna. W przypadku stwierdzenia wyraźnych rozbieżności anatomicznych pomiędzy symulacją TK i MRI (np. różnice w przesunięciu linii pośrodkowej) należy wykonać aktualne MRI. Na wybór sekwencji MRI użytych w fuzji ma wpływ scenariusz kliniczny. Na przykład „post-gadolin T1” jest zwykle używany do konturowania GTV w glejaku, podczas gdy „T2 FLAIR” jest często używany do konturowania GTV w glejakach o niskim stopniu złośliwości. W przypadku technik SRS MRI jest badaniem wymaganym w celu określenia taretu, chyba że istnieją określone przeciwwskazania. Na potrzeby SRS zwykle wykorzystuje się MRI o grubości warstwy od 1 do 1,5 mm, aby zapewnić wysoką rozdzielczość przestrzenną. W takim przypadku rezonans magnetyczny powinien obejmować czubek głowy (poza czaszką), aby zapewnić możliwie najlepszą precyzję i dokładność fuzji [6].

W przypadku leczenia przerzutów do kręgosłupa metodą SABR wszyscy pacjenci powinni mieć symulację TK obejmującą cały leczony obszar, jak również każdy OAR, dla którego ma być wyznaczona statystyka rozkładu dawek. Szczególną uwagę należy zwrócić na limity skanowania TK dla planowania z wiązkami niewspółpłaszczyznowymi, gdzie wymagane są dodatkowe informacje obrazowe TK w celu odpowiedniego określenia dawek dla struktur OAR znajdujących się z dala od zmiany (zmian). Obrazowanie MRI należy wykonać również w celu zmniejszenia niepewności wyznaczania targetu i narządów w ramach marginesu niepewności. Wysoko pożądane jest, aby MRI zostało wykonane w pozycji terapeutycznej w celu umożliwienia odpowiedniej fuzji obrazu MRI z symulacyjnym skanem TK przed konturowaniem. Zaleca się wykonanie MRI kręgosłupa w obszarze zmienionym chorobowo oraz co najmniej jednego trzonu kręgu znajdującego się powyżej i poniżej tego obszaru, a także wykorzystanie co najmniej trzech kręgów do rejestracji z obrazem z symulacji TK. Dokładność dopasowania fizycznego krzywizn kręgosłupa pacjenta pomiędzy symulacyjnym TK i obrazem MRI może być obciążone niepewnością wynikającą nawet z niewielkich zmian pozycji pomiędzy modalnościami obrazowymi. W przypadku sztywnej fuzji obrazów wykonanie precyzyjnej korejestracji o sześciu stopniach swobody może być trudne. Konturowanie rdzenia kręgowego

na samym rezonansie magnetycznym może być niewiarygodne w przypadku pacjentów, u których implanty dokręgosłupowe stają się źródłem artefaktów (np. w przypadku leczenia pooperacyjnego) – w takiej sytuacji przydatny może okazać się mielogram TK, dzięki któremu możemy uzyskać dodatkowe informacje [6].

W przypadku projektowania i optymalizacji protokołów skanowania dla tego obszaru anatomicznego należy podjąć próby zmniejszenia wpływu ruchu struktur anatomicznych i targetów na uzyskaną informację obrazową podczas długich czasów akwizycji MRI. Można to osiągnąć na różne sposoby, w zależności od skanera MRI i parametrów sekwencji obrazowych. Dostępne opcje to:

- (1) proaktywne wyzwalanie oddechu,
- (2) retrospektywne kategoryzowanie lub wstrzymanie oddechu (jeśli pacjent jest w stanie zarządzać) – zaleca się, aby ta sama faza oddechowa była zobrazowana jak w TK [2].

## Korzystanie z diagnostycznych obrazów MRI

Wstępnym podejściem w aplikacji obrazów MRI na potrzeby radioterapii, które wymaga minimum przygotowań i zasobów, było użycie w procesie planowania leczenia RT standardów dla protokołów diagnostycznych pacjenta i sekwencji MRI. W tym przypadku współpraca z radiologiem może stać się podstawą do ustalenia, jak sekwencje diagnostyczne można modyfikować, aby były przydatne w diagnostyce i planowaniu leczenia w radioterapii.

W takim przypadku ważne jest, aby ustalić, jak parametry akwizycji (tabela 2) determinują cechy obrazów MRI w sensie jakościowym i ilościowym, oraz przeanalizować różnice pomiędzy typowymi parametrami dla konfiguracji diagnostycznej i RT, a także wynikające z tego ograniczenia, które mogą powodować te różnice. Ponadto w praktyce diagnostycznej parametry sekwencji mogą być modyfikowane, aby dopasować je do anatomii i możliwości pacjenta. Dlatego może okazać się konieczne przeglądanie sekwencji dla poszczególnych pacjentów. Jeśli nie można uzyskać spójnych parametrów obrazowania dla wszystkich pacjentów, należy wziąć pod uwagę parametry obrazowania, które należy ocenić i udokumentować dla każdej sekwencji MR stosowanej do planowania RT (tabela 2).

Diagnostyczne obrazy MRI są najczęściej wykorzystywane do planowania RT dla obszaru mózgowia [15], gdzie struktura pozwala na łatwe określenie potencjalnie nadmiernych zniekształceń geometrycznych. Czaszka zapewnia również unieruchomienie tkanki w jej obrębie i anatomii do sztywnej fuzji obrazu (RIR) z symulacyjnym TK i wizualnej weryfikacji tej fuzji. Dla pozostałych obszarów anatomicznych te różnice pomiędzy obrazowaniem MRI powodują poważne ograniczenia dobroci RIR w zakresie zgodności geometrycznej, zwłaszcza gdy w przypadku akwizycji MRI stół diagnostyczny jest wyposażony w stół z niepłaską powierzchnią blatu (symulator TK posiada stół pacjenta z płaskim blatem). Potencjał znacznego zniekształcenia geometrycznego jest również wyższy ze względu na większe pole widzenia (FOV). Z tych powodów stosowanie diagnostycznych



Tabela 2 Parametry i zalecenia dla obrazowania MRI

Parametr	Zalecane wartości	Uwagi
Pasma odbiornika	Redukuje przesunięcie chemiczne tłuszcz-woda do poziomu dyslokacji 1 mm i mniej	Przepustowość określa siłę gradientu odczytu. Niska przepustowość zwiększa zniekształcenie geometryczne i przesunięcie tłuszcz-woda, co redukuje dokładność geometryczną obrazów. Duża szerokość pasma pogarsza współczynnik stosunku sygnału do szumu (SNR), który może wymagać kompensacji.
Szerokość skanu	2 mm zalecane, ale musi być kompatybilne z TK	Należy się upewnić, że efekty częściowej objętości w MR nie są gorsze niż w przypadku akwizycji TK. Diagnostyczne skany mają zazwyczaj szersze grubości warstw obrazowych.
Przerwa pomiędzy warstwami obrazowania	Zero	Ważne jest, aby cała anatomia była zawarta w obrazie zrekonstruowanym z niezerowymi przerwami pomiędzy warstwami obrazowania, aby uniknąć znacznej degradacji obrazu na potrzeby fuzji z symulacyjnym TK.
Pole widzenia	Wystarczająco duże, aby zobrazować wymaganą anatomię i peryferia, aby fuzja z obrazami TK mogła być wykonana dokładnie i jednoznacznie.	Konieczne jest zobrazowanie wystarczającej anatomii, aby umożliwić wizualną weryfikację dokładności rejestracji/fuzji obrazu.
Akwizycja 3D vs 2D	Akwizycja 3D rekomendowana	Łatwiejsze jest uzyskanie izotropowej rozdzielczości przestrzennej i użycie geometrii obrazu 3D do korekty zniekształceń.
"Post-processing" w celu korekty zniekształceń	Należy wprowadzić korekty geometrycznych zniekształceń dla wszystkich rodzajów akwizycji, jeżeli jest to uzasadnione, zwłaszcza 3D.	Korekcja 3D jest bardziej efektywna niż korekcja 2D dla rekonstrukcji 3D i 2D.

Źródło: [7].

akwizycji MRI dla pozostałych obszarów anatomicznych, z wyjątkiem głowy, i fuzja tych obrazów z obrazami uzyskanymi dla symulatora TK na rzecz planowania RT nie jest zalecana.

## Użycie dedykowanych protokołów MRI dla RT

Aby rozwiązać niektóre z opisanych powyżej ograniczeń akwizycji obrazu, gdy system MRI pozwala na dedykowane skanowanie do celów RT, konieczne jest zaprojektowanie protokołów skanowania MRI specyficznych dla RT. Kluczowe parametry dla takich protokołów przedstawiono w tabeli 3 wraz z zalecanymi wartościami. Wprowadzenie w obrazowaniu MRI płaskiego blatu stołu pacjenta znacznie poprawia powtarzalność ustawienia pacjenta w porównaniu z symulatorem TK, zwłaszcza dla obszarów anatomicznych poza obszarem głowy.

## Sekwencje dla MRI dla RT

Celem MRI w radioterapii jest zapewnienie dokładności lokalizacji struktur targetów i OAR na rzecz planowania leczenia. Dlatego wybór sekwencji MRI i wymagana optymalizacja sekwencji MRI dla RT różni się od zastosowań diagnostycznych. Optymalizacja sekwencji MRI obejmuje kompromis pomiędzy SNR, rozdzielczością, kontrastem, czasem akwizycji, zniekształceniami geometrycznymi i artefaktami w obrazach. Każda zmiana wprowadzona w parametrach protokołów skanowania powinna uwzględniać ocenę, czy rozdzielczość przestrzenna jest wystarczająca do wyznaczenia obszarów targetowych i OAR, zbalansowania czasu skanowania, a zniekształcenia geometryczne nie wpływają znacząco na proces planowania leczenia.

## Optymalizacja sekwencji

Akwizycja MRI trwa dłużej niż skan TK i wymaga relatywnie długiego czasu unieruchomienia pacjenta, co może skutkować

dyskomfortem i prowadzić do artefaktów ruchowych lub pozyskania niepełnych danych obrazowych. Dlatego sekwencje powinny być jak najkrótsze, aby uzyskać wymaganą jakość obrazu. Sekwencjom najważniejszym z punktu widzenia pozyskiwanej informacji obrazowej należy nadać priorytet i ustawić na początku protokołu skanowania.

Akwizycje MRI dla RT można uzyskać przy użyciu różnych cewek odbiorczych do skanów diagnostycznych (np. w zależności od urządzeń unieruchamiających) i należy to uwzględnić podczas optymalizacji sekwencji. Dobór cewek odbiorczych zależy od obszaru anatomicznego i determinuje SNR. W celu zapewnienia jednolitej intensywności sygnału w całym obrazie należy w procesowaniu rekonstrukcji obrazu zastosować filtry korygujące jednorodność cewki, zwłaszcza przy użyciu cewek powierzchniowych [7].

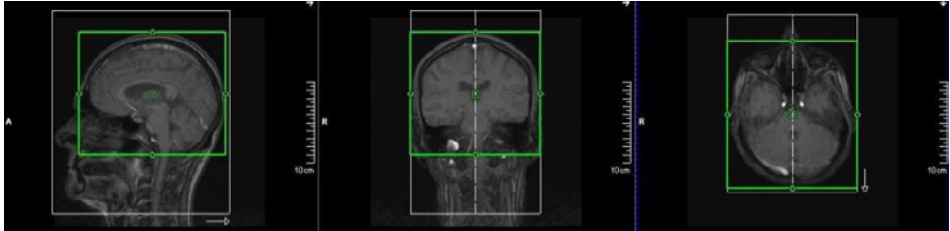
Inną cechą MRI jest to, że ze względu na metodę akwizycji danych orientacja przekrojów nie musi być transaksjalna, jak ma to miejsce w przypadku TK. Akwizycja i rekonstrukcja może być strzałkowa, czołowa lub skośna pod żądanym kątem. Umożliwia to lepsze dopasowanie obrazów do anatomii. Decyzja o orientacji akwizycji zależy nie tylko od zdolności wizualizacji anatomii, ale także od wymagań związanych z jej obrysowaniem w zestawie zrekonstruowanych i poddanych fuzji danych MRI-TK. Wprowadzenie artefaktów interpolacyjnych w obrazach TK i MRI jest szczególnie ważną kwestią przy pozyskiwaniu obrazów MRI w orientacji innej niż w obrazie TK. Ma to szczególne znaczenie w zestawach danych MRI o niskiej rozdzielczości przestrzennej [8].

## Zniekształcenia geometryczne

Zniekształcenie geometryczne MRI może być związane ze skanerem lub indukowane przez pacjenta. Zniekształcenia związane ze skanerem są minimalizowane dzięki właściwej konstrukcji systemu, kalibracji i wbudowanej w system korekcji zniekształceń pozyskiwanych danych. Zniekształcenia geometryczne w standardowej sytuacji zwykle są najmniejsze blisko środka



Tabela 3 Przykłady opcji i wymagań dla sekwencji MRI wykonywanych dla planowania RT

Parametr	Wymagania MRI w radioterapii
Cewki	Cewki należy umieścić blisko pacjenta, ale tak, by nie zniekształcać anatomii. Korekta jednorodności natężenia cewki powinna być zastosowana w systemie. Jest to szczególnie ważne, aby zmniejszyć artefakty powstające przy użyciu cewek powierzchniowych.
Lokalizacja FOV	Środek FOV powinien znajdować się w obszarze anatomicznym zainteresowania w celu poprawy dokładności rekonstrukcji geometrii (izocentrum magnesu i FOV powinny być wyrównane).
Rozdzielczość przestrzenna	Rozdzielczość powinna być adekwatna, aby umożliwić właściwą precyzję konturowania GTV/targetów i OAR oraz powinna wynosić < 1 mm.
Grubość warstwy obrazowej i przerwa pomiędzy nimi	Idealna jest podobna do grubości warstwy TK, chociaż w celu skrócenia czasu akwizycji i uzyskania właściwego SNR może wymagać kompromisu i akwizycji obrazów MRI o grubszych warstwach. Pożądane jest, aby nie było przerwy pomiędzy warstwami. Grubość warstwy powinna być < 3 mm dla większości przypadków i < 1 mm dla przypadków SRS.
Akwizycje 3D vs 2D	Akwizycje 3D powinny być stosowane w celu uzyskania izotropii o wysokiej rozdzielczości obrazowania, umożliwiając włączenie korekcji zniekształceń 3D.
Korekcja nieliniowości gradientu	Jako minimum należy stosować korekcję zniekształceń 2D dla każdego planu rekonstrukcji. Preferowane jest stosowanie korekcji zniekształceń 3D, jeśli jest dostępna.
Pasma odbiornika	Przesunięcie chemiczne tłuszcz-woda powinno być ograniczone do jednego piksela lub < 1 mm. Wzrastająca szerokość pasma zmniejsza zniekształcenia spowodowane różnicami podatności i przez przesunięcia tłuszcz-woda.
Kontrast tkanki miękkiej	Optymalizację należy przeprowadzić w zależności od obszaru anatomicznego i lokalizacji guza. Wyróżnicowanie tkanek miękkich poprzez wzmocnienie kontrastu między nimi wspiera proces konturowania targetów i QAR. W tym celu można też użyć środków kontrastowych po konsultacji z radiologiem.
Zakładka objętościowa (shim volume)	 <p><b>Ryc. 1</b> „Shimming” dla obrazu MRI obszaru głowy Źródło: [7].</p> <p>„Shimming” ma na celu poprawę jednorodności pola magnetycznego w całej objętości obrazowania. Ogólnie rzecz biorąc, systemy MRI automatycznie ustawiają objętość zakładki, aby była równa polu widzenia obrazowania, chociaż zależy to od włączonego trybu. Aby zredukować zniekształcenia geometryczne, zaleca się „ręcznie” wyregulować objętość zakładki tak, aby w jej objętości znalazła się minimalna ilość obszarów powietrznych w obszarze zainteresowania, np. GTV i OARs (Ryc. 1).</p>

Źródło: [7].

magnesu (izocentrum) i wzrastają wraz z oddalaniem się od izocentrum. Automatyczna korekcja zniekształceń nieliniowości gradientu powinna być włączona dla wszystkich sekwencji MRI, jeżeli obrazy są wykorzystywane na potrzeby RT. Jako minimum powinna być zastosowana korekcja zniekształceń 2D, a korekcja zniekształceń 3D zaleca się wówczas, gdy jest dostępna.

Zniekształcenia związane z pacjentem wynikają ze zmian częstotliwości rezonansowej protonów w ich środowisku chemicznym (na przykład w tłuszczu lub wodzie) lub rozmieszczenia materiałów o różnej podatności magnetycznej (powietrze, tkanki ciała, metalowe implanty) w przestrzeni, powodując artefakty przesunięcia chemicznego, w którym sygnały z różnych tkanek są przesunięte. Prowadzi to do zniekształcenia obrazu wynikającego z niejednorodności w obrazie statycznego pola magnetycznego. Zarówno efekty przesunięcia chemicznego, jak i efekty podatności są większe przy wyższych polach magnetycznych. Zniekształcenia te można zminimalizować w procesie optymalizacji poszczególnych sekwencji MRI, które mogą różnić się pod względem podatności na zniekształcenia związane z pacjentem.

Ponadto w celu zmniejszenia efektów utraty sygnału i zniekształceń przypisywanych lokalnym niejednorodnościom pola oraz różnicom podatności można użyć sekwencji echa spinowego (SE) zamiast echa gradientowego (GE), zwiększając

przepustowość odbiornika i skracając czas echa (TE) [16, 17]. W procesie optymalizacji w sposób ciągły należy oceniać parametry jakościowe i ilościowe uzyskiwanych obrazów: SNR, rozdzielczość i kontrast.

Wzdłuż częstotliwości występują przesunięcia związane z przesunięciem chemicznym i niejednorodnością pola w kierunku kodowania (odczytu). Głównym czynnikiem wpływającym na to jest amplituda gradientu odczytu zdeterminowana wyborem pasma odczytu. Wiele impulsów sekwencji diagnostycznych nie tworzą geometrycznie dokładnych obrazów z powodu zastosowania niskiej szerokości pasma odbiornika. Jednak każde zwiększenie przepustowości odbiornika wiąże się ze wzrostem poziomu szumów. Sekwencje obrazowe powinny być zoptymalizowane tak, aby przesunięcia wzdłuż kierunku kodowania częstotliwości, związane z przesunięciem chemicznym i niejednorodnością pola wywołaną podatnością, mieściły się w zakresie tolerancji. Wymagana tolerancja wynika z lokalnej oceny klinicznej, zależnej od miejsca leczenia i techniki, ale wartości 1 mm lub 2 mm są typowe. Geometryczne przemieszczenie pomiędzy tkanką tłuszczową a wodą (ze względu na przesunięcie chemiczne 3,5 ppm – 225 Hz przy 1,5 T i 450 Hz przy 3,0 T) należy zmniejszyć poprzez zwiększenie szerokości pasma odbiornika. Szerokość pasma jest wyświetlana w różny sposób w różnych



systemach MR. Minimalne szerokości pasma wymagane do utrzymania przesunięcia woda-tłuszcz poniżej 1 mm przy obu wartościach 1,5 T i 3,0 T pokazano w [7].

Dla większości systemów MRI istnieje możliwość wyboru lokalizacji pola widzenia (FOV) i determinacja wykonania akwizycji w izocentrum czy w innej ustalonej pozycji. Jednorodność pola magnetycznego jest największa w obszarze otaczającym izocentrum magnesu. W tym obszarze zniekształcenie wywołane gradientem jest minimalne, a więc tam, gdzie to możliwe, obszar zainteresowania powinien znaleźć się w tej lokalizacji – zwłaszcza w przypadku SRS.

## Testy kontroli jakości

Regularne przeprowadzanie testów QA dotyczy parametrów sygnału i obrazu dla potrzeb diagnostyki. Dla obrazowania MRI wykorzystywanego w planowaniu leczenia w RT także stworzono propozycje standardów dla testów QA. Obejmują one częste testowanie SNR i jednorodności w cewkach odbiornika. Wszyscy producenci MRI dostarczają wraz z systemami obiekty testowe i oprogramowanie do wykonania podstawowych testów QA dla cewki odbiornika. Mogą być one również stosowane w szczególnych testach jakości obrazu [7].

Testy akceptacyjne wykonywane dla skanera MRI dla RT podlegają tym samym ogólnym zasadom, co w przypadku diagnostyki. Obejmują testy jakości obrazu oraz zapewniają, że zagrożenia związane z polami magnetycznymi i czynnikami kriogenicznymi są odpowiednio kontrolowane. Dodatkowe wymagania w zakresie testów dla systemu MRI do planowania RT dotyczą: komunikacji z pacjentem, geometrii stołu pacjenta, laserów pozycjonujących i dokładności geometrycznej. Podsumowanie zaleceń dotyczących testów QA, które należy wykonać, a także poziomy reakcji przedstawiono w tabeli 4.

Realizacja testów została opisana w [7].

## Obrazowanie MRI w planowaniu RT

Zwiększona zgodność dozymetryczna nowoczesnych technik leczenia, takich jak IMRT i VMAT, stworzyła zwiększone wymagania dotyczące dokładności wyznaczania targetów przy wsparciu informacji obrazowej z różnych modalności. Aby zapewnić wysoką konformalność leczenia, potrzebna jest precyzyjna definicja zmian nowotworowych i struktur OAR. Jest to główny powód, dla którego MRI znalazło zastosowanie w planowaniu radioterapii. Najczęściej obrazowanie TK nadal stanowi główną i referencyjną modalność obrazową. Informacja obrazowa z MRI jest wnoszona do procesu planowania leczenia w RT poprzez fuzję ze skanami TK, na których symulowany jest plan leczenia. Obrazowanie MRI zapewnia lepszą i zróżnicowaną prezentację kontrastu dla tkanek miękkich w porównaniu z TK, a także dodatkowe informacje, w tym charakteryzujące guz, które pomagają precyzyjnie określić zarówno zmianę patologiczną, jak i obszary OAR. (TG-101) (AAPM) [9] zajmująca się stereotaktyczną RT ciała stwierdza, że MRI jest złotym standardem w wizualizacji guzów mózgu i „jest coraz częściej stosowany w zastosowaniach SBRT, w tym raka prostaty, guzów kręgosłupa, piersi i guzów litych jamy brzusznej”.

Aby zminimalizować błędy w fuzji między zestawami danych MRI i TK, ważne jest, aby obrazowanie w obu przypadkach było wykonywane w pozycji terapeutycznej (np. płaski blat z unieruchomieniem). Wymaga to wyposażenia systemów MRI w dostosowany sprzęt i oprogramowanie RT. Opcje te obejmują laserowe urządzenia pozycjonujące, płaskie blaty ekwiwalentne do stołu radioterapeutycznego, cewki i akcesoria zapobiegające deformacji konturów ciała pacjenta oraz urządzenia unieruchamiające, takie jak maski termoplastyczne i podpórki na ręce, kompatybilne w polu magnetycznym. Protokoły obrazowania są również dostosowane do specyficznych wymagań symulacji leczenia. W porównaniu z diagnostyką obrazową dużo większy

**Tabela 4** Rekomendowane testy dla systemu MRI wraz z poziomami reagowania

Test/parametr	Tolerancje/poziomy reakcji
System komunikacji z pacjentem	Błąd/awaria systemu komunikacyjnego
DICOM	Jakikolwiek parametr/dane niewłaściwe
Ocena obcych elementów w gantry systemu	Żaden obcy element nie może znajdować się w obrębie okola
Codzienny test QA (co najmniej zalecany przez producenta)	Co najmniej ocena jakości obrazu oraz stałości
Ocena zewnętrznych laserów (testy podstawowe i rozszerzone)	Tolerancja 2 mm
Sprawdzenia odbiornika cewek – SNR i jednorodność	Per (McRobbie and Semple 2017, ACR 2017, Jackson et al. 2010)
Ocena jakości obrazu	Per (McRobbie and Semple 2017, ACR 2017, Jackson et al. 2010)
Zniekształcenia geometryczne wynikające z gradientu	W przypadku testów bazowych/akceptacyjnych należy określić, w jakich obszarach i dla jakich sekwencji różnica jest > 1 mm i > 2 mm, w przypadku testów rutynowych tolerancja 2 mm w klinicznych obszarach zainteresowania
Płaskość stołu i ugięcie stołu	0.2 deg lat, 0.5 deg wzdłużnie, 2 mm ugięcie
Niejednorodność pola – ocena zaburzeń geometrycznych	1–2 mm dla sekwencji radioterapeutycznych
End to end QA	2 mm dla sekwencji radioterapeutycznych
SNR/jakość obrazu/niejednorodność pola Bo – ocena zaburzeń geometrycznych przy użyciu akcesoriów radioterapeutycznych	Decyzja kliniczna w zakresie SNR i jakości obrazu

Źródło: [7].





nacisk kładzie się na dokładność geometryczną obrazowania. Geometryczna dokładność skanów MRI oraz fuzji określa wymagane marginesy dla poszczególnych obszarów terapeutycznych i struktur OAR. Dlatego ważne jest osiągnięcie jak największej dokładności geometrycznej. Z tego powodu skany RT są zwykle uzyskiwane z wyższą rozdzielczością i większą szerokością pasma odczytu, kosztem stosunku sygnału do szumu (SNR). Nacisk na akwizycję 3D jest również większy niż w diagnostyce obrazowej z dwóch powodów:

- 1) potrzeba uzyskania rozdzielczości izotropowej,
- 2) potrzeba skorygowania nieliniowości gradientu we wszystkich trzech wymiarach.

Wszystkie te adaptacje muszą zapewniać jak najlepsze dopasowanie MRI do symulacji TK, ponieważ każda niezgodność w fuzji obrazów tych dwóch modalności wprowadziłaby błąd systematyczny, który determinuje efekty całego leczenia [10].

Nowszym trendem jest wykorzystywanie MRI jako jedynej metody obrazowania w RT. Wszystkie czynności przygotowawcze i związane z symulacją pacjenta są przeprowadzane na MRI. Eliminuje to potrzebę fuzji obrazów z TK, co potencjalnie minimalizuje ryzyko błędów systematycznego spowodowanego błędem tej fuzji. Głównym wyzwaniem dla takiego rozwiązania jest przypisanie gęstości elektronów do skanów MRI na potrzeby obliczenia dawki przez system planowania leczenia. W literaturze zaproponowano szereg metod, które umożliwiają generowanie syntetycznego TK z danych MRI. Metody obejmują:

- 1) wykorzystanie informacji o „intensywności wokseli”,
- 2) podejście oparte na atlasach, które rejestrują obrazy w znanym (segmentowanym) atlasie,
- 3) podejścia hybrydowe, które wykorzystują oba.

Obecnie rozwiązania AI nabierają rozpędu i wykazują potencjał w przekształcaniu danych MRI na syntetyczne TK, zwłaszcza w przypadku obecności kości i powietrza [10–14].

## Podsumowanie

Bardziej precyzyjne wytyczanie obszaru guza w obrazowaniu MRI w porównaniu z TK trafiło do praktyki klinicznej, w wyniku wymagań stawianych z tytułu wprowadzenia wysoko precyzyjnych technik RT. Symulacja TK jest podstawową modalnością obrazową w obliczaniu rozkładu dawek, ze względu na możliwość obliczania gęstości elektronowej. W związku z tym w procesie planowania wymagana jest fuzja pomiędzy skanami MRI i TK. W przypadku „sztywnych” struktur, takich jak głowa, fuzja ta wykazuje dużą zgodność geometryczną. W przypadku pozostałych obszarów anatomicznych jest to bardziej złożone, aczkolwiek również postępy w rekonstrukcji obrazów i wprowadzonych korekcjach pozwalają na utrzymanie wymaganej dokładności geometrycznej. Ponadto wykorzystując anatomiczne punkty orientacyjne lub wszczepione znaczniki, można wspomóc fuzję obrazów. Również są opracowywane i rozwijane systemy planowania leczenia w radioterapii, które będą w stanie w pełni wykorzystać zakres kontrastu i orientacji obrazów dostępnych w MRI.

Pojawienie się połączonych systemów MRI-akcelerator umożliwi otwarcie nowych paradygmatów radioterapii sterowanej obrazem, dzięki czemu staje się możliwe przeprowadzanie radioterapii z obserwacją anatomii w czasie rzeczywistym [8].

## Piśmiennictwo

1. B.R. Yanke, R.K. Ten Haken, A. Aisen, B.A. Fraass, A.F. Thornton Jr: *Design of MRI scan protocols for use in 3-D, CT-based treatment planning*, Med Dosim., 16(4), 1991, 205–211. doi: 10.1016/0958-3947(91)90084-f.
2. Stereotactic Ablative Body Radiation Therapy (SABR) ver6.1, A Resource SABR Consortium, 2019, <https://www.sabr.org.uk/wp-content/uploads/2019/04/SABRconsortium-guidelines-2019-v6.1.0.pdf>.
3. M. Pech, K. Mohnike, G. Wieners et al.: *Radiotherapy of liver metastases. Comparison of target volumes and dose volume histograms employing CT and MRI based treatment planning*, Strahlenther Oncol., 184, 2008, 256–261.
4. J.P. Voroney, K.K. Brock, C. Eccles et al.: *Prospective comparison of computed tomography and magnetic resonance imaging for liver cancer delineation*, Rad. Onc. Biol. Phys., 66(3), 2006, 780–791.
5. A.U. Pathmanathan, E.J. Alexander, R.A. Huddart, A.C. Tree: *The delineation of intraprostatic boost regions for radiotherapy using multimodality imaging*, Future Oncol., 12(21), 2016, 2495–2511. <https://www.rcr.ac.uk/sites/default/files/radiotherapy-board-on-target-2-updated-guidance-image-guided-radiotherapy.pdf>
7. R. Speight, M. Dubec, C.L. Eccles, B. George, A. Henry, T. Herbert, R.I. Johnstone, G.P. Liney, H. McCallum, M.A. Schmidt: *IPEM topical report: Guidance on the use of MRI for external beam radiotherapy treatment planning*, Physics in Medicine and Biology, 66(5), 2021, 055025, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abdc30>.
8. M.A. Schmidt, G.S. Payne: *Radiotherapy planning using MRI*, Phys. Med. Biol., 60, 2015, R323.
9. S.H. Benedict, K.M. Yenice, D. Followill, et al.: *Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101*, Med Phys., 37, 2010, 4078–4101. [PubMed: 20879569].
10. H. Chandarana, H. Wang, R.H.N. Tijssen, I.J. Das: *Emerging Role of MRI in Radiation Therapy*, J Magn Reson Imaging, 48(6), 2018, 1468-1478, doi:10.1002/jmri.26271.
11. P.L. Roberson, P.W. McLaughlin, V. Narayana, et al.: *Use and uncertainties of mutual information for computed tomography/magnetic resonance (CT/MR) registration post permanent implant of the prostate*, Med Phys., 32, 2005, 473-482. [PubMed: 15789594].
12. K. Ulin, M.M. Urie, J.M. Cherlow: *Results of a multi-institutional benchmark test for cranial CT/MR image registration*, Int J Radiat Oncol Biol Phys., 77, 2010, 1584–1589. [PubMed: 20381270].
13. T. Nyholm, M. Nyberg, M.G. Karlsson, et al.: *Systematisation of spatial uncertainties for comparison between a MR and a CT-based radiotherapy workflow for prostate treatments*, Radiat Oncol., 4, 2009, 54. [PubMed: 19919713].
14. J.M. Edmund, T. Nyholm: *A review of substitute CT generation for MRI-only radiation therapy*, Radiat Oncol., 12, 2017, 28. [PubMed: 28126030].
15. R. Speight, M.A. Schmidt, G.P. Liney, R.I. Johnstone, C.L. Eccles, M. Dubec, B. George, A. Henry, H. McCallum: *IPEM Topical Report: A 2018 IPEM survey of MRI use for external beam radiotherapy treatment planning in the UK*, Physics in Medicine & Biology, 64(17), 2019.
16. B.A. Hargreaves, P.W. Worters, K. Butts Pauly, J.M. Pauly, K.M. Koch, G.E. Gold: *Metal-induced artifacts in MRI*, AJR Am J Roentgenol., 197(3), 2011, 547–555.
17. J.D. Port, M.G. Pomper: *Quantification and Minimization of Magnetic Susceptibility Artifacts on GRE Images*, Journal of Computer Assisted Tomography, 24(6), 2000, 958–964.