

Artefakty nieinwazyjnego obrazowania serca

Non-invasive cardiac imaging artifacts

Magdalena Lipczyńska¹, Ilona Michałowska², Konrad Werys^{3, 4}, Magdalena Marczak³,
Marcin Lewandowski⁵, Piotr Lipiec⁶, Jarosław Kasprzak⁶, Anna Klisiewicz¹, Piotr Szymański⁷,
Edyta Płońska-Gościński⁸

¹Klinika Wad Wrodzonych Serca, Instytut Kardiologii, Warszawa

²Zakład Radiologii, Instytut Kardiologii, Warszawa

³Pracownia Rezonansu Magnetycznego, Instytut Kardiologii, Warszawa

⁴Instytut Radioelektroniki, Politechnika Warszawska, Warszawa

⁵Instytut Podstawowych Problemów Techniki, Polska Akademia Nauk, Warszawa

⁶Katedra i Klinika Kardiologii, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, Łódź

⁷Klinika Wad Nabytych Serca, Instytut Kardiologii, Warszawa

⁸Klinika Kardiologii, Pomorski Uniwersytet Medyczny, Szczecin

WSTĘP

Nieinwazyjne metody obrazowania serca są nieodłączną częścią współczesnej diagnostyki kardiologicznej. Jakość obrazowania niezależnie od użytej techniki stanowi ważny element interpretacji wyniku. Znajomość najczęstszych artefaktów echokardiografii, tomografii rentgenowskiej (CT, *X-ray computed tomography*) i badania serca metodą rezonansu magnetycznego (CMRI, *cardiac magnetic resonance imaging*) oraz sposobu ich uniknięcia jest istotna w codziennej pracy.

ECHOKARDIOGRAFIA

Ograniczenia fizyczne i artefakty związane z techniką metody

Możliwości i zakres zastosowania echokardiografii wynikają bezpośrednio z fizyki propagacji fal ultradźwiękowych oraz zjawisk falowych [1]. Głównym założeniem tworzenia obrazu na ekranie aparatów jest to, że wiązka ultradźwiękowa porusza się po linii prostej (do reflektora i z powrotem). W rzeczywistości wiązka generowana przez głowicę nie jest cieniem promieniem, lecz ma skomplikowany kształt i szerokość zmieniającą się wraz z głębokością. Wyróżnia się rozdzielczości: osiową (wzdłuż wiązki), poprzeczną i w elewacji (poprzecznie w kierunku prostopadłym do płaszczyzny głowicy). Powoduje to, że rozdzielczość przestrzenna nie jest taka sama w każdym punkcie obrazu. Upraszczając, rozdzielczość osiowa rośnie proporcjonalnie z częstotliwością i jest nie lepsza niż połowa długości fali (0,2 mm dla częstotliwości

3,5 MHz). Rozdzielczość poprzeczna zależy od szerokości wiązki w danym miejscu, a to z kolei zależy m.in. od budowy głowicy, kształtu sektora, liczby linii obrazu i ustawień aparatu. W przypadku echokardiograficznych głowic fazowych w ognisku można uzyskać rozdzielczość poprzeczną rzędu 1–2 mm. Rozdzielczość w elewacji zależy od grubości warstwy, z której powstaje obraz, co z kolei ma bezpośredni związek z rozmiarem głowicy. Mieści się zwykle w zakresie 3–10 mm. Jasność piksela na ekranie jest więc uśredniona z całej grubości sektora [2].

Poza głównym kierunkiem wiązki występują także tzw. „listki boczne”, czyli słabsze wiązki rozchodzące się pod pewnym kątem do kierunku głównego, które są źródłem artefaktów „wiązki bocznej” opisanych poniżej. Fizyczne zjawiska falowe, takie jak załamanie i ugięcie, powodują, że założenie o prostoliniowym poruszaniu się wiązki nie zawsze jest spełnione.

Oprogramowanie zakłada także stałą prędkość ultradźwięków w tkance (1540 m/s). Założenie to jest dość dobrze spełnione dla tkanek miękkich, ale obiekty „twarde” (np. kość, pierśień zastawki) mają wielokrotnie większą prędkość, natomiast powietrze wielokrotnie mniejszą. Różnice w impedancji akustycznej ośrodka skutkują różną prędkością rozchodzenia się fali, co przekłada się na obrazowanie i widoczność granic struktur. Duże różnice w impedancji akustycznej na granicy ośrodków (np. powietrze/tkanka lub tkanka/kość) powodują niemal całkowite odbicie fali. W zależności od kąta padania

Adres do korespondencji:

dr n. med. Magdalena Lipczyńska, Klinika Wad Wrodzonych Serca, Instytut Kardiologii, ul. Alpejska 42, 04–628 Warszawa, e-mail: mlipczynska@ikard.pl

Copyright © Via Medica



Rycina 1. Echokardiografia przezprzetykowa; widoczne w lewym przedsionku dodatkowe echo — artefakt typu „wiązki bocznej” (strzałka) spowodowany silnym odbiciem fal przez osierdzie



Rycina 2. Echokardiografia przezklatkowa; w świetle aorty widoczna rewerberacja imitująca odwarstwioną błonę wewnętrzną (strzałka). Linia artefaktu przebiega równolegle do silnie świecącej ściany przedsionka

wiązki na granicę ośrodków może nastąpić zmiana kierunku propagacji wiązki. Tak powstają jedne z najczęściej obserwowanych artefaktów — rewerberacje. Z kolei zmiana kierunku wiązki, jej odchylenie lub załamanie, powoduje zmianę geometrii (kształtu i/lub położenia) struktury prezentowanej na obrazie. W efekcie tego powstają artefakt fałszywego braku echa czy artefakty lustrzane. Niewielkie zmiany prędkości fali ultradźwiękowej w różnych tkankach miękkich w stosunku do wartości średniej 1540 m/s (np. +2% we krwi, –6% w tkance tłuszczowej) przekładają się na proporcjonalne błędy w pomiarach geometrycznych [3].

Innym błędem interpretacji obrazów echokardiograficznych jest przekonanie, że bezwzględne natężenie odbicia (jasność obrazu) wiąże się z rodzajem tkanki. Rzeczywiste natężenie odbicia zależy od całej drogi wiązki ultradźwiękowej, na której dochodzi do interakcji z wieloma warstwami odbijającymi. Głębsze struktury mogą nie być wcale widoczne za granicą mocno odbijającą (efekt cienia akustycznego).

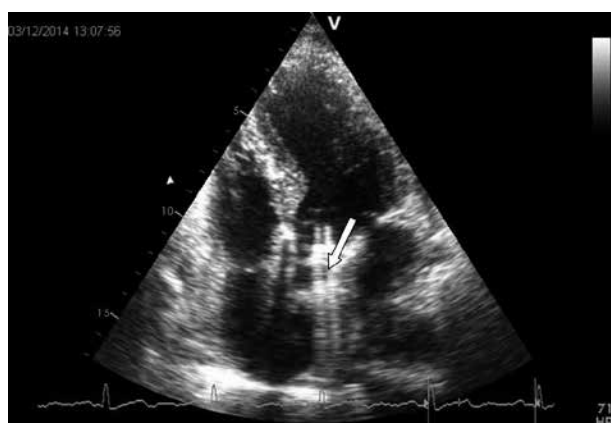
Osobny problem wymagający zrozumienia zjawisk fizycznych stanowi rozdzielczość czasowa, czyli prędkość odświeżania obrazu na ekranie. Wyświetlenie pełnego sektora wymaga zebrania co najmniej 100 linii obrazowych, co dla głębokości obrazowania 15 cm daje czas 2/100 s, czyli 50 klatek na sekundę. Dwukrotne zmniejszenie głębokości obrazowania pozwala 2-krotnie zwiększyć prędkość wyświetlania. Z kolei poprawienie rozdzielczości przez dodanie kolejnego ogniska nadawczego powoduje 2-krotne zmniejszenie prędkości. Biorąc pod uwagę, że czasy zamykania/otwierania zastawek są krótsze niż 1/100 s, szczegółowe odwzorowanie ich ruchu nie jest możliwe bez znacznego zawężenia sektora lub zastosowanie prezentacji M-mode mającej większą rozdzielczość czasową.

Artefakt „wiązki bocznej”. Artefakty „wiązki bocznej” powstają, ponieważ część energii emitowanej w postaci fali

ultradźwiękowej biegnie pod pewnym kątem do wiązki głównej. Artefakt jest wynikiem rozpoznawania powracających ech z „wiązki bocznej” jako części „wiązki głównej” i tworzy „nierzeczywisty” obraz na ekranie. Aby ten artefakt powstał, struktura napotkana przez wiązkę powinna ją silnie odbijać, wtedy też „wiązki boczne” generują silne echo, co powoduje powstanie linijnego echa na przebiegu osi badania (ryc. 1). Energia „wiązki bocznej” jest znacznie mniejsza niż energia wiązki głównej i dlatego echo z niej powstające jest słabsze. Dodatkowo porusza się wraz ze strukturą, która jest odpowiedzialna za jego powstanie, w odróżnieniu od najczęściej nieruchomych artefaktów zwanych rewerberacjami [4].

Rewerberacje i „ogon komety”. Rewerberacje powstają w obrębie struktur silnie odbijających ultradźwięki, np. między sondą a strukturą anatomiczną o znacznej echogeniczności lub pomiędzy dwoma strukturami anatomicznymi o znacznej echogeniczności. Wielokrotnie odbijająca się fala ultradźwiękowa doprowadza do powstania efektu powtórzonego echa. Zwykle rewerberacje, które powstają za sprawą nieruchomej struktury, silnie odbijającej ultradźwięki, nie poruszają się wraz z ruchem serca. Najczęściej są to struktury w ścianie klatki piersiowej. Fala wielokrotnie odbija się między skórą a daną strukturą i powraca do sondy z opóźnieniem, co powoduje powstanie fałszywego obrazu położonego głębiej. Rewerberacje, powstające za sprawą struktur ruchomych, poruszają się tak, jak odpowiedzialna za ich powstanie struktura, ale są położone głębiej (ryc. 2). „Ogon komety” jest przykładem rewerberacji powstającej w obrębie struktury silnie i wielokrotnie odbijającej ultradźwięki, a przykładem takich struktur są sztuczne zastawki, elektrody (ryc. 3) [5].

Cień akustyczny i fałszywy brak echa. Cień akustyczny, czyli obszar bezechowy powstaje za strukturą, która całkowicie odbija ultradźwięki. Ze względu na niemal całkowite odbicie fal ultradźwiękowych obrazowanie struktur położonych za



Rycina 3. Echokardiografia przekłatkowa; obraz „ogona komety” związany z obecnością mechanicznej protezy w ujściu aortalnym (strzałka)



Rycina 4. Echokardiografia przekłatkowa; obraz cienia akustycznego (strzałka) związany z obecnością dużego zwapnienia w tylnej części pierścienia mitralnego



Rycina 5. Echokardiografia przekłatkowa; fałszywy brak echa imitujący ubytek przegrody międzyprzedsionkowej (strzałka)



Rycina 6. Echokardiografia przekłatkowa; artefakt typu *near field clutter* imitujący skrzeplinę w koniuszku lewej komory (strzałka)

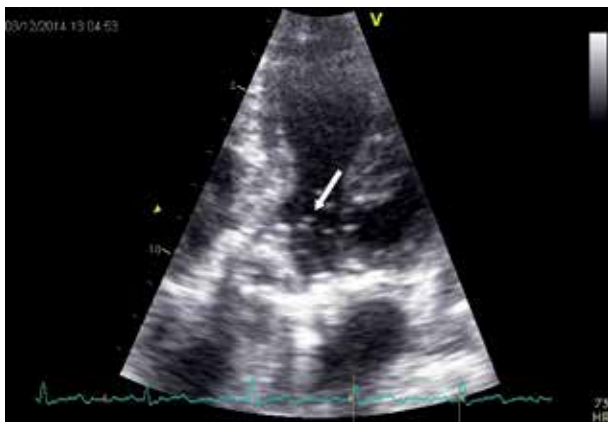
silnym reflektorem jest znacznie ograniczone. Przykładem natywnych silnych reflektorów są zwapnienia. Obecność cienia akustycznego za natywną strukturą pozwala zatem wnioskować o jej silnym uwapnieniu (ryc. 4).

Przeciwnie, jeśli struktura anatomiczna jest położona równolegle do rozchodzącej się wiązki, a jej grubość jest bardzo mała (np. cienka przegroda międzyprzedsionkowa), na ekranie nie powstaje jej obraz, a w tym miejscu obecny jest ubytek echa. Modyfikacja położenia sondy względem tej struktury pozwala na odbicie wiązki ultradźwięków i uwidocznienie jej obrazu (ryc. 5).

Artefakt pola bliskiego. Efekt pola bliskiego (*near field clutter*) wynika z dużych wahań amplitudy fali ultradźwiękowej w polu bliskim (blisko głowicy). Ze względu na swoje miejsce występowania w praktyce utrudniają ocenę koniuszka lewej komory i wolnej ściany prawej komory. Najwięcej trudności sprawia artefakt imitujący skrzeplinę w koniuszku

lewej komory (ryc. 6). Oprócz oceny warunków hemodynamicznych do powstania skrzepliny w obrębie koniuszka (obecności akinetycznego lub dyskinetycznego obszaru), pomocna jest również zmiana położenia sondy czy ustawień aparatu (zmiana częstotliwości, ogniskowania, głębokości, wzmocnienia).

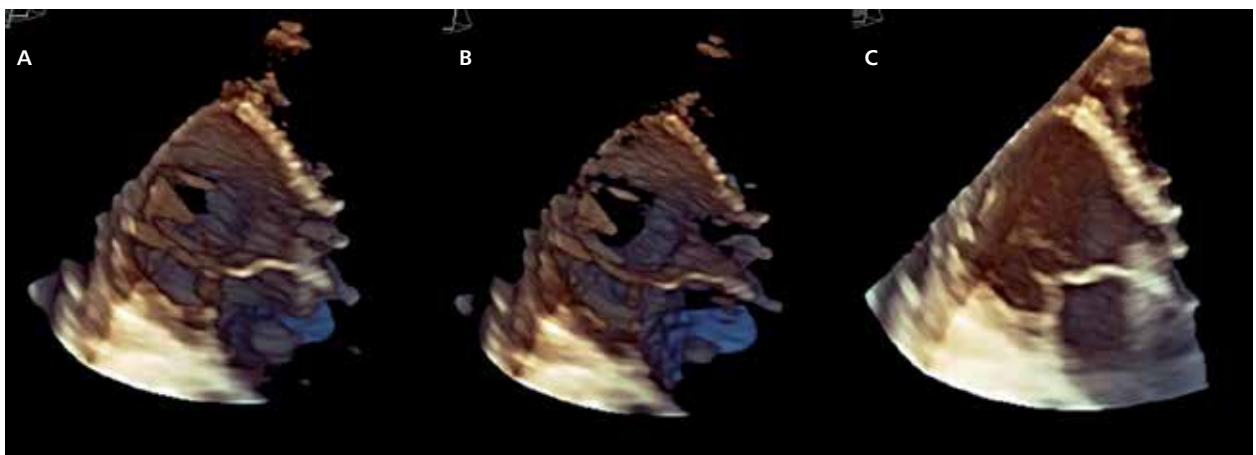
Kawitacja. Z obecnością metalowych protez zastawkowych wiąże się również zjawisko kawitacji, polegające na nagłym powstawaniu i zanikaniu pęcherzyków gazu w cieczy. W związku ze spadkiem ciśnienia w przyspieszonym strumieniu krwi blisko zastawki pojawiają się mikronowej wielkości pęcherzyki gazu widoczne jako poruszające się i zanikające wraz z oddalaniem się od zastawki echa (ryc. 7). Podobnie jak większość autorów poprzednich publikacji, autorzy niniejszej pracy zdecydowali się zaliczyć kawitację do artefaktów. Warto jednak podkreślić, że są one faktycznym obrazowaniem realnego obiektu, jakim jest swobodny gaz.



Rycina 7. Echokardiografia przezklatkowa; kavitacje związane z obecnością mechanicznej protezy w ujściu aortalnym (strzałka)

Artefakty techniki trójwymiarowej (3D). W echokardiografii 3D występują artefakty zarówno analogiczne do obserwowanych w technice 2D, jak i artefakty charakterystyczne jedynie dla techniki 3D [6]. Do tych pierwszych należą rewerberacje, cień akustyczny, kawitacje czy ubytki echa. W codziennej praktyce szczególnie istotne są ubytki echa, gdyż mogą one prowadzić do fałszywie dodatnich rozpoznań perforacji lub ubytków. Duże znaczenie ma tu optymalizacja wzmocnienia (*gain*) — zbyt niskie wzmocnienie będzie prowadzić do ubytków echa, zaś zbyt wysokie będzie powodowało występowanie szumów uniemożliwiających ocenę struktur (ryc. 8). Należy podkreślić, że w porównaniu z echokardiografią 2D takie artefakty, jak cienie akustyczne czy rewerberacje mają w technice 3D wygląd bardziej realistyczny i w większym stopniu imitujący występowanie dodatkowych struktur (ryc. 9).

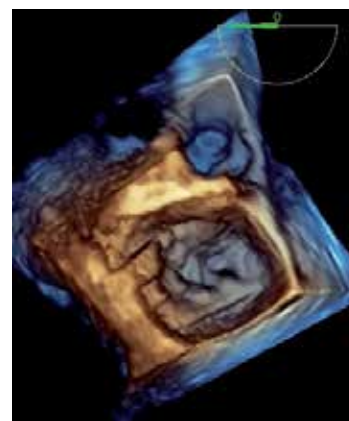
Przykładem artefaktów unikalnych dla echokardiografii 3D są natomiast artefakty wynikające ze „zszywania”



Rycina 8. Zbiór danych w echokardiografii trójwymiarowej z optymalnym (A), zbyt niskim (B) i zbyt wysokim (C) wzmocnieniem (*gain*)



Rycina 9. Zbiór danych w echokardiografii trójwymiarowej z artefaktem imitującym dodatkową strukturę w jamie prawej komory (strzałka)



Rycina 10. Zbiór danych w echokardiografii trójwymiarowej zarejestrowany techniką *multi-beat* z artefaktami wynikającymi ze „zszywania” (*stitching*)

(*stitching*) mogące wystąpić w danych zarejestrowanych techniką *full-volume/multi-beat* [7]. Są one związane z niedokładnym scalaniem obrazów z kilku kolejnych cykli serca i wynikają z niezachowania stałej relacji serca do sondy w czasie rejestracji, zwykle wskutek ruchomości oddechowej struktur serca, ruchu pacjenta lub przetwornika (ryc. 10).

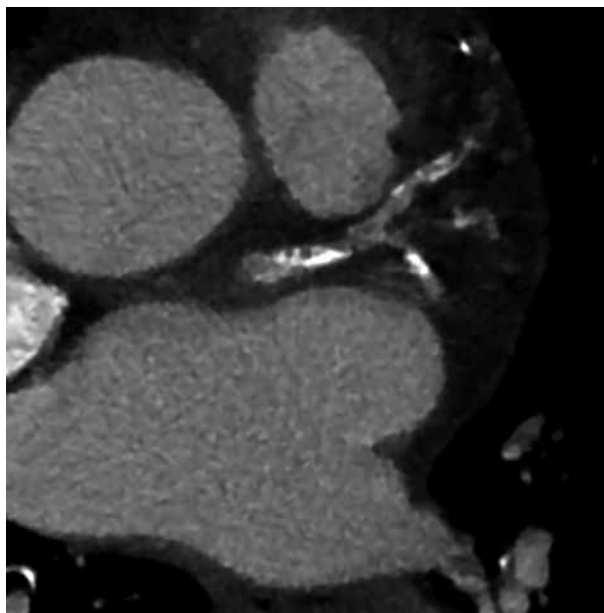
Artefakty/ograniczenia związane z pacjentem

Trudności w ocenie echokardiograficznej powodują nie tylko właściwości samych ultradźwięków, ale również właściwości ośrodka rozchodzenia się fal, czyli ludzkiego ciała, które dodatkowo nie jest ośrodkiem jednorodnym. W standardowym przekłatkowym obrazowaniu echokardiograficznym mamy do czynienia z następującymi ograniczeniami:

- Okno akustyczne ograniczone przez żebra i płuca, które zasłaniając część wiązki ultradźwiękowej, powodują pogorszenie obrazowania (zmniejszenie kontrastu, rozdzielczości) i powstanie artefaktów (cień akustyczny, rewerberacja); mają też ograniczoną głębokość penetracji, która jest odwrotnie proporcjonalna do częstotliwości fali, dlatego istnieją trudności w badaniu osób otyłych;
- Ruchy oddechowe powodują względny ruch głowicy ultradźwiękowej w stosunku do poruszającego się serca, a także zmiany w położeniu samego serca, z tych powodów zaleca się wykonywanie niektórych pomiarów przy płytkim lub wstrzymanym oddechu albo tylko w określonej fazie oddechowej (w celu minimalizacji błędów wynikających z ruchu translacyjnego serca w stosunku do głowicy pomiaru dopplerowskie należy wykonywać w końcowej fazie wydechu);
- Otyłość, która przy ograniczonej głębokości penetracji ultradźwięków bardzo utrudnia ocenę; zmniejszając częstotliwość fal, można zwiększyć głębokość, ale traci się na jakości obrazu, spada bowiem jego rozdzielczość.

TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA **Ograniczenia fizyczne i artefakty** **związane z techniką metody**

Efekt uśrednienia. Woksel to najmniejszy trójwymiarowy obrazowany element. Kiedy przez obszar jednego woksela przebiega granica między dwoma obiektami mamy do czynienia z efektem uśrednienia (*partial volume effect*). Oznacza to, że intensywność w wokselu jest średnią intensywności tych obiektów (intensywność obiektu jest zależna od wartości współczynnika pochłaniania μ). Jeśli jeden obiekt (np. zwapnienie) ma znacznie większą intensywność od drugiego (np. światło tętnicy wieńcowej), powoduje to „rozlanie się” tej intensywności na cały woksel, nawet w przypadkach gdy pierwszy obiekt zajmuje niewielką część woksela. Ze względu na wspomniane „rozlewanie się” artefakt ten znany jest pod angielską nazwą *blooming*. Powoduje niepoprawny, zawyżony pomiar grubości zwapnień w tętnicach wieńcowych (ryc. 11) [8].



Rycina 11. Tomografia komputerowa; artefakt spowodowany zwapnieniami w tętnicach wieńcowych powodującymi niemożność rzetelnej oceny światła naczyń w bezpośrednim sąsiedztwie — *blooming artifact*

Zwiększenie rozdzielczości obrazowania i redukcja grubości obrazowanej warstwy powodują zmniejszenie efektu uśrednienia. Ponadto można zastosować filtry wyostrające (*edge-enhancing kernel filters*), jednak powoduje to wzrost szumu na obrazie.

Artefakt związany z utwardzaniem wiązki. Fotony o niższej energii są łatwiej pochłaniane przez obrazowany obiekt niż fotony o wyższej energii. Przy przejściu przez obiekt następuje zmiana widma wiązki promieniowania, tzw. utwardzanie wiązki (*beam hardening*). W CT algorytmy rekonstrukcji zakładają pewien profil pochłaniania obiektu badanego. Gdy obrazowane są obiekty o dużym współczynniku pochłaniania, takie jak metalowe klipsy, elektrody, duże zwapnienia czy skupienia środka cieniującego, pochłoniętych jest więcej fotonów o niższej energii. Profil odbieranej wiązki zostaje zmieniony, a założenie, że cały obiekt obrazowany charakteryzuje się pochłanianiem zbliżonym do tkanek nie jest spełnione. Powoduje to powstanie artefaktów w postaci jasnych smug (*streak artifacts*) lub ciemnych pasm (*dark bands*) w okolicach powyższych elementów (ryc. 12).

Lekarz oglądający wynik CT musi mieć świadomość możliwości występowania tego typu artefaktów. Na przykład ciemną smugę za zwapnieniem można błędnie zinterpretować jako nieuwapnioną blaszkę miażdżycową.

Artefakty/ograniczenia związane z pacjentem

Do czynników wpływających na jakość badania, które są związane z pacjentem można zaliczyć:



Rycina 12. Tomografia komputerowa. Artefakty związane z obecnością elektrod polegające na powstawaniu jasnych smug (*streak artifacts*) i ciemnych pasm (*dark bands*)

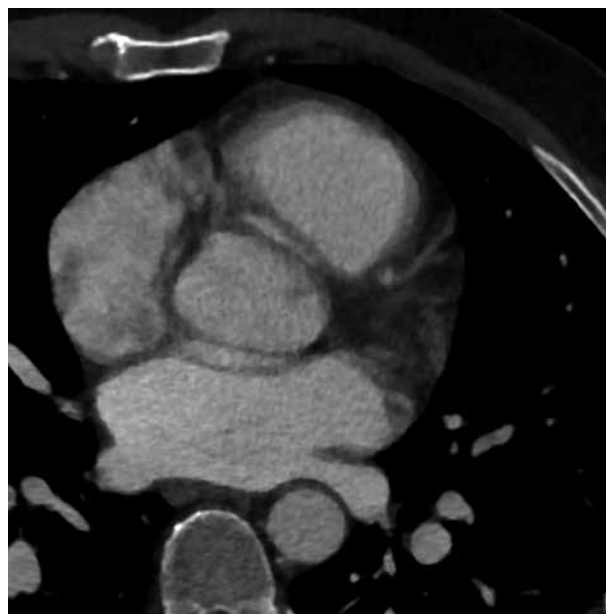


Rycina 13. Tomografia komputerowa; otyły pacjent, obniżenie jakości obrazu, zmniejszenie stosunku sygnału do szumu

- ruch — artefakty ruchowe powodują nieostrość i podwójny zarys krawędzi na obrazie:
 - ruch oddechowy — brak możliwości wstrzymania oddechu na czas wymagany do przeprowadzenia obrazowania,
 - ruch serca,
 - ruch pacjenta w trakcie badania;
- otyłość — u pacjentów otyłych lub kobiet z dużym biustem mamy do czynienia z obniżeniem jakości obrazów (promieniowanie przechodzi przez grubszą warstwę tkanek, co powoduje spadek stosunku sygnału do szumu) (ryc. 13);
- obecność metalicznych ciał obcych lub masywnych zwapnień w obszarze badania — mogą powodować artefakty związane z efektem uśrednienia i utwardzaniem wiązki (omówione uprzednio).

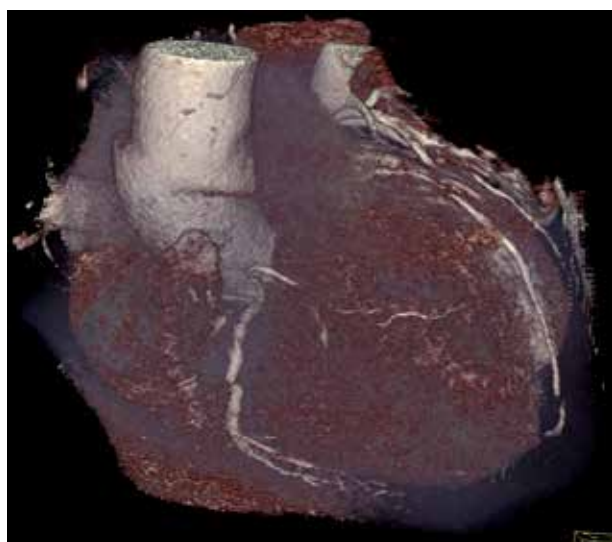
Ruch serca. Najczęściej występujące artefakty ruchowe są związane z biciem serca, szczególnie problematyczny jest zbyt szybki i/lub nieregularny rytm serca (ryc. 14). Aby akwizycja obrazu nastąpiła we właściwej fazie cyklu (takiej, w której serce wykazuje najmniejszą ruchliwość), stosuje się bramkowanie elektrokardiograficzne (EKG).

Przy rekonstrukcji wielofazowej, kiedy akwizycja trwa kilka faz cyklu serca, istnieje ryzyko wystąpienia artefaktów schodkowych (*steirstep artifacts*). Jeżeli w trakcie badania rytm serca pacjenta się zmienia, w trakcie rekonstrukcji używane będą dane zebrane w różnych fazach cyklu. Spowoduje to charakterystyczną nieregularność na krawędziach tkanek, tzw. artefakt schodkowy (ryc. 15).



Rycina 14. Tomografia komputerowa; artefakt ruchowy związany z szybką czynnością serca

Popularnym sposobem unikania tego typu artefaktów jest podanie przed badaniem beta-adrenolityków pacjentom z zaburzeniami rytmu serca. Całkowita eliminacja tego artefaktu jest możliwa na skanerach 256- i 320-rzędowych, gdy całe serce jest obrazowane w trakcie jednego uderzenia.



Rycina 15. Tomografia komputerowa; artefakt „schodkowy” spowodowany ruchomością prawej tętnicy wieńcowej



Rycina 16. Tomografia komputerowa; artefakt spowodowany ruchem tętnicy polegający na zdwojeniu i rozmyciu obrazu naczynia (strzałka)

Artefakty ruchowe mogą się również wiązać z ruchem tętnic wieńcowych, powodując zamazany obraz tętnicy (ryc. 16), często uniemożliwiający prawidłową ocenę. Najczęściej dotyczą prawej tętnicy wieńcowej, która wykazuje największą prędkość i zakres ruchu. Rzadziej związane są z gałęzią okalającą lewej tętnicy wieńcową, najmniejszą ruchomość wykazuje gałąź przednia zstępująca [9, 10].

Artefakty te częściej występują przy wyższym rytmie serca (> 70–75 uderzeń na minutę). Zastosowanie beta-adrenolityków oraz skanerów o wyższej rozdzielczości czasowej pozwala ograniczyć tego typu artefakty. Wybór optymalnej fazy cyklu serca, kiedy tętnica wykazuje najmniejszą ruchomość, może pomóc w prawidłowej ocenie.

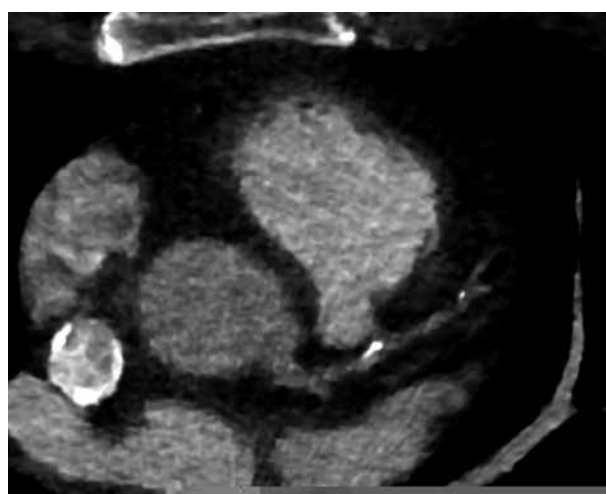
Ruch oddechowy. Artefakty ruchowe spowodowane ruchem klatki piersiowej w trakcie oddychania rzadko stanowią problem w najnowszych skanerach, dzięki wystarczająco szybkiej akwizycji obrazów.

Ruch pacjenta. Udzielenie przejrzystych instrukcji pacjentowi przed rozpoczęciem badania zazwyczaj pozwala na uniknięcie artefaktów związanych z poruszeniem się pacjenta w trakcie badania.

Inne. Istnieją też inne czynniki wpływające na jakość badania, takie jak niewystarczające zakontrastowanie badanych struktur, nieprawidłowy dobór czasu akwizycji (ryc. 17) czy zbyt wolny przepływ środka kontrastowego, które mogą uniemożliwić poprawną interpretację badania.

REZONANS MAGNETYCZNY

Rezonans magnetyczny jest stosunkowo wolną metodą obrazowania. Serce w trakcie pracy jest poddane złożonym zniekształceniom skurczowo-rozkurczowym, na które nakłada się dodatkowo fizjologiczna zmienność oddechu. Aby

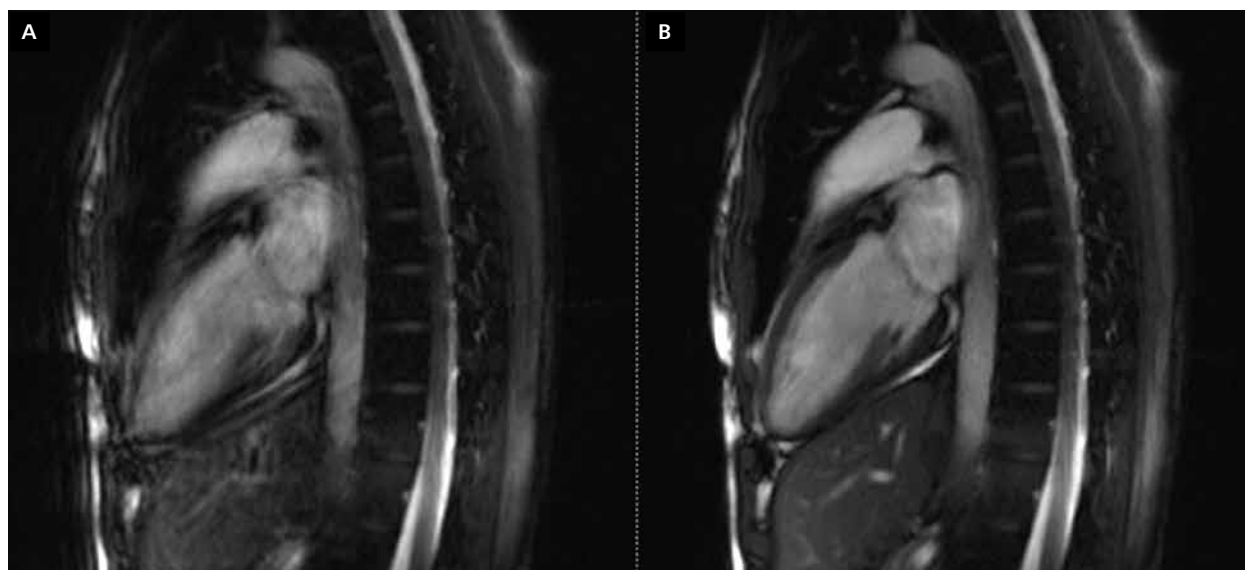


Rycina 17. Tomografia komputerowa; słabe zakontrastowanie tętnic wieńcowych, niewłaściwie dobrany czas opóźnienia akwizycji w stosunku do bolusa środka kontrastowego

możliwe było obrazowanie tak dynamicznego narządu stosuje się wiele technik szybkiego obrazowania.

Ograniczenia fizyczne i artefakty związane z techniką metody

Szybkie sekwencje. Obrazowanie morfologii struktur klatki piersiowej wymaga obrazów wysokiej jakości, dlatego opiera się przede wszystkim na pochodnych klasycznej sekwencji typu *spin echo* (SE). W przypadku tak wolnej sekwencji konieczne było wypracowanie kompromisu między rozdzielczością obrazu a czasem trwania akwizycji. Aby przyspieszyć



Rycina 18. Rezonans magnetyczny; pacjent nietrzymający bezdechu w trakcie obrazowania (A) i ten sam pacjent poprawnie wytrzymały bezdech (B)

obrazowanie typu *spin echo*, stosuje się sekwencje wieloecho- we, takie jak TSE (*turbo spin echo*) lub FSE (*fast spin echo*).

Gdy potrzebne jest szybsze obrazowanie, np. przy obrazowaniu funkcji serca lub przepływu, stosowane są sekwencje GE (*gradient echo*). Popularne są dwie techniki: SPGR (*spoiled gradient echo*) oraz bSSFP (*balanced steady state free precession*). SPGR charakteryzuje się niższym stosunkiem sygnału do szumu (SNR, *signal to noise ratio*), ale lepszą odpornością na niejednorodności pola magnetycznego.

Ruch serca — bramkowanie EKG. Segmentacja akwizycji jest częstym zabiegiem stosowanym w CMRI. Oznacza to, że akwizycja obrazu jest podzielona na części (segmenty). Obrazowanie trwa kilka cykli pracy serca, w jednym takim cyklu zbierany jest jeden segment danych. Po zebraniu wszystkich segmentów są one łączone w przestrzeń K i rekonstruowane.

Analiza sygnału EKG umożliwia synchronizację poszczególnych etapów obrazowania z ruchem mięśnia sercowego. Rozróżnia się dwa rodzaje bramkowania: prospektywne i retrospektywne. W bramkowaniu prospektywnym detekcja kolejnych załamków R w sygnale EKG powoduje rozpoczęcie akwizycji kolejnych segmentów obrazu. W przypadku bramkowania retrospektywnego obrazowanie jest przeprowadzone w sposób ciągły. Po skończonej akwizycji, w procesie rekonstrukcji, sygnał EKG jest używany do określenia momentu cyklu pracy serca, w którym dany segment danych został zebrany [11].

Ruch oddechowy. Większość sekwencji w CMRI została zaprojektowana tak, aby akwizycja była na tyle szybka, aby ją przeprowadzić w trakcie jednego wstrzymania oddechu przez pacjenta. W przypadku dłuższych trwających sekwencji stosowane są tzw. nawigatory. Przed rozpoczęciem danego

segmentu obrazowania jest używana jednowymiarowa sekwencja obejmująca linię przebiegającą przez płuco, przeponę i wątrobę (*navigator*). Dane są zbierane w zależności od wybranego momentu w cyklu oddechowym (określonego na podstawie położenia przepony).

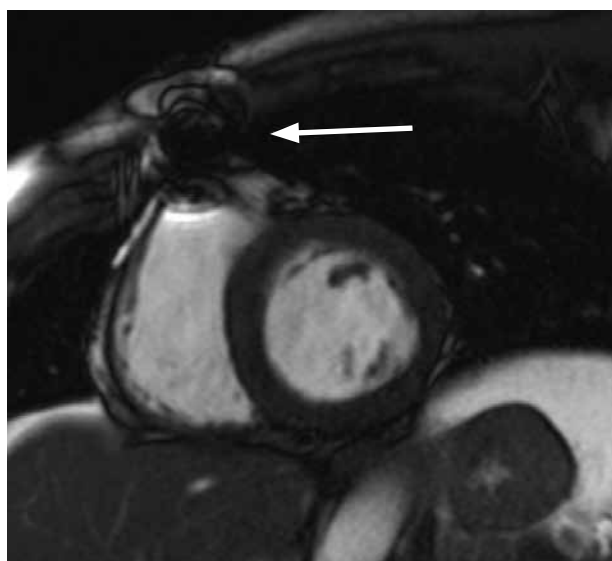
Artefakty/ograniczenia związane z pacjentem

Artefakty ruchowe. Ruch obiektu obrazowanego powoduje zmiany w jego kodowaniu w przestrzeni K, co ma bezpośredni wpływ na jakość rekonstruowanego obrazu. Charakterystyka obserwowanych artefaktów ma związek z zastosowaną metodą segmentacji przestrzeni K. Gdy błędy kodowania występują na brzegu przestrzeni K, mamy do czynienia z rozmazaniem obrazu, szczególnie granic między tkankami, natomiast gdy błędy kodowania występują w okolicy środka przestrzeni K — z przesuwaniem i powielaniem struktur oraz zakłóceniem kontrastu między obrazowanymi obiektami [12].

Ruch oddechowy. Artefakty związane z ruchem oddechowym są skutkiem braku konsekwencji w kodowaniu kolejnych segmentów (ryc. 18). W przypadku obrazowania na wstrzymanym oddechu są związane z nietrzymaniem przez pacjenta bezdechu na czas akwizycji obrazu. Jeśli pacjent nie jest w stanie wytrzymać danej sekwencji na bezdechu, można skrócić czas akwizycji poprzez:

- zmniejszenie rozdzielczości przestrzennej;
- zmniejszenie rozdzielczości czasowej w sekwencjach typu CINE;
- zastosowanie obrazowania równoległego (*parallel imaging*).

Ruch serca. Artefakty związane z ruchem serca charakteryzują się słabą jakością obrazu w obszarze mięśnia sercowego i w okolicznych strukturach.



Rycina 19. Rezonans magnetyczny; artefakt spowodowany obecnością materiału o właściwościach ferromagnetycznych w ciele pacjenta

Detekcja załamka R w sygnale EKG jest kluczowa do przeprowadzenia obrazowania CMRI bez artefaktów ruchowych. Dlatego tak ważne jest poprawne umieszczenie elektrod i zadbanie o dobry sygnał EKG przed rozpoczęciem badania. W przypadku słabego sygnału EKG lub pacjentów z arytmiami poprawę jakości obrazowania można uzyskać poprzez:

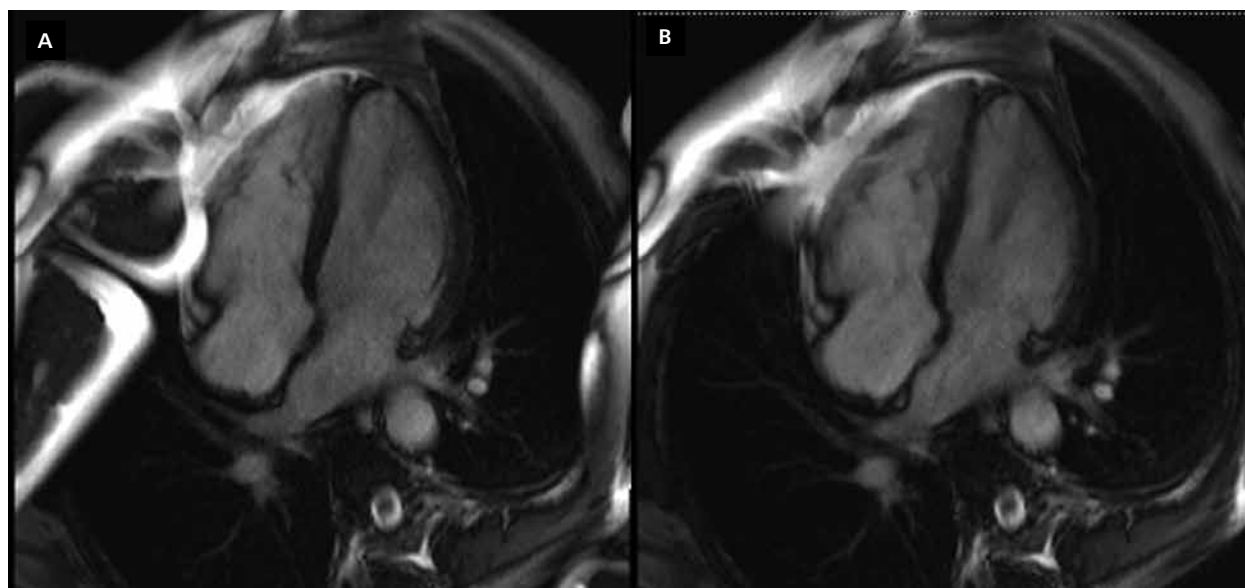
- optymalizację parametrów bramkowania i poprawę umiejscowienia elektrod;
- ograniczenie czasu akwizycji (*patrz* ruch oddechowy);
- stosowanie sygnału z pulsoksymetru do bramkowania.

Niejednorodność pola B0 (podatność magnetyczna).

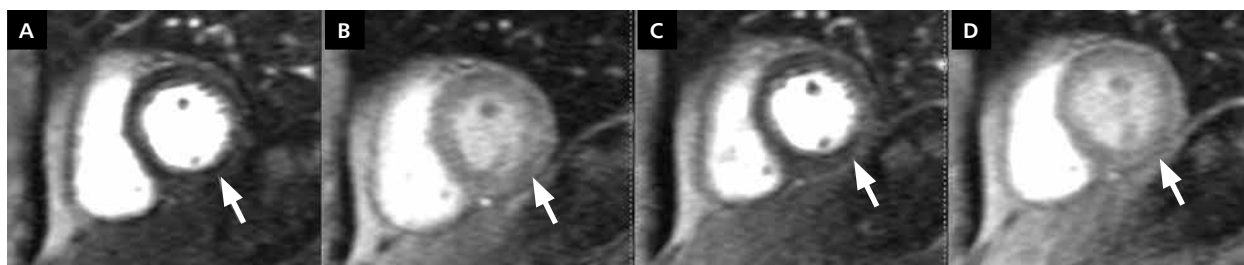
Podatnością magnetyczną nazywa się zdolność danej tkanki lub materiału do wytwarzania zmian pola magnetycznego. Za poziom zerowy przyjmuje się podatność wody. Tkanka kostna i powietrze słabiej indukują zmiany pola magnetycznego niż woda, a więc ich podatność jest ujemna. Natomiast metale ferromagnetyczne i paramagnetyczne charakteryzują się dodatnią podatnością.

U pacjentów po zabiegach chirurgicznych można spotkać różnego typu elementy wszczone, takie jak stenty, klipsy naczyniowe, sztuczne zastawki czy też wszczepialne urządzenia do elektroterapii serca. Elementy te w zależności od poziomu podatności, powodują różnego stopnia zaburzenia pola magnetycznego rejestrowane w trakcie CMRI [12]. Artefakty z nimi związane charakteryzują się wytłumieniem sygnału w najbliższej okolicy tych elementów oraz pasmami wytłumionego sygnału w dalszej odległości (ryc. 19). W porównaniu z sekwencjami GE, sekwencje SE są bardziej stabilne w odniesieniu do niejednorodności pola, a zatem częściej zalecane. Niestety często artefakty wynikające z obecności ferromagnetyków uniemożliwiają interpretację badania.

Zawijanie obrazu. W przypadku, gdy obiekt nie mieści się w zadanym obszarze obrazowania, struktury znajdujące się poza tym obszarem w kierunku kodowania fazy są „zawijane” — pojawiają się po przeciwnej stronie obrazowanego obszaru (ryc. 20). Artefakt ten jest rejestrowany bardzo często. Gdy zawinięte struktury nie nachodzą na diagnozowany obszar, artefakt ten zazwyczaj nie jest korygowany, a doświadczony diagnosta wie, że wynika on z techniki akwizycji obrazowania metodą rezonansu magnetycznego. Gdy zawinięte struktury nachodzą na diagnozowany narząd, można zastosować następujące rozwiązania:



Rycina 20. Rezonans magnetyczny; zawijanie się struktur (A); poprawny obraz (B) po zastosowaniu próbkowania nadmiarowego (*oversampling*)



Rycina 21. Rezonans magnetyczny; obrazowanie perfuzji w obciążeniu farmakologicznym (A, B) i bez obciążenia (C, D). Początkowa faza wzmocnienia mięśnia sercowego (A, C) i późniejsza faza wzmocnienia (B, D). Artefakt *dark rim* widoczny tylko w początkowej fazie wzmocnienia miocardium, zarówno w obciążeniu, jak i bez

- zwiększenie obszaru obrazowania;
- zastosowanie próbkowania nadmiarowego (*oversampling*);
- saturacja miejsc poza obszarem, które mogą zostać zawinęte.

Rozwiązania te wydłużają czas akwizycji. Artefakt ten został omówiony jedynie w przypadku kartezyjańskiego kodowania przestrzeni K.

Pierścienie Gibbsa (*Gibbs ringing*). Artefakt ten widoczny jest jako podwyższony/obniżony sygnał przy krawędziach między ośrodkami, czasem z pierścieniami w dalszej odległości od krawędzi. Jest związany z matematycznymi podstawami rekonstrukcji metodą rezonansu magnetycznego, a dokładniej z właściwościami odwrotnej transformaty Fouriera, stosowanej do transformacji przestrzeni K w obraz. Amplituda pierścieni Gibbsa może dochodzić do 9% różnicy sygnału między strukturami na krawędzi [12]. Świadomość możliwości występowania pierścieni Gibbsa jest bardzo ważna w interpretacji obrazów CMRI. Zwłaszcza w obrazów perfuzji mięśnia sercowego metodą pierwszego przejścia, co szczegółowo omówiono poniżej.

Sposobami redukcji artefaktów typu pierścieni Gibbsa są:

- zwiększenie rozdzielczości przestrzennej; szerokość pierścieni Gibbsa jest proporcjonalna do rozdzielczości przestrzeni K;
- zastosowanie filtracji przestrzeni K (np. filtr Hamminga); powoduje obniżenie rozdzielczości przestrzennej.

Przesunięcie chemiczne. Częstotliwość rezonansowa wody i tłuszczu jest różna. Przy kodowaniu przestrzeni częstotliwością powoduje to przesunięcie tkanek zawierających tłuszcz na obrazie względem ich rzeczywistego położenia. Odległość ta zależy od pasma częstotliwości użytego w obrazowaniu. Aby zredukować ten artefakt, można zwiększyć pasmo częstotliwości lub użyć saturacji tłuszczu.

Indian ink. Gdy czasy echa są rzędu 2,4 ms w 1,5 T lub rzędu 1,4 ms w 3 T, sygnały tłuszczu i wody mają przeciwną fazę. W miejscach, w których graniczą ze sobą tkanka o dużej zawartości tłuszczu i krew, może to powodować artefakt *Indian ink* wynikający ze wzajemnego zniesienia się tych sygnałów. Ważna jest znajomość charakteru tego artefaktu, gdyż zazwyczaj nie jest on poprawiany.

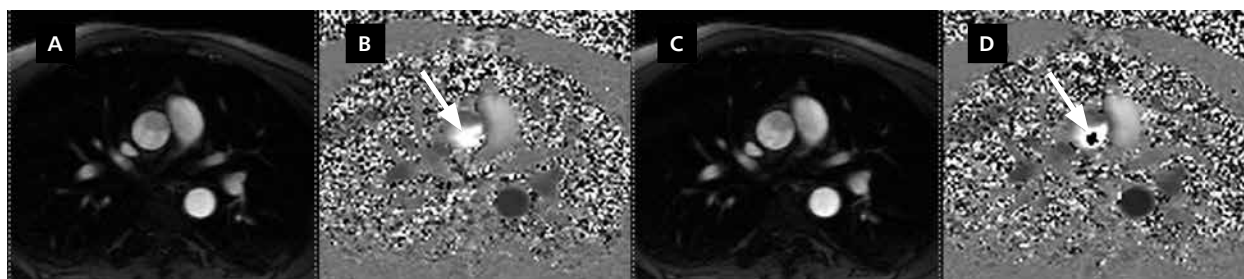
Artefakty charakterystyczne dla danego rodzaju obrazowania serca metodą rezonansu magnetycznego

Ocena perfuzji mięśnia sercowego metodą pierwszego przejścia. Artefaktem często obserwowanym w obrazowaniu perfuzji jest tzw. czarny rąbek (*dark rim*) (ryc. 21) widoczny na granicy miokardium i jamy komory imitujący, podwójny ubytek perfuzji, widoczny w początkowej fazie wzmocnienia miokardium. Jego istnienie najczęściej jest tłumaczone jako kombinacja pierścieni Gibbsa oraz artefaktów o kształcie pierścienia związanych z ruchem serca. Poprawne rozpoznanie tego typu artefaktu jest kluczowe dla właściwej interpretacji badania. Stopień perfuzji miokardium zostaje oceniany w obciążeniu farmakologicznym i w spoczynku. Ubytek perfuzji obecny zarówno w obciążeniu, jak i w spoczynku jest uznawany za artefakt typu *dark rim* (po wcześniejszym wykluczeniu obecności blizny pozawałowej w tej lokalizacji).

Odwzorowanie prędkości przepływu. Przy obrazowaniu przepływu prędkość kodowana jest w fazie sygnału. Przed akwizycją należy dobrać parametr VENC (*velocity encoding*). Odpowiada on maksymalnej prędkości kodowania, której się spodziewamy, i odpowiada on wartości π w fazie sygnału. Gdy zmierzona zostanie wartość powyżej przewidzianego VENC o Δv , nastąpi *aliasing* i sygnał będzie miał fazę $-\pi + \Delta v$. Widoczne to będzie jako ciemny obszar na obrazie bazowym i uniemożliwi analizę ilościową badania. Z kolei niedoszacowanie parametru VENC powoduje obniżenie dokładności pomiaru (ryc. 22).

Aby uniknąć takiej sytuacji i dobrać optymalną wartość VENC, stosuje się tzw. sekwencję próbną (*scout*) z różnymi wartościami parametru VENC. W przypadku, gdy zostanie dobrany niepoprawnie, należy ponownie wykonać sekwencję.

Późne wzmocnienie pokontrastowe. Ocena późnego wzmocnienia pokontrastowego (LGE, *late gadolinium enhancement*) to technika umożliwiająca ocenę żywotności miokardium. Aby zaobserwować obszary zalegającego środka cieniującego, a więc obszary uszkodzonego miokardium, stosuje się zerowanie sygnału ze zdrowego mięśnia przy zastosowaniu impulsu inwersyjnego.



Rycina 22. Rezonans magnetyczny; przepływ przez punkt STJ z poprawnie (obraz 1, VENC = 250 cm/s) i niepoprawnie (obraz 2, VENC = 200 cm/s) dobranym parametrem VENC; obrazy amplitudowy (A i C) oraz fazowy (B i D); analiza ilościowa tych dwóch akwizycji pokazała, że *aliasing* spowodowany niepoprawnie dobranym parametrem VENC wpłynął na niedoszacowanie objętości wyrzutowej o 20 ml

Dobranie prawidłowego czasu inwersji jest kluczowe, aby otrzymać obrazy diagnostyczne. Zarówno zbyt długi, jak i zbyt krótki czas inwersji nie pozwalają na prawidłowe wytłumienie sygnału ze zdrowego mięśnia, co może skutkować złą interpretacją obrazu. Często właściwa sekwencja jest poprzedzona sekwencją próbną (*scout*) z obrazami o różnych czasach inwersji. Ułatwia to dobranie optymalnego czasu inwersji.

Innym rozwiązaniem w doborze czasu inwersji może być zastosowanie rekonstrukcji z wykorzystaniem fazy sygnału PSIR (*phase sensitive inversion recovery*). Sekwencje takie są mniej wrażliwe na czas inwersji odbiegający od optymalnego.

„Artefakt cienia” inaczej zwany *CSF ghosting*, to artefakt cienia płynu mózgowo-rdzeniowego pojawiający się wzdłuż osi kodowania fazy i mogący być przyczyną błędnej interpretacji przy ocenie żywotności miokardium. W celu eliminacji tego artefaktu jest stosowana saturacja tkanki tłuszczowej nad kręgosłupem.

Ponadto „znaleziska” w postaci obszarów LGE powinny być potwierdzone przez zmianę kierunku w kodowaniu obrazu, czyli tzw. zmianę fazy w celu wykluczenia artefaktu.

Podziękowania: K. Werys uzyskał środki finansowe na przygotowanie rozprawy doktorskiej z Narodowego Centrum Nauki w ramach finansowania stypendium doktorskiego na podstawie decyzji numer UMO-2014/12/T/ST7/00670.

Konflikt interesów: nie zgłoszono

Piśmiennictwo

1. Feigenbaum H. Echocardiography. Lea and Febiger, Philadelphia 1994.
2. Hedrick WR. Technology for diagnostic sonography, Mosby 2012.
3. Hoskins PR, Martin K, Thrush A. Diagnostic ultrasound: physics and equipment, Cambridge University Press 2010.
4. Otto CM. Textbook of clinical echocardiography. W.B. Saunders Company, Philadelphia 2000.
5. Zabalgoitia M, Garcia M. Pitfalls in the echo-Doppler diagnosis of prosthetic valve disorders. Echocardiography, 1993; 10: 203–212.
6. Faletra FF, Ramamurthi A, Dequarti MC et al. Artifacts in three-dimensional transesophageal echocardiography. J Am Soc Echocardiogr, 2014; 27: 453–462.
7. Lang RM, Badano LP, Tsang W et al.; American Society of Echocardiography; European Association of Echocardiography. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. Eur Heart J Cardiovasc Imag, 2012; 13: 1–46.
8. Hassan A, Nazir SA, Alkadhi H. Technical challenges of coronary CT angiography: today and tomorrow. Eur J Radiol, 2011; 79: 161–171.
9. Choi HS, Choi BW, Choe KO et al. Pitfalls, artifacts, and remedies in multi-detector row CT coronary angiography. Radiographics, 2004; 24: 787–800.
10. Kroft LJ, de Roos A, Geleijns J. Artifacts in ECG-synchronized MDCT coronary angiography. Am J Roentgenol, 2007; 189: 581–591.
11. Hoyt ChA. Common CMR artefacts. In: Vargese A, Pennell DJ eds. Cardiovascular Magnetic Resonance Made Easy. Churchill Livingstone Elsevier 2008: 127–141.
12. Ferreira PF, Gatehouse PD, Mohiaddin RH, Firmin DN. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. J Cardiovasc Magn Reson, 2013; 15: 41.