

# Zastosowanie echokardiografii trójwymiarowej czasu rzeczywistego w echokardiograficznych badaniach obciążeniowych

Bohdan Firek

Klinika Choroby Wieńcowej Instytutu Kardiologii w Warszawie

## Wprowadzenie

Echokardiografia obciążeniowa ma ustaloną pozycję wśród metod stosowanych w diagnostyce choroby wieńcowej (CHD, *coronary heart disease*) [1–3]. Metoda ta, wykorzystująca obciążenie zarówno wysiłkiem, jak i środkami farmakologicznymi, okazała się skuteczna w wykrywaniu niedokrwienia mięśnia sercowego w postaci zaburzeń kurczliwości u pacjentów z podejrzeniem CHD [4–7]. Jest ona także przydatna w rozpoznawaniu przemijających zaburzeń kurczliwości w stanach, takich jak hibernacja czy ogłuszenie mięśnia sercowego [8], a także w ocenie rokowania u pacjentów z rozpoznaną CHD lub po przebytym zawale serca [9, 10].

Istnieją jednak istotne ograniczenia powyższej metody, które mogą utrudniać interpretację badań i obniżać ich dokładność diagnostyczną. Echokardiograficzne badanie dwuwymiarowe (2DE, *2-diameter echocardiography*) z definicji jest techniką tomograficzną pozwalającą jedynie na uzyskanie serii dwuwymiarowych przekrojów. Aby odtworzyć trójwymiarową strukturę jam serca, badający musi wykonać złożony proces wymagający wyobraźni przestrzennej oraz odpowiedniego doświadczenia. Ponieważ dostępna jest jedynie ograniczona liczba rutynowo rejestrowanych przekrojów 2D, można przeoczyć niektóre zaburzenia kurczliwości obejmujące niewielki obszar lewej komory (LV, *left ventricle*).

Ponadto, ponieważ akwizycja kolejnych projekcji 2D wymaga czasu, jednoczesna ocena czynności skurczowej całej LV nie jest możliwa, a niektóre

krótkotrzymujące się zaburzenia kurczliwości mogą nie zostać zarejestrowane.

Echokardiografia trójwymiarowa (3DE) — niezależnie od rodzaju zastosowanej techniki — pozwala uniknąć konieczności rekonstrukcji przestrzennej struktury serca przez badającego, co może przyczynić się do pokonania niektórych wyżej wymienionych ograniczeń obrazowania 2D.

Spośród kilku obecnie istniejących technik 3DE echokardiografia trójwymiarowa czasu rzeczywistego (RT3DE) jest jedyną, która pozwala na jednoczesną (*on-line*) rejestrację informacji przestrzennych pochodzących z pojedynczej ewolucji całego serca, bez konieczności rekonstrukcji obrazu z wielu kolejno rejestrowanych sekwencji. Właściwość ta umożliwia zastosowanie omawianej metody w badaniach obciążeniowych. Pozwala także na uniknięcie ograniczeń związanych z czasochłonnością rejestracji w technice 2D i innych metodach 3DE.

## RT3DE — podstawy techniczne

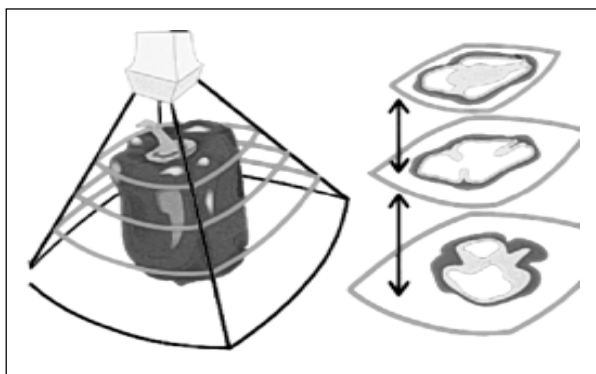
Echokardiografia trójwymiarowa czasu rzeczywistego została opracowana w *Duke University Medical Center* (Durham, Stany Zjednoczone) przez zespół pod kierunkiem Kisslo. Obecnie komercyjnie dostępny system produkuje *Volumetrics Medical Imaging* (Durham, Stany Zjednoczone). Działanie RT3DE polega na zasadzie równoległego przetwarzania (*parallel processing*) danych ultradźwiękowych uzyskiwanych za pomocą specjalnego przetwornika, w którym elementy aktywne są ułożone dwuwymiarowo, w wielu szeregach, a nie jak w tradycyjnej technice 2D — w jednym. Przetwornik ten, o częstotliwości roboczej 2,5 MHz, jest zbudowany z 512 elementów — 256 emitujących i 256 odbierających impulsy. Sygnał z poje-

Adres do korespondencji: Dr med. Bohdan Firek  
Klinika Choroby Wieńcowej IK w Warszawie  
ul. Spartańska 1, 02–637 Warszawa

dynczego elementu emitującego jest rejestrowany przez 16 otaczających go elementów odbierających (16:1 *parallel processing*) — taka grupa tworzy podstawowy zespół formujący wiązkę ultradźwiękową. Ponieważ wszystkie elementy w głowicy są ze sobą połączone, daje to w sumie  $256 \times 16 = 4096$  kanałów transmisji danych ultradźwiękowych, co pozwala na rejestrację danych pochodzących z przestrzeni objętej wiązką ultradźwiękową o kształcie piramidy (o kącie przy wierzchołku  $64^\circ$ ), a nie sektora, jak w klasycznej technice 2D (ryc. 1). Komputer o wysokiej mocy obliczeniowej pozwala na obróbkę i prezentację tak uzyskanych danych w rzeczywistym czasie. Należy podkreślić, że do rejestracji obrazu nie jest konieczna synchronizacja z zapisem EKG ani z fazą oddechową. Położenie głowicy na powierzchni klatki piersiowej może być zupełnie dowolne, nie są potrzebne żadne systemy lokacyjne. Szczegółowy opis zasad technicznych działania systemu przedstawiono we wcześniejszych opracowaniach [11–14].

### RT3DE — sposób prezentacji obrazu

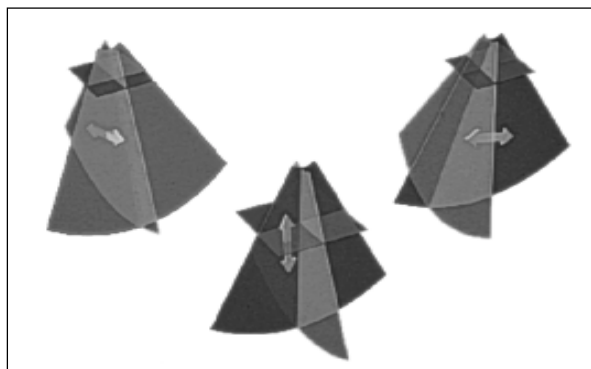
Możliwe są dwa sposoby prezentacji obrazów RT3DE [14]. Pierwszy z nich polega na tym, na podstawie rejestrowanej matrycy danych trójwymiarowych system prezentuje dwa prostopadłe do siebie sektory dwuwymiarowe typu *B-mode* (tzw. *B-scan*, azymut i elewacja), których położenie można swobodnie regulować w obrębie wiązki piramidowej (obserwujemy dwa dowolne przekroje 2D). Ponadto prezentowane są 1–3 przekrojów równoległych do płaszczyzny przetwornika, a więc prostopadłych do wyżej wymienionych przekrojów



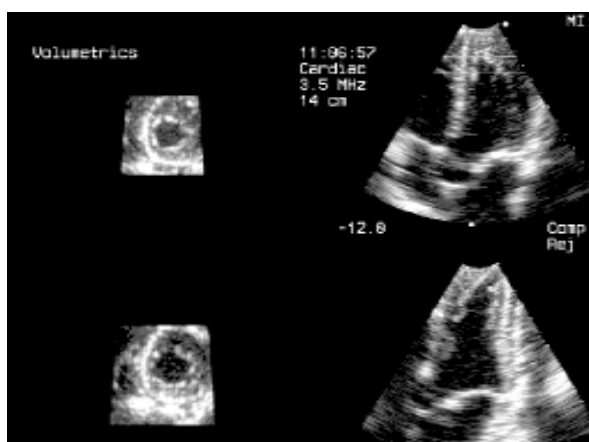
**Ryc. 1.** Schemat działania przetwornika RT3DE. Wiązka ultradźwiękowa o kształcie piramidy obejmuje cały badany obiekt w tym samym czasie. Możliwa jest analiza przestrzennej struktury obiektu.

*B-scan* — są to tzw. skany prostopadłe (*C-scan*). Ich położenie (głębokość i pochylenie) także można swobodnie kontrolować z dokładnością do 1 mm (ryc. 2, 3).

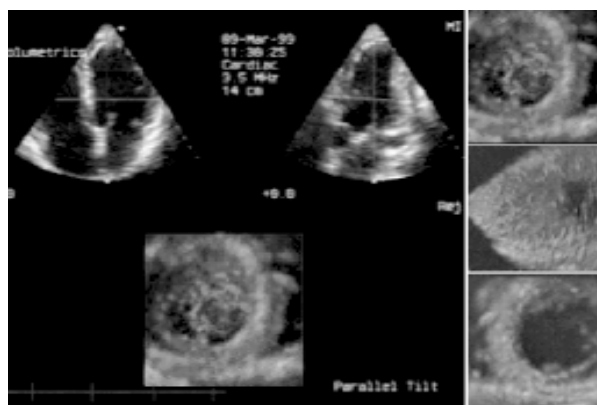
Obecnie jest możliwa już także prezentacja rzeczywistego obrazu przestrzennego 3D typu *volume rendered* (RTVR-3DE). W tym wypadku przedstawione są dwa prostopadłe sektory *B-mode*, które służą do sterowania jednocześnie prezentowanym rzeczywistym obrazem przestrzennym (ryc. 4). Możliwość swobodnego manipulowania



**Ryc. 2.** Schemat przedstawia sposób analizy obrazu RT3DE. Widoczne są dwa prostopadłe do siebie przekroje podłużne (*B-scan*) i przekrój poprzeczny (*C-scan*). Ich położenie może być dowolnie regulowane w obrębie wiązki piramidowej, zarówno w trakcie badania (*on-line*) jak i po cyfrowym zapamiętaniu jego wybranych sekwencji.



**Ryc. 3.** Ekran aparatu RT3DE w trakcie badania lewej komory. Widoczny wyjściowy przekrój (*B-scan*) odpowiadający projekcji koniuszkowej czterojamowej, prostopadły do niego przekrój odpowiadający projekcji 2-jamowej oraz dwa przekroje poprzeczne (*C-scan*), uzyskane na różnej głębokości lewej komory.



**Ryc. 4.** W lewej części ryciny widoczne zdjęcie ekranu aparatu RTVR-3DE. Widać dwa prostokątne przekroje 2D służące do orientowania obrazu przestrzennego *volume rendered* (dolna część ekranu). Po stronie prawej widoczne trzy obrazy przestrzenne lewej komory uwidocznionej od strony podstawy (górną część ryciny), z boku (środek ryciny) i od strony koniuszka (dół ryciny).

wania obrazem przestrzennym pozwala na oglądanie np. lewej komory ze wszystkich stron, jak również od wewnątrz, od strony podstawy czy też koniuszka. Należy jeszcze raz podkreślić, że wszystkie te prezentacje odbywają się w czasie rzeczywistym, bez konieczności żmudnej rekonstrukcji uprzednio zarejestrowanego cyfrowo obrazu. Możliwe jest oczywiście również zapamiętanie wybranych sekwencji w pamięci operacyjnej systemu w celu ich późniejszego przejrzenia i analizy. Dla potrzeb archiwizacji danych wykorzystuje się dyski optyczne.

W celu łatwiejszej orientacji anatomicznej i analizy obrazów RT3DE (szczególnie typu *volume rendered*) zazwyczaj rejestruje się typowe projekcje — przymostkową długą oraz koniuszkową czterojamową, chociaż położenie głowicy na klatce piersiowej badanego może być — jak wspomniano wyżej — całkowicie dowolne.

### RT3DE — potencjalne zalety w echokardiografii obciążeniowej

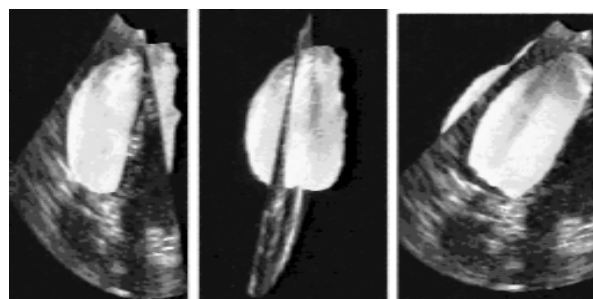
RT3DE stwarza możliwości nowego podejścia do akwizycji i analizy echokardiogramu obciążeniowego. Po pierwsze, możliwe jest ograniczenie liczby rejestrowanych projekcji, co wynika z faktu, że dane dotyczące całego badanego obszaru — np. lewej komory — można uzyskać w trakcie pojedynczej rejestracji, pod warunkiem, że obszar ten w całości znajduje się w obrębie skanu piramidowego. Ponieważ obraz może być prezentowany w formie prostokątnych przekrojów 2D uzyskanych

z dowolnego miejsca trójwymiarowej matrycy danych, można jednocześnie analizować np. projekcję dwu- i czterojamową, a ponadto dysponuje się serią C-skanów, które odpowiadają obrazom uzyskiwanym z projekcji przymostkowej poprzecznej. Zatem teoretycznie możliwe jest ograniczenie całego badania do jednej wyjściowej projekcji, np. koniuszkowej czterojamowej. W praktyce, ponieważ rozdzielczość obrazu u podstawy skanu piramidowego często bywa niezadowalająca, wskazane jest rejestrowanie jednej projekcji przymostkowej i jednej koniuszkowej [15].

Zmniejszenie liczby projekcji, które należy zarejestrować w trakcie badania, w bezpośredni sposób wpływa także na skrócenie czasu akwizycji, co może mieć istotne znaczenie dla śledzenia krótko utrzymujących się zaburzeń kurczliwości. Ponadto, możliwość rejestracji danych dotyczących całej LV w trakcie pojedynczej ewolucji serca pozwala na jakościową (kurczliwość) i ilościową (np. frakcja wyrzutowa — EF, *ejection fraction*) analizę zmienności jej funkcji z dużą rozdzielczością czasową (*beat-to-beat*).

Połączenie projekcji typu B-scan i C-scan stwarza możliwość precyzyjnej i wiarygodnej ilościowej oceny objętości i masy obszaru mięśnia sercowego objętego zaburzeniami kurczliwości, co może mieć istotne znaczenie prognostyczne [16].

Prezentacja *volume rendered* otwiera natomiast zupełnie nowe możliwości jakościowej analizy funkcji skurczowej LV jako całości, eliminując konieczność rekonstrukcji struktury przestrzennej serca przez badającego. Stwarza ona także podstawę do opracowania systemów automatycznej oceny kurczliwości mięśnia sercowego opartych na zasadzie mapowania wsierdzia (ryc. 5).



**Ryc. 5.** Trójwymiarowa, ruchoma „mapa” lewej komory uzyskana za pomocą mapowania wsierdzia na podstawie obrazu przestrzennego RTVR-3DE. Obraz może być dowolnie przemieszczany w przestrzeni. Porównanie ruchu poszczególnych obszarów pozwala na ocenę zaburzeń kurczliwości. Różnym stopniom nasilenia zaburzeń kurczliwości mogą być automatycznie przyporządkowane różne odcienie szarości lub kolory.

## RT3DE — zastosowanie kliniczne

Zdolność systemu RT3DE do oceny zaburzeń kurczliwości mięśnia sercowego ocenili Collins i wsp. [17]. Wykazali oni, że za pomocą RT3DE było możliwe wykrycie 96% obszarów z zaburzeniami kurczliwości uwidocznionymi przez standardowe badanie 2D. Zgodność obu technik w ocenie nasilenia dysfunkcji mięśnia lewej komory (WMSI, *wall motion score index*) była duża:  $r = 0,89$ .

Pierwsze doświadczenia z zastosowaniem RT3DE w badaniach obciążeniowych przedstawili Zwas i wsp. [18], którzy oceniali przydatność systemu podczas badania wysiłkowego na bieżni u 20 zdrowych ochotników. Posługując się kombinacją projekcji przymostkowej i koniuszkowej, uwidoczniono 99% segmentów LV w spoczynku i 98% bezpośrednio po wysiłku. Użycie wyłącznie projekcji koniuszkowej pozwoliło na jakościowo zadowalające uwidocznienie odpowiednio 93% i 89% segmentów. Czas rejestracji obrazu po wysiłku z projekcji koniuszkowej (obejmujący zarówno optymalizację obrazu, jak i samą rejestrację) wynosił średnio  $35 \pm 18$  s, a z projekcji przymostkowej  $50 \pm 28$  s.

Wartość diagnostyczną RT3DE ocenili Ahmad i wsp. [19], którzy u 253 pacjentów z podejrzeniem CHD lub z wcześniej stwierdzonymi zaburzeniami kurczliwości wykonali badanie dobutaminowe z obrazowaniem 2D i RT3DE w odstępie 1 min. Zgodność obu technik co do wykrywania zaburzeń kurczliwości w badaniu spoczynkowym wyniosła 84%, a na szczycie obciążenia — 89%. W porównaniu z 2D, RT3DE pozwoliła na znamienne zmniejszenie rozbieżności w ocenie kurczliwości na szczycie obciążenia między dwoma obserwatorami: 15% dla 2D i 8% dla RT3DE,  $p < 0,05$ . W grupie 90 pacjentów, u których wykonano koronarografię, czułość RT3DE wyniosła 86% i była nieznacznie wyższa niż dla 2D. RT3DE była bardziej dokładna niż 2D w ocenie zaburzeń kurczliwości zlokalizowanych w obrębie ściany dolno-tylnej i koniuszka. Autorzy ocenili także parametry ilościowe czynności LV zarówno w spoczynku, jak i przy zastosowaniu maksymalnej dawki dobutaminy. Porównanie tych danych z parametrami ocenionymi na podstawie wentrykulografii u 9 badanych wykazało ich wysoką zgodność ( $r = 0,9$  dla objętości późnorozkurczowej,  $r = 0,8$  dla objętości późnoskurczowej).

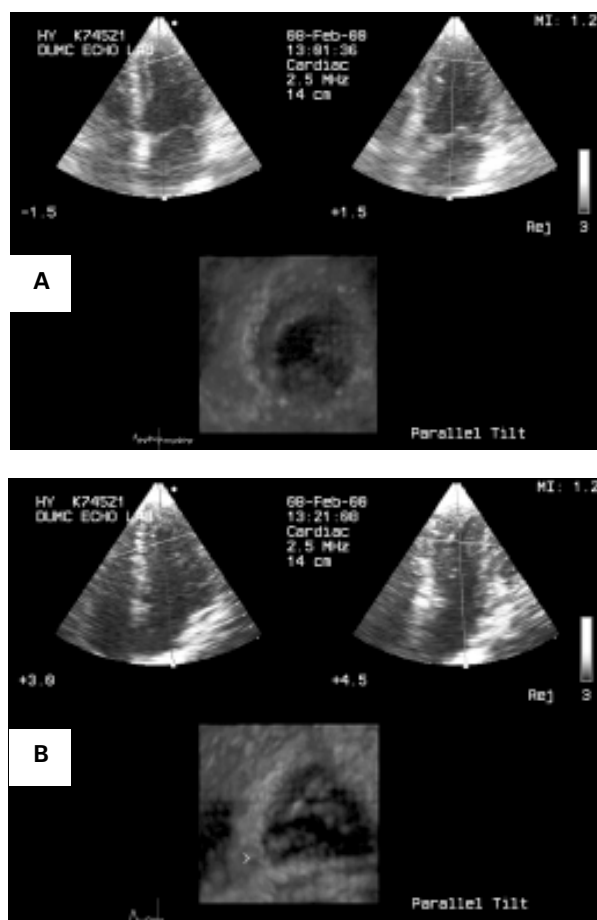
Wszyscy wyżej wymienieni autorzy wykorzystywali obrazowanie z zastosowaniem mnogich przekrojów 2D typu *B-scan* i *C-scan* uzyskanych z matrycy danych 3D.

## RT3DE w badaniach obciążeniowych — doświadczenia własne

Doświadczenia autora uzyskane w *Duke University Medical Center* obejmują zastosowanie RT3DE w badaniach obciążeniowych z wykorzystaniem zarówno obrazowania *B-scan* + *C-scan*, jak i prezentacji typu *volume rendered*.

W pierwszym przypadku [20] badana grupa obejmowała 24 chorych, u których wykonywano w trakcie diagnostyki bólów w klatce piersiowej rutynowe badanie echokardiograficzne obciążeniowe 2D oraz dodatkowo RT3DE. W 8 przypadkach był to test wysiłkowy na cykloergometrze, a w 16 — test z dobutaminą. U wszystkich badanych spoczynkowe echokardiogramy RT3DE charakteryzowały się niezadowalającą jakością obrazu. Celem badania była ocena wpływu zastosowania kontrastu *Optison*<sup>™</sup> (0,75–1,5 ml *i.v.*) na poprawę jakości obrazu oraz dokładności RT3DE w wykrywaniu zaburzeń kurczliwości lewej komory. Liczba adekwatnie uwidocznionych segmentów LV w spoczynku wzrosła z 80% w badaniu bez kontrastu do 94% w badaniu kontrastowym ( $p < 0,001$ ). Podobnie na szczycie obciążenia zastosowanie kontrastu pozwoliło na zwiększenie liczby widocznych segmentów z 66% do 94% ( $p < 0,001$ ). Znamiennej redukcji uległa liczba niediagnostycznych testów (kurczliwość 2 lub więcej przylegających do siebie segmentów niemożliwa do oceny) na szczycie obciążenia — 79% w badaniu bez kontrastu i 25% w badaniu kontrastowym ( $p < 0,001$ ). Istotnie wzrosła także zgodność badania RT3DE z 2D w zakresie wykrywania zaburzeń kurczliwości — 8% w RT3DE bez kontrastu i 71% po podaniu kontrastu. Wyniki te wskazują, że zastosowanie kontrastu może w istotny sposób poprawić jakość obrazu w badaniu RT3DE i tym samym przyczynić się do zwiększenia klinicznej przydatności tej techniki.

W drugim przypadku badana grupa obejmowała 50 pacjentów z podejrzeniem lub rozpoznaną uprzednio CHD, u których porównano echokardiogramy obciążeniowe 2D (24 — wysiłek na cykloergometrze, 26 — test z dobutaminą) z badaniami RT3DE z zastosowaniem wyłącznie obrazowania przestrzennego *volume rendered* (RTVR-3DE) (ryc. 6). W spoczynku RTVR-3DE pozwoliło na uzyskanie diagnostycznych obrazów w 86% przypadków, zaś w badaniach na szczycie obciążenia liczba ta wyniosła 82% (nie było istotnych różnic między badaniami wysiłkowymi i dobutaminowymi). Zgodność 2D z RTVR-3DE w wykrywaniu zaburzeń kurczliwości wyniosła 79%. Porównanie obrazów przestrzennych 3D z obrazami 2D pozwoliło zidentyfikować przyczyny rozbieżno-



**Ryc. 6.** Badanie obciążeniowe (dobutamina) z wykorzystaniem systemu RTVR-3DE. **A.** W badaniu spoczynkowym widoczna prawidłowa kurczliwość mięśnia lewej komory. **B.** W badaniu na szczycie obciążenia w obrazie przestrzennym widoczna asynergia skurczu w obrębie tylnej części przegrody i ściany bocznej.

ści w ocenie kurczliwości. Dotyczyły one głównie segmentów przypodstawnych LV i były spowodowane rotacyjnymi i translacyjnymi ruchami podstawy LV, które w obrazie 3D zidentyfikowano jako zaburzenia kurczliwości.

### RT3DE — ograniczenia metody

Należy zwrócić uwagę, że RT3DE na obecnym poziomie rozwoju technicznego jest obciążona pewnymi istotnymi ograniczeniami.

Jakość obrazu uzyskiwanego przez system RT3DE jest w wielu wypadkach niższa niż osiągnięta przez współczesne aparaty 2D. Wynika to z kilku przyczyn.

Po pierwsze, czoło głowicy RT3DE ma kształt kolisty i średnicę ok. 1,8 cm — często stwarza to trudności w uzyskaniu prawidłowego kontaktu

z powierzchnią klatki piersiowej i z umiejscowieniem głowicy w międzyżebżu, co jest źródłem artefaktów.

Po drugie, rozdzielczość obrazu, która na głębokości 10 cm wynosi ok. 2 mm w osi długiej i ok. 3–5 mm w osi poprzecznej, ustępuje tej, którą uzyskuje się w standardowym obrazie 2D. Może to mieć istotne znaczenie w ocenie detali anatomicznych, szczególnie położonych w większej odległości od wierzchołka wiązki piramidowej. Może to także utrudniać ocenę ruchu wsierdza. Skutecznym rozwiązaniem problemu jest, jak wspomniano wyżej, zastosowanie kontrastu.

Po trzecie, częstość skanowania (*frame rate*) wynosi dla systemu RT3DE średnio 20/s. Przy bardzo szybkiej czynności serca może to stwarzać trudności w interpretacji obrazu (wartości zalecane przez *American Society of Echocardiography* w przypadku prób obciążeniowych wynoszą ok. 30/s) [21]. Jednak obserwacje autora wskazują, że w zakresie częstości rytmu osiągniętych z reguły przez pacjentów w trakcie prób obciążeniowych zjawisko to nie ma istotnego znaczenia.

Po czwarte, ograniczona rozpiętość wiązki piramidowej może niekiedy uniemożliwiać jednoczesne uwidocznienie całej badanej struktury. Odnosi się to do przypadków istotnego powiększenia jam serca, szczególnie spowodowanych tętniakami w okolicy koniuszka lub kardiomiopatią rozstrzeniową.

Wprowadzenie głowic o wyższej częstości roboczej (3,5 MHz), zwiększenie liczby elementów aktywnych oraz zmniejszenie ich impedancji powinny wpłynąć na poprawę jakości obrazu RT3DE.

### Podsumowanie

Echokardiografia trójwymiarowa czasu rzeczywistego jest nową, obiecującą techniką, której kliniczne zastosowanie w najbliższym czasie będzie się zapewne rozwijało wraz z doskonaleniem jakości uzyskiwanych obrazów. Zalety RT3DE, takie jak możliwość rejestracji mniejszej liczby projekcji i szybkość akwizycji obrazów, mogą istotnie ułatwić wykonywanie echokardiograficznych testów obciążeniowych. Wykorzystanie obrazowania przestrzennego *volume rendered* może przyczynić się do ułatwienia oceny funkcji skurczowej LV jako całości, znosząc konieczność integracji wielu obrazów 2D przez badającego. Przydatność kliniczna i wartość diagnostyczna RT3DE wymagają oceny w dalszych, zakrojonych na szerszą skalę badaniach.

## Piśmiennictwo

1. Armstrong W.F., O'Donnell J., Dillon J.C. i wsp. Complementary value of two-dimensional exercise echocardiography to routine treadmill exercise testing. *Ann. Intern. Med.* 1986; 105: 829–835.
2. Armstrong W.F. Stress echocardiography: Introduction, history, and methods. *Progress in Cardiovascular Disease* 1997; 39: 499–510.
3. Berthe C., Pierard L.A., Hiernaux M. i wsp. Predicting the extent and location of coronary artery disease in acute myocardial infarction by echocardiography during dobutamine infusion. *Am. J. Cardiol.* 1986; 58: 1167–1172.
4. Marowitz P.A., Armstrong W.F. Accuracy of dobutamine stress echocardiography in detecting coronary artery disease. *Am. J. Cardiol.* 1992; 69: 1269–1273.
5. Dagianti A., Penco M., Agati L. i wsp. Stress echocardiography: Comparison of exercise, dipyridamole and dobutamine in detecting and predicting the extent of coronary artery disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 26: 18–24.
6. Firek B., Szwed H., Pasierski T. i wsp. Porównanie wartości echokardiograficznej próby wysiłkowej i echokardiograficznej próby dobutaminowej w rozpoznawaniu choroby wieńcowej. *Kardiol. Pol.* 1995; 43: 388–396.
7. Pasierski T., Szwed H., Firek B. i wsp. Zastosowanie echokardiografii dobutaminowej w rozpoznawaniu choroby wieńcowej u kobiet. *Kardiol. Pol.* 1996; 45: 6–13.
8. Afridi I., Grayburn P.A., Panza J.A. i wsp. Myocardial viability during dobutamine echocardiography predicts survival in patients with coronary artery disease and severe left ventricular systolic dysfunction. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 39: 921–926.
9. Ryan T., Armstrong W.F., O'Donnell J.A. i wsp. Risk stratification after acute myocardial infarction by means of exercise two-dimensional echocardiography. *Am. Heart J.* 1987; 114: 1305–1316.
10. Marwick T.H., Mehta R., Arheart K. i wsp. Use of exercise echocardiography for prognostic evaluation of patients with known or suspected coronary artery disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1992; 19: 74–78.
11. Smith S.W., Pavy H.G. Jr, Von Ramm O.T. i wsp. High speed ultrasound volumetric imaging system, I: transducer design and beam steering. *IEEE Trans Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control* 1991; 38, 2: 100–108.
12. VonRamm O.T., Smith S.W., Pavy H.G. High-speed ultrasound volumetric imaging system, II: parallel processing and image display. *IEEE Trans Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control* 1991; 38, 2: 109–115.
13. Sheikh K.H., Smith S.W., Pavy H.G. Jr i wsp. Real-time, 3-dimensional echocardiography: feasibility and initial use. *Echocardiography* 1991; 8: 119–125.
14. Kisslo J., Firek B., Ota T. i wsp. Real-time Volumetric Echo: The Technology and the Possibilities. *Echocardiography* 2000; 17: 773–779
15. Takuma S., Zwas D.R., Fard A. i wsp. Real-time, 3-Dimensional Echocardiography Acquires All Standard 2-Dimensional Images from 2 Volume Sets: A Clinical Demonstration in 45 Patients. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 1999; 12: 1–6.
16. Multicenter Postinfarction Research Group. Risk stratification and survival after myocardial infarction. *N. Engl. J. Med.* 1983; 309: 331–338.
17. Collins M., Hsieh A., Ohazama C.J., i wsp. Assessment of Regional wall Motion Abnormalities with Real-Time 3-Dimensional Echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 1999; 12: 7–14.
18. Zwas D.R., Takuma S., Mullis-Jansson S. i wsp. Feasibility of real-time 3-dimensional Treadmill echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 1999; 12: 285–289.
19. Ahmad M., Xie T., Abreo G. i wsp. Real-time 3-D stress echocardiography is sensitive in detection of ischemia; comparison with 2-D stress echocardiography. *Circulation* 1999; 100 (supl.) 18 (streszczenie) 6016.
20. Firek B., Kang D.H., Adams D.J. i wsp. Real-Time, three-dimensional stress echo: Does contrast improve image quality and diagnostic accuracy? *Circulation* 2000; 102 (supl.) (streszczenie) 2726.
21. Armstrong W.F., Pellikka P.A., Ryan T. i wsp. Stress Echocardiography: Recommendations for performance and interpretation of stress echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 1998; 11: 97–104.