

Badanie echokardiograficzne w ocenie funkcji skurczowej lewej komory w czasie testu pochyleniowego

Echocardiography in the estimation of left ventricle function during head-up tilt test

Dariusz Kozłowski¹, Paweł Byrdziak², Adam Kowalczyk¹, Magdalena Kozłowska², Edyta Sidłowska¹, Maciej Pytka², Grzegorz Raczak¹

¹ Klinika Kardiologii i Elektroterapii Serca, II Katedra Kardiologii, Akademia Medyczna w Gdańsku

² Zakład Propedeutyki Medycyny i Promocji Zdrowia, Katedra Pielęgniarstwa, Akademia Pomorska w Słupsku

Streszczenie

Wstęp. Dotychczasowe badania echokardiograficzne w czasie testu pochylniowego (TP) wykonywano wykorzystując różną metodykę. Wyniki tych badań różnią się między sobą, bowiem echo wykonywane w czasie TP nie jest badaniem łatwym. Pacjent w czasie TP nachylony jest pod kątem 60 stopni, jego ułożenie jest wymuszone. Celem badania była ocena lewej komory w czasie omdlenia. **Materiał.** Badaniem objęto 16 pacjentów w wieku 18-66 lat (6 mężczyzn i 10 kobiet) z omdleniami w wywiadzie kwalifikowanych do testu pochyleniowego. U wszystkich wykonano test pochyleniowy (50min./60 st., 30 min test bierny + 20 min po podaniu nitro). **Wyniki.** Stwierdziliśmy, że ocena echokardiograficzna funkcji skurczowej lewej komory w czasie testu pochylniowego jest utrudniona z powodu nietypowej pozycji pacjenta, braku jego współpracy w czasie badania oraz z powodu hiperwentylacji i tachykardii obserwowanych w czasie TP. Pomiaru wykonywane w M-mode wykazują większą powtarzalność niż pomiary w 2 D z projekcji koniuszkowych. **Wnioski.** W projekcji tej w M-mode można dokonać pomiaru LVPW slope – parametru, który wydaje się być optymalnym do oceny gwałtowności skurczu (uwzględnia czas), odpowiedzialnej za pobudzenie mechanoreceptorów LK i wyzwolenie odruchu wazowagalnego. *Geriatrics* 2008; 2: 45-54.

Słowa kluczowe: echokardiografia, M-mode, 2-D, funkcja lewej komory, test pochyleniowy, omdlenie wazowagalne

Summary

Introduction. Existing echocardiographic research during the head-up tilt test (HUTT) are different on methods. Results of these research differ between themselves, because the echo performed during HUTT is not an easy investigation. The patient during HUTT is lying at an angle of 60 degrees, his arrangement is affected. An aim of the research was the estimation of the left ventricle function during faints. **Material.** 16 patients aged 18-66 years (6 men and 10 women) with faints' interview qualified to the HUTT. We performed HUTT (50min./60 st. 30min the passive test + 20min after nitro administration). **Results.** We ascertained that the echocardiographic estimation of the function of the LV during the test is made difficult because of the non-typical position of the patient, the lack of his cooperation during research and because of hyperventilation and tachycardia observed during HUTT. Measurement performed in M-mode show the greater repeatability than measurement in 2 D from tip projections. **Conclusions.** In the M-mode projection we can make the measurement LVPW slope - the parameter which seems to be of optimum in the estimation of the vehemence of the contraction, responsible for the stimulation of LV mechanoreceptors and the vasovagal reflex. *Geriatrics* 2008; 2: 45-54.

Keywords: M-mode, 2-D echocardiography, left ventricle function, head-up tilt test, vasovagal syncope

Wstęp

Badanie echokardiograficzne w czasie testu pochyleniowego wykonywane jest w celach badawczych od około 10 lat. Celem tych badań jest potwierdzenie hipotetycznego patomechanizmu omdleń wazowagalnych (OW). Doprowadzające do omdlenia paradoksalne pobudzenie układu przywspółczulnego z jednoczesnym zahamowaniem aktywności współczulnej ma mieć miejsce w wyniku aktywacji mechanoreceptorów gwałtownie kurczącej się słabo wypełnionej lewej komory (LK).

W czasie typowych badań echokardiograficznych pacjent przyjmuje pozycję na lewym boku z lekkim uniesieniem węgłowia - optymalną dla uzyskania dobrego jakościowo obrazu.

Często materac łóżka wykorzystywanego do badań posiada dodatkowe wycięcie, które umożliwia uzyskanie dobrych jakościowo i rzeczywistych projekcji koniuszkowych. Badanie echokardiograficzne wykonywane w czasie TP nie jest badaniem łatwym. Pacjent w czasie TP nachylony jest pod kątem 60 stopni, jego ułożenie na lewym boku w tej pozycji jest możliwe, ale ograniczone warunkami technicznymi, w jakich przeprowadza się badanie – tj. budową stołu do TP, szerokością podpórki pod nogi, dostępem do lewej kończyny górnej, na której dokonywane są pomiary ciśnienia tętniczego krwi. Ponadto pacjent, zwłaszcza tuż przed omdleniem, nie współpracuje, zmienia pozycję, hiperwentyluje.

Dotychczasowe badania echokardiograficzne w czasie TP wykonywano wykorzystując różną metodykę. Wyniki tych badań różnią się między sobą. Yamanouchi i wsp. oceniał objętość rozkurczową i skurczową LK oraz frakcję wyrzutową (EF) wykorzystując projekcje koniuszkowe. Nie stwierdził istotnej statystycznie różnicy w zmianie wskaźnika objętości końcoworozkurczowej i końcowoskurczowej, natomiast zaobserwował szybszą redukcję wskaźnika objętości rozkurczowej LK w grupie z OW w czasie testu pochyleniowego (TP) oraz szybsze zmniejszenie EF w tej grupie. Autor ten sugeruje związek między szybkością redukcji objętości rozkurczowej LK a OW, natomiast redukcję EF w tej grupie tłumaczy wczesną odpowiedzią wagalną [1].

Tymczasem Shalev i wsp., który jako pierwszy przy pomocy echokardiografii dwuwymiarowej (projekcja przymostkowa oś krótka – na wysokości mięśni brodawkowatych) oceniał zmiany wymiarów LK w czasie

TP, stwierdził żywą kurczliwość. LK w grupie z OW, z istotną redukcją wymiaru końcowoskurczowego LK w tej grupie.

Ta nadmierna kurczliwość LK odpowiadała hipotezie tłumaczącej mechanizm OW. Lee i wsp. wykorzystując podobną metodykę badania echokardiograficznego nie stwierdził istotnych różnic wymiarów LK, natomiast zaobserwował istotny wzrost frakcji skracania w grupie z OW. Wyciągnął on wniosek, że to raczej żywotny skurcz LK, a nie skurcz słabo wypełnionej LK odpowiada za wyzwolenie odruchu wazowagalnego [2].

Zupełnie przeciwne są wnioski Liu JE i wsp., który stwierdził redukcję objętości LK i frakcji skracania w początkowym okresie po pionizacji u chorych z dodatnim wynikiem TP, sugerując, że jeśli ma miejsce paradoksalna aktywacja mechanoreceptorów LK w wyzwoleniu omdlenia odruchowego to nie jest ona spowodowana przez nadmierną kurczliwość LK.

Z kolei Fitzpatrick i wsp. oceniał LK w czasie TP wykorzystując m-mode echo. Stwierdził istotną redukcję wymiaru końcoworozkurczowego i końcowoskurczowego oraz wzrost frakcji skracania w grupie z OW.

Założeniem pracy było ustalenie optymalnej metody badania echokardiograficznego dla oceny funkcji skurczowej LK u chorych z omdleniami wazowagalnymi w czasie TP.

Materiał i metody

Badaniem objęto 16 pacjentów w wieku 18-66 lat (6 mężczyzn i 10 kobiet) z omdleniami (minimum 3) w wywiadzie, kwalifikowanych do testu pochyleniowego. U wszystkich wykonano test pochyleniowy (50 min./60 st. 30 min test bierny + 20min po podaniu 0,25mg nitrogliceryny podjęzykowo). W trakcie badania dokonywano sfignomanometrycznego pomiaru ciśnienia tętniczego oraz zapisu EKG, a także zapisu echokardiograficznego na taśmie magnetowidowej VHS (aparat HP Sonos 2000 i Sonos 1000 głowica 2,5MHz). Dla uzyskania lepszej jakości obrazu badany był ułożony w pozycji na lewym boku (wałek pod prawym bokiem), taką też rotację utrzymywano po pionizacji.

Badanych podzielono na 2 grupy po 8 osób. W pierwszej grupie ocenę echokardiograficzną 2D przeprowadzano wykorzystując projekcję koniuszkową czterojamową - dokonywano oceny objętości

końcowoskurczowej, końcoworozkurczowej. Jako końcoworozkurczową oceniano objętość LK odpowiadającą załamkowi Q EKG, jako końcowoskurczową minimalną rejestrowaną, co korespondowało z końcem załamka T [3]. W drugiej grupie dokonywano oceny funkcji skurczowej LK wykorzystując pomiary w M-mode w projekcji przymostkowej w osi długiej - wymiar końcowoskurczowy (na szczycie ruchu przegrody międzykomorowej ku dołowi), wymiar końcoworozkurczowy (na wysokości załamka Q równoległego zapisu EKG) oraz oceniano nachylenie ruchu tylnej ściany lewej komory w czasie skurczu w M-mode (LVPW-slope) [4]. W M-mode dla uzyskania maksymalnej dokładności pomiaru wykorzystywano maksymalny *sweet* -100 mm/sek i maksymalny zoom. Pomiary wykonywano w miejscu typowym, tj. ok. 1 cm poniżej podstawy tylnego płata zastawki mitralnej, uwzględniając - zgodnie z zaleceniami ASE - pierwszą krawędź echa endokardium [5].

W obu grupach badanie echokardiograficzne wykonywano wstępnie w pozycji horyzontalnej - przed pionizacją, w 2 minuty po pionizacji oraz co 5 minut do czasu zakończenia badania.

Analizy dokonywano dwukrotnie z zapisu na taśmie magnetowidowej, po zakończeniu badania - w grupie pierwszej, w grupie drugiej dokonywano pomiarów w trakcie badania.

Wyniki

Porównywano wyniki dwóch kolejnych pomiarów w obu grupach uzyskując dużą zgodność w grupie drugiej, natomiast pomiary w grupie pierwszej wykonywane przez tego samego badacza z tego samego zapisu magnetowidowego różniły się istotnie.

Oceniono, że w badaniu M-mode średnie wartości LVPW slope 1 i 2 wynoszą $58,12 \pm 11,29$ i $58,14 \pm 10,85$. Obydwie te wartości nie różniły się istotnie statystycznie. Podobnie kształtowały się wartości LKs 1+2 i LKr 1+2. Średnie wartości pomiędzy pomiarami nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej i wynosiły odpowiednio: $23,93 \pm 4,79$ (LKs1), $24,12 \pm 4,63$ (LKs2) oraz $41,61 \pm 7,28$ (LKr1) i $41,89 \pm 7,23$ (LKr2). Ale analiza powyższych pomiarów, charakterystycznych dla M-mode w czasie trwania testu pochyleniowego ujawniła istotną zależność ($p=0,045$) dla parametru określającego nachylenie ruchu tylnej ściany lewej komory serca (LVPW). Parametr ten na początku testu wynosił średnio $48,06 \pm 10,6$ zaś na jego końcu $63,56 \pm 9,76$. Takiej

zależności nie stwierdzono dla parametrów opisujących wymiary lewej komory, tak skurczowego (LKs), jak i rozkurczowego (LKr).

Ponadto dwóch pacjentów z grupy pierwszej wykluczono z badania, ponieważ obraz echokardiograficzny uzyskany w czasie TP nie nadawał się do interpretacji.

Natomiast w badaniu echo 2D oceniano kolejno objętości lewej komory - końcowo skurczową ((SV) i końcowo rozkurczowe (DV). W badaniu M-mode średnie wartości LVPW slope 1 i 2 wynoszą $58,12 \pm 11,29$ i $58,14 \pm 10,85$. Obydwie te wartości nie różniły się istotnie statystycznie. Podobnie kształtowały się wartości LKs 1+2 i LKr 1+2. Średnie wartości pomiędzy pomiarami nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej i wynosiły odpowiednio: $23,93 \pm 4,79$ (LKs1), $24,12 \pm 4,63$ (LKs2) oraz $41,61 \pm 7,28$ (LKr1) i $41,89 \pm 7,23$ (LKr2). Ale analiza powyższych pomiarów, charakterystycznych dla M-mode w czasie trwania testu pochyleniowego ujawniła istotną zależność ($p=0,045$) dla parametru LVWP określającego nachylenie ruchu tylnej ściany lewej komory serca $48,06 \pm 10,62$ dla parametru wyjściowego (przed testem) i $63,56 \pm 9,76$ dla parametru w czasie omdlenia wazowagalnego ($p<0,05$).

Dyskusja

Trudno dyskutować o wyższości badania M-mode nad 2 D. Są jednak sytuacje, w których M-mode taką przewagę wykazuje i chociaż to badanie już nie jest tak ważne, jak było kilkanaście lat temu, wiele ilościowych pomiarów jest nadal wykonywanych w M-mode, zwłaszcza że przy wykorzystaniu 2 D można precyzyjnie zlokalizować i ukierunkować wiązkę M-mode [6]. Dzięki wysokiej rozdzielczości osiowej badanie M-mode pozwala na dokładną analizę szybko poruszających się struktur [7]. Między innymi pozwala zarejestrować zmiany w ruchu ścian komory, a ruchy tylnej ściany lewej komory, które oceniano pod kątem gwałtowności skurczu, najlepiej obrazuje echo jej endokardium w M-mode [5].

Kolejną zaletą badania M-mode w projekcji przymostkowej jest lepsza stabilność obrazu.

Obraz z projekcji koniuszkowych jest mniej stabilny - zwłaszcza wpływ oddychania na stabilność obrazu jest wyraźny, co u w przypadku badania w czasie TP ma duże znaczenie [8].

Znalazło to odbicie w jakości obrazu u badanych pacjentów. Pomiary w M-mode dokonywane były

Tabela 1. Porównanie pomiarów uzyskanych w grupie 2 – M-mode

Pacjent	czas	LVPW slope 1 (mm/sec)	LVPW slope 2 (mm/sec)	LKs 1 (mm)	LKs 2 (mm)	LKr 1 (mm)	LKr 2 (mm)
A.B.	przed	64	63	27	27	48	47
	2'	79	76	24	25	44	46
	5'	67	68	23	24	42	43
	10'	75	73	20	21	42	42
	15'	84	82	18	20	38	40
	20'	70	71	20	20	39	40
	25'	75	75	20	19	40	39
	30'	70	69	22	21	39	40
	35'	84	84	19	19	37	38
M.Ż	przed	56	54	31	31	51	50
	2'	53	53	30	31	49	50
	5'	54	53	28	28	49	48
	10'	56	55	28	27	48	48
	15'	62	63	26	27	46	46
	20'	65	65	26	26	45	46
	25'	61	63	25	26	46	46
	30'	64	64	25	26	45	46
	35'	79	78	21	22	43	43
D.Z.	przed	41	40	32	32	49	49
	2'	38	40	30	31	47	49
	5'	46	45	28	29	47	47
	10'	50	48	28	28	46	47
	15'	54	53	29	28	45	45
	20'	51	53	29	29	43	44
	25'	57	57	27	28	43	44
	30'	50	52	28	27	44	44
	35'	64	62	25	24	37	38
M.R.	przed	39	39	31	31	46	45
	2'	69	68	23	24	41	41
	5'	63	65	23	23	40	40
	10'	69	70	23	24	41	40
M.H.	przed	57	57	27	26	47	47
	2'	60	61	25	24	44	45
	5'	54	55	24	24	44	44
	10'	67	66	25	24	44	44
	15'	67	68	25	24	44	43
	20'	69	68	26	25	44	44
	25'	66	68	25	26	43	44
	30'	66	66	24	25	43	43
	35'	71	70	22	23	42	41
	40'	66	65	21	22	41	41
45'	65	66	20	21	36	38	
J.M.	przed	48	49	26	25	45	45
	2'	63	62	21	22	40	39
	5'	71	69	22	21	39	39
	10'	62	63	22	23	39	38
	15'	63	63	20	21	37	39
20'	62	62	22	21	37	37	

	25'	57	56	22	22	37	38
	30'	61	60	22	23	37	37
	35'	76	75	15	16	29	29
	40'	72	73	14	15	29	29
	45'	59	60	17	17	31	32
	50'	55	55	17	17	32	31
B.Ł.	przed	37	38	22	21	38	37
	2'	56	56	20	20	32	33
	5'	56	55	20	19	34	34
	10'	42	44	19	19	30	32
	15'	46	45	19	19	30	30
	20'	48	48	18	19	30	31
	25'	49	48	18	18	30	30
	30'	49	49	18	18	30	31
	35'	60	58	17	18	28	28
	40'	48	50	16	17	27	28
	45'	48	49	16	17	28	28
	50'	41	43	16	17	30	29
A.L.	przed	42	44	32	30	54	54
	2'	37	39	32	32	54	55
	5'	43	44	32	33	53	53
	10'	47	46	32	32	53	54
	15'	46	46	32	33	53	53
	20'	49	51	30	30	54	53
	25'	58	56	28	29	51	52
	30'	54	55	30	29	53	52
	35'	64	63	25	26	47	49
	40'	48	50	27	26	47	48
	45'	50	48	28	27	48	48
	50'	50	52	27	28	48	48

Tabela 2. Wyniki pomiarów pacjentów z grupy 1 – echo 2 D

Pacjent	czas	SV 1 (ml)	SV 2 (ml)	DV 1 (ml)	DV 2 (ml)
R.M.	przed	59	58	153	142
	2'	55	60	135	144
	5'	61	52	132	148
	10'	55	49	130.	137
	15'	52	59	140	131
	20'	49	56	129	137
	25'	57	48	134	139
	30'	39	47	126	137
	35'	44	49	135	128
	40'	46	53	131	138.
K.M.	przed	60	52	128	117
	2'	58	52	117	123
	5'	57	51	127	118
	10'	53	57	110	120
	15'	58	52	126	112
	20'	49	55	98	111
	25'	52	48	104	92
	30'	52	58	106	112
	35'	57	50	120	111

	40'	48	56	104	116
	45'	54	57	108	117
	50'	47	56	107	112
B.Ch.	przed	31	30	81	77
	2'	33	44	81	85
	5'	44	42	89	84
	10'	43	36	74	76
	15'	39	47	73	77
	20'	33	35	70	74
	25'	37	33	86	74
	30'	38	35	77	75
	35'	30	35	79	69
	40'	35	31	75	75
JB	przed	48	40	90,5	92,6
	2'	46	43	87	92
	5'	37	44	83	88
	10'	40	45	86	80
	15'	44	40	90	83
	20'	49	42	83	90
	25'	43	48	89	82
	30'	40	42	86	80
MZ	przed	34	38	78	85
	5'	32	36	82	90
	10'	36	30	86	83
	15'	32	38	80	86
	20'	33	38	82	80
TM	przed	49	54	123	130
	2'	48	54	128	124
	5'	50	49	120	116
	10'	44	52	127	125
	15'	42	49	127	120
	20'	47	54	118	131
	25'	50	41	126	122
	30'	44	51	121	134
	35'	40	49	129	122
	40'	47	37	131	124
	45'	48	44	122	130
	50'	45	49	118	127

z łatwością, natomiast ocena objętości LK u badanych z grupy 1 sprawiała trudności. Dwóch pacjentów w tej grupie wykluczono z badania, gdyż obraz echokardiograficzny nie nadawał się do interpretacji.

Podobne były wyniki badań innych autorów (Bellenger i wsp.) porównujące możliwości oceny funkcji skurczowej LK - dobrą jakość obrazu, nadającą się do interpretacji, miało 86% echokardiogramów uzyskanych w M-mode, a 69% w 2D [8].

Ograniczeniem badania M-mode jest to, że jest ono czasami limitowane oknem akustycznym [5].

W czasie pionizacji istniała niekiedy konieczność zmiany okna akustycznego dla uzyskania właściwego obrazu w projekcji przymostkowej. Echo 2 D pozwala uniknąć skośnych projekcji, które zawyżają wymiar LK- zwłaszcza, gdy trzeba umieścić głowicę w dolnych przestrzeniach międzyżebrowych [9]. Nie spotkaliśmy się natomiast w badanej grupie chorych z problemem braku okna akustycznego dla właściwych pomiarów w M-mode.

Zmiana pozycji ciała nie powoduje zmienności w pomiarach wymiarów LK pod warunkiem, że prze-

strzenna orientacja pomiędzy sercem i głowicą jest stała. Różne doniesienia sugerują, że pozycja ciała może powodować zmiany w pomiarach, jeśli ustawienie głowicy względem badanego obiektu zmienia się [10].

Kolejnym teoretycznym ograniczeniem pomiaru w M-mode mógłby wydawać się fakt, że w związku z ruchem podstawy serca w czasie skurczu w kierunku koniuszka, wiązka M-mode przechodzi w skurczu i rozkurczu LK przez różne części jej ścian. Dla celów tego badania nie ma to jednak większego znaczenia, gdyż wymiar skurczowy i rozkurczowy LK pozostają w relacji umożliwiającej ocenę funkcji skurczowej LK w kolejnych pomiarach w czasie TP.

Natomiast w związku z tym, że skurcz LK dokonuje się głównie wzdłuż osi krótkiej, pomiar w M-mode i uzyskane tą metodą wymiary LK w linii zbliżonej do osi krótkiej oraz wyliczona dzięki tym wymiarom frakcja skracania (FS), bywa w ocenie funkcji skurczowej LK bardzo przydatna, a czasami nawet lepsza od frakcji wyrzutowej [5]. Oczywiście dotyczy to pacjentów, u których nie stwierdza się odcinkowych zaburzeń kurczliwości. Badani przez nas pacjenci nie mieli odcinkowych zaburzeń kurczliwości.

Największy problem w badaniu 2 D w projekcji koniuszkowej sprawiała identyfikacja granic wsierdzia w kolejnych cyklach pracy serca. Jakość obrazu, możliwość wyznaczenia granic pola zależą od wzmocnienia intensywności echa, gdyż rozdzielczość boczna od niego zależy. Aby uzyskać optymalny do pomiarów 2 D obraz należy używać minimalnego wzmocnienia niezbędnego dla uzyskania wszystkich wymaganych ech.

Im bardziej zogniskowana wiązka - tym mniejszy problem z uzyskaniem dobrej rozdzielczości [5]. Niestety, aby dokonać pomiaru powierzchni i objętości, a także frakcji wyrzutowej LK, wykorzystując projekcję koniuszkową czterojamową, nie można tak bardzo zogniskować wiązki, traci przy tym rozdzielczość obrazu. W związku z tym obserwuje się często brak ciągłości echa wsierdzia (dropout of echo information) [5], co stanowi główny problem przy próbach dokonania pomiarów objętości LK przy użyciu badania dwuwymiarowego w projekcji koniuszkowej - zwłaszcza w sytuacji, gdy już wstępnie uzyskany obraz z uwagi na szczególne warunki badania nie jest technicznie dobry. Co prawda techniki cyfrowe pozwalają zredukować echo dropout, ale problem z idealną wizualizacją wsierdzia w projekcjach koniuszkowych występuje nadal. Problem ten (echo dropout) jest mniejszy przy

projekcjach przymostkowych, z uwagi na wykorzystywaną tu głównie rozdzielczość osiową [5].

Nowe możliwości w ocenie funkcji skurczowej LK daje tkankowa echokardiografia dopplerowska z użyciem metody Dopplera kolorowego. Ma ona wiele potencjalnych zalet w porównaniu z konwencjonalnymi echokardiograficznymi technikami obrazowymi.

Technika ta dostarcza bezpośrednich informacji o ruchu całego mięśnia sercowego i jego kurczliwości. Ponadto pomiary kierunku i szybkości ruchu mięśnia sercowego przy użyciu tkankowej echokardiografii dopplerowskiej są mniej zależne od jakości obrazu echokardiograficznego, tj. od czytelności obrazu (dobrej rozdzielczości) granic wsierdzia i osierdzia [11]. Niestety nie mieliśmy możliwości oceny tej techniki w naszym badaniu.

Mała powtarzalność pomiarów w grupie pierwszej może wynikać również z faktu, że dokonując pomiarów w echu dwuwymiarowym łatwo można doprowadzić do skrócenia wymiaru osi długiej LK poprzez dokonywanie go nie z koniuszka, tylko z jego okolicy.

Wymaga to szczególnej uwagi, co w przypadku pacjenta w czasie TP nie jest łatwe. Chory taki hipertyluje, zmienia pozycję, w związku z czym prawdopodobieństwo uzyskiwania projekcji z okolic koniuszka w kolejnych cyklach pomiarów jest duże.

W grupie drugiej możliwość dokonywania pomiarów z obrazu M-mode, zarejestrowanego na ekranie w czasie badania, likwidowała ryzyko popełnienia błędnych pomiarów w związku z niewłaściwą rekaliibracją. Takie ryzyko istniało przy dokonywaniu odczytów z taśmy magnetowidowej VHS w grupie pierwszej.

Obraz M-mode rejestrujący kilka cykli pracy serca umożliwia wykonanie dokładnych pomiarów wymiarów LK w odpowiedniej fazie cyklu pracy serca.

Ponadto rejestracja kilku cykli pracy serca M-mode umożliwia mierzyć LK w wybranej fazie cyklu oddechowego, co eliminuje zmienność wymiarów zależną od oddychania (wdechowe zmniejszenie wymiaru LK zależne od przemieszczenia przegrody międzykomorowej w związku ze zwiększeniem objętości prawej komory) [12,13]. W zarejestrowanym obrazie 2 D rozróżnienie faz cyklu oddechowego jest bardzo trudne.

Dodatkową korzyścią przy użyciu wymiarów liniowych (mm, cm) i FS do oceny sekwencyjnie dokonywanych pomiarów funkcji skurczowej LK jest to, że przy ich ocenie eliminuje się ryzyko potęgowania błędów

kolejnych pomiarów, które występuje przy obliczaniu objętości (cm^3) i EF do tego celu [14].

Wnioski

Ocena echokardiograficzna funkcji skurczowej lewej komory w czasie testu pochyleniowego jest utrudniona z powodu nietypowej pozycji pacjenta, braku jego współpracy w czasie badania oraz z powodu hyperwentylacji i tachykardii obserwowanych w czasie TP.

Jakość obrazów uzyskiwanych w projekcji przy-mostkowej jest lepsza u tych pacjentów, a pomiary wykonywane w M-mode w tej projekcji wykazują większą powtarzalność niż pomiary w 2 D z projekcji koniuszkowych, stąd uzyskane w badaniu M-mode wymiary lewej komory i obliczona frakcja skracania są

przydatne w ocenie echokardiograficznej LK w czasie TP i bardziej wiarygodne niż parametry uzyskane z badania 2 D w projekcji koniuszkowej.

Dodatkowo w projekcji tej w M-mode można dokonać pomiaru LVPW slope – parametru, który wydaje się być optymalnym do oceny gwałtowności skurczu (uwzględnia czas), odpowiedzialnej za pobudzenie mechanoreceptorów LK i wyzwolenie odruchu wazowagalnego.

Adres do korespondencji:

Dariusz Kozłowski
Klinika Kardiologii i Elektroterapii Serca
Akademia Medyczna w Gdańsku
80-211 Gdańsk, ul. Dębinki 7
E-mail: dkozl@amg.gda.pl

Piśmiennictwo

1. Yamanouchi Y. Changes in left ventricular volume during head-up tilt in patients with vasovagal syncope. An echocardiographic study. *Am Heart J* 1998; 13(1): 73-80.
2. Lee TM.: Excessive myocardial contraction in vasovagal syncope demonstrated by echocardiography during head-up tilt test. *Clin Cardiol* 1996; 19:137-40.
3. Schiller NB. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1989; 2: 258-67.
4. Committee on M-mode standarization of the American Society of Echocardiography: Results of a survey of echocardiographic measurements. *Circulation* 1978; 58:1072-83.
5. Feigenbaum H. *Echocardiography*. Lea&Febiger 1994.
6. Hagan AD. *Two dimensional echocardiography clinical-pathological correlations in adult and congenital heart disease*. Boston/Toronto: Little, Brown and Company; 1983.
7. Roelandt J. R.T.C. Seeing the heart; the success story of cardiac imaging. *Eur Heart J* 2000; 21(16):1282-4.
8. Bellenger NG. Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J* 2000; 21(16):1387-96.
9. Felner JM. Sources of variability in echocardiographic measurements. *Am J Cardiol* 1980; 45: 995.
10. Wong M. Reproducibility of left ventricular internal dimensions with M-mode echocardiography: Effect of heart size, body position and transducer angulation. *Am J Cardiol* 1981; 47: 1068.
11. Palka P. *Echocardiographic assessment of myocardial diseases by Doppler myocardial imaging*. Warszawa: I.K; 1999.
12. Brenner J. Effect of phasic respiration on left ventricular dimension and performance in a normal population: An echocardiographic study. *Circulation* 1978; 57: 122.
13. De Maria AN. Systemic correlation of cardiac chamber size and ventricular performance determined with echocardiography and alterations in heart rate in normal persons. *Am J Cardiol* 1979; 43:1.
14. Folland ED. Assessment of left ventricular ejection fraction and volumes by real time two dimensional echocardiography. *Circulation* 1979; 60: 760-6.