

Submitted: 15.07.2015  
Accepted: 05.10.2015

## Physiological basis in the assessment of myocardial mechanics using speckle-tracking echocardiography 2D. Part II

Fizjologiczne podstawy oceny mechaniki mięśnia serca przy użyciu techniki śledzenia markerów akustycznych 2D. Część II

Wojciech Mądry, Maciej Aleksander Karolczak

*Department of Cardiac and General Pediatric Surgery, Warsaw Medical University  
Independent Public Paediatric Clinical Hospital in Warsaw, Poland*

*Correspondence: Wojciech Mądry, MD, Department of Cardiac and General Pediatric Surgery, Warsaw Medical University, Independent Public Paediatric Clinical Hospital, Działdowska 1, 01-184 Warsaw, Poland, tel.: +48 608 875 391, e-mail: madwoj1@onet.eu*

DOI: 10.15557/JoU.2016.0031

### Key words

ventricular function,  
myocardial strain,  
myocardial  
strain rate,  
speckle tracking  
echocardiography

### Słowa kluczowe

funkcja komór serca,  
odkształcenie  
mięśnia serca,  
tempo odkształcenia  
mięśnia serca,  
echokardiograficzna  
metoda śledzenia  
markerów  
akustycznych

### Abstract

In this paper, the authors attempt to concisely present the anatomical and pathophysiological bases as well as the principles for echocardiographic evaluation of mechanical aspects of cardiac function based on speckle tracking method. This technique uses a phenomenon involving the formation of characteristic image units, referred to as speckles or acoustic markers, which are stable during cardiac cycle, on a two-dimensional echocardiographic picture. Changes in the position of these speckles throughout the cardiac cycle, which are monitored and analyzed semi-automatically by a computer system, reflect deformation of both, cardiac ventricle as a whole as well as its individual anatomical segments. The values of strain and the strain rate, as well as the range and velocity of the movement of these markers, which are in close relationship with multiple hemodynamic parameters, can be visualized as various types of charts – linear, two- and three-dimensional – as well as numerical values, enabling deeper insight into the mechanical and hemodynamic aspects of cardiac function in health and disease. The use of information obtained based on speckle tracking echocardiography allows to understand previously unclear mechanisms of physiological and pathophysiological processes. The first part of the study discusses the formation of a two-dimensional ultrasound image and the speckles, as well as the technical aspects of tracking their movement. The second part presents in more detail the methodology of speckle-tracking echocardiography, the characteristic abnormalities of cardiac mechanics presenting in different clinical entities, and the limitations related to given clinical and technical issues.

### Streszczenie

W niniejszej pracy autorzy podejmują próbę zwięzłego przedstawienia anatomicznych i patofizjologicznych podstaw oraz zasad echokardiograficznej oceny mechanicznych aspektów pracy serca w oparciu o metodę śledzenia markerów akustycznych. Metoda ta wykorzystuje zjawisko powstawania w dwuwymiarowym obrazie echokardiograficznym charakterystycznych, niezmiennych się w czasie jednostek obrazowych, określanych mianem plamek lub markerów akustycznych. Zmiany położenia plamek, obserwowane i analizowane pół-automatycznie w trakcie całego cyklu serca przez system komputerowy, odzwierciedlają odkształcenie zarówno całej komory, jak i jej poszczególnych segmentów anatomicznych. Wartości odkształcenia, tempa odkształcenia oraz zakresu i prędkości ruchu markerów, pozostające w ścisłym związku z różnorodnymi parametrami hemodynamicznymi, mogą być prezentowane graficznie jako różnego rodzaju wykresy (liniowe, dwu- i trójwymiarowe)

oraz wartości liczbowe, co umożliwia pogłębiony wgląd w mechaniczne i hemodynamiczne aspekty funkcji serca w stanach zdrowia i choroby. Wykorzystanie informacji płynących ze śledzenia markerów akustycznych umożliwia zrozumienie dotychczas niejasnych procesów fizjologicznych i patofizjologicznych. W pierwszej części pracy omówiono powstawanie ultrasonograficznego obrazu dwuwymiarowego i markerów akustycznych oraz techniczne aspekty analizy ich ruchu. W drugiej części przedstawiono bardziej szczegółowo metodykę badania za pomocą techniki śledzenia markerów akustycznych, omówiono charakterystyczne zaburzenia mechaniki mięśnia serca w różnych stanach klinicznych, a także wskazano ograniczenia metody spowodowane kwestiami technicznymi oraz problemami występującymi specyficznie w niektórych chorobach.

## Carrying out the procedure

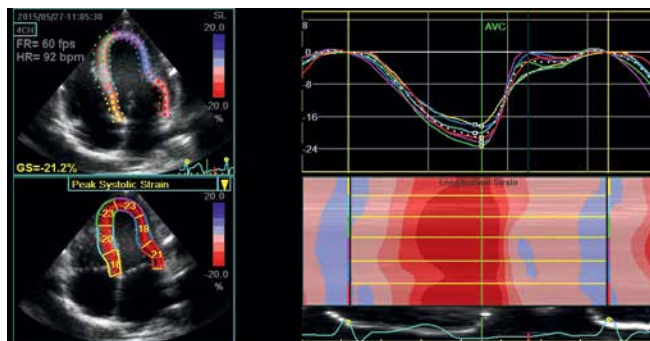
Two-dimensional speckle tracking technique allows for an assessment of changes in the position of the individual speckles (acoustic markers) on the surface of an imaging sector, therefore an analysis of several sections perpendicular to each other is necessary to obtain complete information on the three-dimensional mechanics of a given heart chamber. Analysis of left ventricular function requires optimal two-dimensional images that allow for an assessment of the individual motion components in three basic apical views: four-chamber, two-chamber and a view of LV in the long axis, as well as transverse views: visualizing LV at the level of mitral valve cusps, at the level of papillary muscles and in the apical region<sup>(1-3)</sup>. The highest possible frame rate (most authors recommend values above 60 frames/sec, and in case of tachycardia – higher values, which in turn requires the use of the narrowest possible angle of image sector – only slightly wider than the structure examined<sup>(4-7)</sup>) should be used for the most accurate and smooth tracking of the movement of individual speckles. Optimal visualization of epicardium and endocardium as well as elimination of all image artifacts that could imitate the actual speckles and impair the analysis of their movement, seems necessary<sup>(2,8)</sup>. Finally, maximum stability of the position of the examined structure inside the image should be achieved to avoid the ‘loss’ of its fragments due to heart dislocation relative to chest walls. A region of interest is selected on the registered image using a special cursor, i.e. the borders of endocardium and epicardium, ventricular wall and the septum are delineated as accurately as possible, excluding the pericardium from the examined region. Once the appropriateness of the selected boundaries of the examined area is approved, the area is automatically divided by the system into six segments corresponding to left ventricular segments, and an analysis is performed. The obtained results are presented in the form of line graphs for the movement parameters of the individual segments (graph for each segment is presented in a different color) and larger regions in the course of the cardiac cycle, two-dimensional color maps of movement overlaid on the basic image, two-dimensional diagrams showing the movement of segments on the background of the whole ventricle and, finally, multiple numerical values of the individual evaluated parameters<sup>(1-3)</sup> (Fig. 1).

It is also possible to calculate the ejection fraction and the stroke volume based on the combined analysis of the individual sections. Segments whose movement could not be properly traced are excluded from the analysis, which is displayed by the system on the appropriate charts. This al-

## Przeprowadzenie badania

Technika śledzenia markerów akustycznych oparta na prezentacji dwuwymiarowej umożliwia ocenę zmiany położenia poszczególnych markerów na płaszczyźnie sektora obrazowego, dlatego w celu uzyskania kompletnej informacji o trójwymiarowej mechanice danej jamy serca konieczne jest przeprowadzenie analizy kilku prostopadłych do siebie przekrojów. Badając funkcję lewej komory, należy uzyskać optymalne dwuwymiarowe obrazy umożliwiające ocenę poszczególnych składowych ruchu w trzech podstawowych projekcjach koniuszkowych: czterojamowej, dwujamowej i obrazującej LV w osi długiej, a także w poprzecznych: obrazującej LV na poziomie płatków zastawki mitralnej, na poziomie mięśni brodawkowatych i w okolicy koniuszka<sup>(1-3)</sup>. Aby uzyskać jak najbardziej precyzyjne i płynne śledzenie ruchu poszczególnych markerów, powinno się stosować jak najwyższą częstotliwość bramkowania (*frame rate*) (większość autorów zaleca wartości przekraczające 60 kl/s, a w przypadku tachykardii – wyższe wartości, co z kolei wymaga zastosowania możliwie najmniejszego kąta sektora obrazowego – jedynie minimalnie szerszego niż badana struktura<sup>(4-7)</sup>). Należy dążyć do optymalnej wizualizacji wsierdzia i nasierdzia oraz eliminacji wszelkich artefaktów obrazowych, mogących imitować rzeczywiste plamki i zaburzać analizę ich ruchu<sup>(2,8)</sup>. Należy wreszcie dążyć do maksymalnej stabilności położenia badanej struktury wewnątrz obrazu, tak aby uniknąć „zgubienia” jej fragmentów na skutek przemieszczania się serca względem ścian klatki piersiowej. Na zarejestrowanym obrazie dokonuje się przy pomocy specjalnego kursora wyboru obszaru zainteresowania, tj. możliwie najdokładniej wyznacza się granice wsierdzia i nasierdzia ścian komory i przegrody międzykomorowej, unikając przy tym włączenia osierdzia do badanej strefy. Po zatwierdzeniu adekwatności wyboru granic obszaru badanego system automatycznie dzieli ten obszar na sześć segmentów, odpowiadających segmentom lewej komory, i przeprowadza analizę. Uzyskane wyniki są prezentowane w formie liniowych wykresów parametrów ruchu poszczególnych segmentów (wykres odnoszący się do każdego segmentu przedstawiany jest innym kolorem) oraz większych regionów w przebiegu cyklu serca, dwuwymiarowych kolorowych map ruchu nałożonych na obraz podstawowy, dwuwymiarowych schematów obrazujących ruch segmentów na tle całości komory i wreszcie wielorakich wartości liczbowych poszczególnych badanych parametrów<sup>(1-3)</sup> (ryc. 1).

Możliwa jest także kalkulacja frakcji wyrzutowej i objętości wyrzutowej w oparciu o łączną analizę poszczególnych przekrojów. Segmenty, których ruchu nie udało się właściwie



**Fig. 1.** A typical example of graphical presentation of basic data obtained in the analysis of longitudinal strain. Four images are presented in the figure: 1) ROI divided into segments and laid on the two-dimensional image of the left ventricle in the four-chamber apical view; 2) peak systolic strain values on the image of each segment; 3) color-coded line graphs for strain of each segment – the colors correspond to the segments in the two-dimensional image – and a white dotted graph for averaged global strain of the left ventricle; 4) a two-dimensional ribbon graph illustrating the strain of all segments during the cardiac cycle. The ribbon graph illustrates the course of strain in the following segments – basal – septal (at the top of the graph) – middle segments – apical (in the center) – up to the lateral segment located at the bottom of the graph. Ribbons corresponding to the individual segments are color-coded and separated by horizontal lines. The points of peak strain for each segment as well as the global strain are highlighted using small, white squares

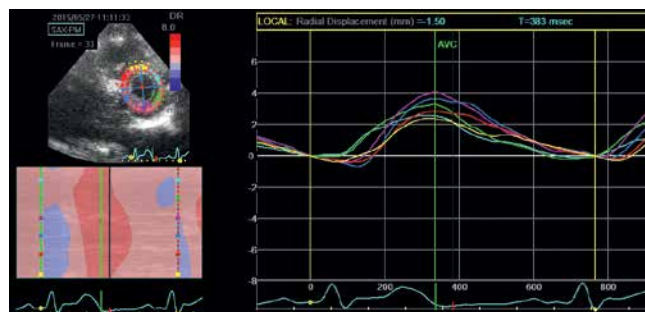
**Ryc. 1.** Typowy przykład prezentacji graficznej podstawowych danych uzyskiwanych w trakcie analizy odkształcenia podłużnego. Na rycinie zawarte są cztery obrazy: 1) ROI z podziałem na segmenty naniesiony na obraz dwuwymiarowy lewej komory w projekcji czterojamowej koniuszkowej; 2) wartości szczytowego odkształcenia skurczowego (peak systolic strain) naniesione na obraz każdego z segmentów; 3) kolorowe wykresy liniowe odkształcenia każdego z segmentów – w kolorach odpowiadających oznaczeniom każdego z segmentów na obrazie dwuwymiarowym – oraz biały, kropkowy wykres odpowiadający uśrednionemu globalnemu odkształceniu lewej komory; 4) dwuwymiarowy wykres wstęgowy obrazujący przebieg odkształcenia wszystkich segmentów w trakcie cyklu. Na wykresie wstęgowym zobrazowany jest przebieg odkształcenia segmentów w kolejności od podstawnego – przegrodowego (na górze wykresu) – poprzez segmenty środkowe – koniuszkowe (położenie centralne) – aż po podstawny boczny, umieszczony w dolnej części wykresu. Wstęgi odpowiadające poszczególnym segmentom są oznaczone odpowiednimi kolorami i oddzielone od siebie poziomymi liniami. Punkty szczytowego odkształcenia każdego z segmentów oraz odkształcenia globalnego są wyróżnione małymi, białymi kwadratami

lows for a manual adjustment of borders of the region of interest or rejection of inadequate sections and a reacquisition of the same view in the case of failure to achieve an adequate quality of results. Then it is possible to continue further processing of the obtained results, allowing for an assessment of the spatial differences in the kinetics of the individual myocardial regions, which is used in the diagnosis of segmental systolic dysfunction or systolic asynchrony in various diseases unrelated to focal damage, e.g. in patients after surgeries of complex congenital heart defects. The presence of characteristic changes in the curves of movement dynamics in various disease states, such as ischemic heart disease, pulmonary and systemic arterial

prześledzić, są wyłączone z analizy, o czym system informuje na odpowiednich wykresach. Dzięki temu możliwe jest ręczne poprawienie granic obszaru zainteresowania lub, gdy nie udaje się uzyskać wyników wystarczającej jakości, odrzucenie nieadekwatnego przekroju i powtórzenie akwizycji tej projekcji. Następnie możliwe jest dalsze opracowywanie uzyskanych wyników, pozwalające na ocenę przestrzennych różnic kinetyki poszczególnych obszarów mięśnia serca, co znajduje zastosowanie w diagnostyce zaburzeń funkcji skurczowej odcinkowej lub asynchronii skurczu w różnych stanach chorobowych niezwiązanych z ogniskowym uszkodzeniem, np. u pacjentów po operacjach złożonych wrodzonych wad serca. Dzięki występowaniu charakterystycznych zmian przebiegu krzywych dynamiki ruchu w różnych stanach chorobowych, takich jak choroba niedokrwienna serca, nadciśnienie płucne i tętnicze systemowe, kardiomiopatie itd., możliwe jest ich rozpoznawanie, ocena stopnia zaawansowania i monitorowanie przebiegu leczenia w oparciu o powtarzane badania STE.

## Podstawowe parametry funkcji mięśnia serca, których analiza jest możliwa dzięki STE

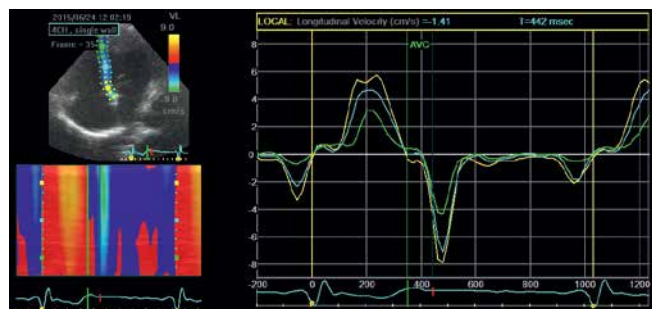
**Przemieszczenie (displacement, D)** – parametr określający dystans, który analizowany fragment serca – marker akustyczny – pokonuje pomiędzy dwiema kolejnymi klatkami obrazowymi oraz w całym zadanym okresie obserwacji. Wartość przemieszczenia jest wyrażana w jednostkach długości (cm)<sup>(1-3)</sup> (ryc. 2).



**Fig. 2.** Displacement (D) – the parameter specifies the distance travelled by the analyzed cardiac fragment (acoustic marker) between two subsequent image frames as well throughout the whole period of observation. The value of displacement is expressed in length units (cm). Radial strain is analyzed relative to the midpoint of the left ventricle defined by the intersection of the main axes in LV cross-section. The centripetal motion is red-coded in two-dimensional maps and identified as a positive deflection in line graphs; the centrifugal movement is blue-coded and identified as negative deflection.

**Ryc. 2.** Przemieszczenie, D (displacement) – parametr ten określa dystans, który analizowany fragment serca – marker akustyczny – pokonuje pomiędzy dwiema kolejnymi klatkami obrazowymi oraz w całym zadanym okresie obserwacji. Wartość przemieszczenia wyraża się w jednostkach długości (cm). Składowa radialna jest analizowana względem środkowego punktu lewej komory wyznaczonego przez punkt przecięcia głównych osi w poprzecznym przekroju LV. Ruch dośrodkowy jest kodowany kolorem czerwonym na mapach dwuwymiarowych i jako wychylenie dodatnie na wykresach liniowych; ruch odśrodkowy – kolorem niebieskim i jako wychylenie ujemne





**Fig. 3.** Velocity ( $V$ ) – expresses the speed of the speckle moving: actual or average – in cm/s. For longitudinal strain, the analysis is performed in the apex-base direction. The movement towards the apex is red-coded on two-dimensional maps and identified as positive deflection on line graphs; the movement towards the base is blue-coded and identified as negative deflection. As can be seen on the figure, an assessment of a single wall (septum in this case) or other architectural cardiac fragment, is also possible. Differences in the microcardial velocities in the individual segments are noticeable, with the highest velocities registered in the basal segment and the lowest – in the apical segment. However, maximum values are achieved at very similar time points

**Ryc. 3.** Prędkość,  $V$  (velocity) – wyraża prędkość przemieszczania się markerów akustycznych: chwilową lub średnią – w cm/s. W przypadku składowej podłużnej analiza odbywa się w kierunku koniuszek-podstawa. Ruch skierowany dokoniuszkowo jest kodowany kolorem czerwonym na mapach dwuwymiarowych i jako wychylenie dodatnie na wykresach liniowych; ruch w kierunku podstawy – na niebiesko i jako wychylenie ujemne. Możliwa jest także, tak jak na prezentowanej rycinie, ocena tylko jednej ściany – tu przegrody międzykomorowej – lub innego wybranego fragmentu architektonicznego serca. Zwraca uwagę zróżnicowanie prędkości miokardialnych poszczególnych segmentów – najwyższe są rejestrowane w segmencie podstawnym, najniższe – w koniuszkowym. Wartości maksymalne są jednak osiągane w bardzo zbliżonych punktach czasowych

hypertension, cardiomyopathies, etc. allows for their diagnosis, staging and monitoring of the course of treatment based on repeated STE testing.

## STE – assessable basic parameters of cardiac function

**Displacement (D)** – a parameter specifying the distance travelled by the analyzed cardiac fragment (acoustic marker) between two subsequent image frames as well throughout the whole period of observation. The value of displacement is expressed in length units (cm)<sup>(1-3)</sup> (Fig. 2).

**Velocity, V** – expresses the speed of the speckle moving: actual or average – in cm/s<sup>(1-3)</sup> (Fig. 3).

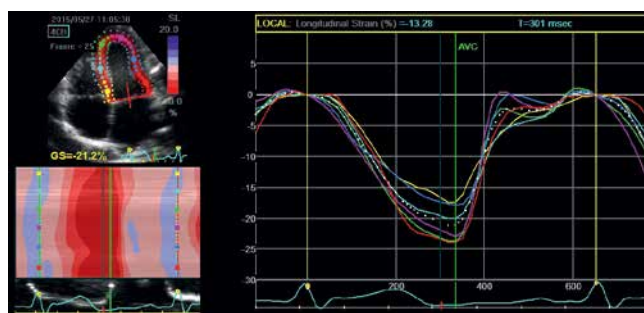
**Strain (S)** – describes deformation as the degree of change in the length of myocardial segment. It is a dimensionless number expressed in percentages or as a fraction of its original value. It may be positive or negative, e.g. is a 10-cm thread is stretched to a length of 12 cm, the strain is +0.2 or +20%; if the thread shrinks to 8 cm, the strain is -0.2 or -20%<sup>(1-3)</sup> (Fig. 4).

**Prędkość (velocity, V)** – wyraża prędkość przemieszczania się markerów akustycznych: chwilową lub średnią – w cm/s<sup>(1-3)</sup> (ryc. 3).

**Odształcenie (strain, S)** – opisuje odkształcenie jako stopień zmiany długości segmentu mięśnia serca. Jest liczbą niemianowaną, wyrażaną w procentach lub jako ułamek wartości wyjściowej. Może mieć wartość dodatnią bądź ujemną – np. jeśli 10-centymetrowa nić zostanie rozciągnięta do długości 12 cm, odkształcenie ma wartość +0,2 lub +20%; jeśli nić skurczy się do długości 8 cm, odkształcenie przybiera wartość -0,2 lub -20%<sup>(1-3)</sup> (ryc. 4).

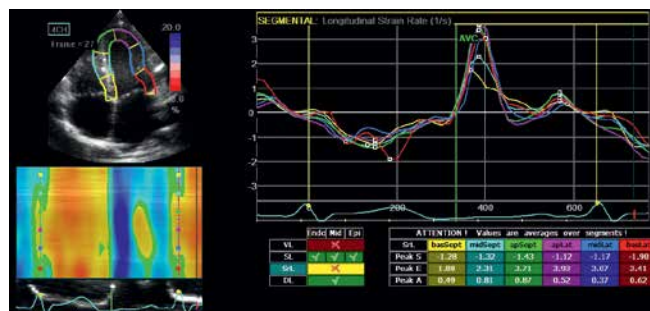
**Tempo odkształcenia (strain rate, SR)** – określa dynamikę odkształcenia, a więc zmianę długości w jednostce czasu, i jest wyrażane w s<sup>-1</sup><sup>(1-3)</sup> (ryc. 5).

Ruch struktur serca odbywa się w przestrzeni, dlatego zarówno dokonane przemieszczenie, jak i prędkość tego przemieszczenia są wektorami, których składowe przestrzenne należy rozpatrywać w układzie współrzędnych  $x$ ,  $y$ ,  $z$  albo względem koordynat anatomicznych jam serca, tj. jako omówione wyżej składowe podłużną, okrężną i radialną, które szczególnie precyzyjnie oddają charakterystykę mechaniki mięśnia lewej komory serca. Podobne zasady odnoszą się do analizy odkształcenia i tempa odkształcenia, które także charakteryzują zmianę kształtu i położenia wybranych obszarów mięśnia serca w przebiegu cyklu. Wyższość  $S$  i  $SR$  nad  $D$  i  $V$  wynika z eliminacji wpływu na wartość tych parametrów tzw. ruchów translacyjnych w efekcie przemieszczania się całego narządu wewnątrz klatki piersiowej, a więc zmiany pozycji serca względem punktu obserwacji – głowicy ultradźwiękowej. Pewną luką w analizie deformacji pozostaje niemożność rozróżnienia



**Fig. 4.** Strain ( $S$ ) – describes deformation as the degree of change in the length of myocardial segment. It is a dimensionless number expressed in percentages or as a fraction of its original value. Line graphs for the course of longitudinal strain in the individual segments as well as averaged global strain and two-dimensional ribbon graph of strain may be seen in the figure

**Ryc. 4.** Odształcenie,  $S$  (strain) – opisuje odkształcenie jako stopień zmiany długości segmentu mięśnia serca. Jest liczbą niemianowaną i wyraża się je w procentach lub jako ułamek wartości wyjściowej. Na zaprezentowanej rycinie widoczne są liniowe wykresy przebiegu podłużnej składowej odkształcenia poszczególnych segmentów oraz uśredniona wartość odkształcenia globalnego, a także wstępowy, dwuwymiarowy wykres odkształcenia



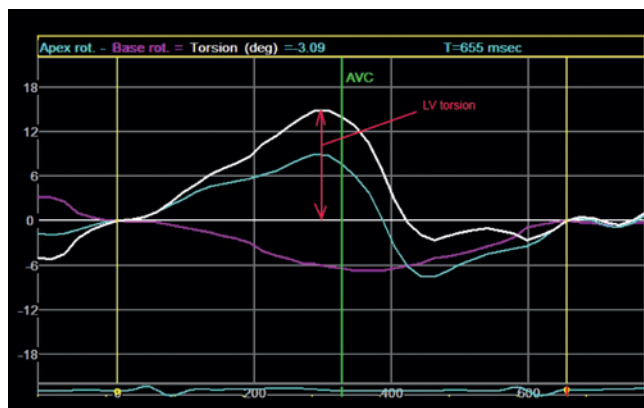
**Fig. 5.** Strain rate (SR) – defines strain dynamics, i.e. change in the length per time unit, and is expressed in  $s^{-1}$ . In addition to the graphs illustrating SR changes during cardiac cycle, a table containing SR at time points of its highest values, i.e. peak systolic velocity (peak S), the phase of rapid ventricular filling (peak E) and peak atrial systolic velocity (peak A), is shown for each of the analyzed segments

**Ryc. 5.** Tempo odkształcenia SR (strain rate) – wyraża dynamikę odkształcenia, a więc zmianę długości w jednostce czasu, i jest wyrażane jako  $s^{-1}$ . Na rycinie oprócz wykresów obrazujących zmiany SR w czasie cyklu przedstawiono także tabelę z wartościami SR w momentach, w których przyjmuje najwyższe wartości, tzn. w szczycie skurczu (peak S), w fazie szybkiego napełniania komór (peak E) i w szczycie skurczu przedsionka (peak A) dla każdego z analizowanych segmentów

**Strain rate (SR)** – defines strain dynamics, i.e. change in the length per time unit, and is expressed in  $s^{-1(1-3)}$  (Fig. 5).

The movement of cardiac structures takes place in the space, therefore both the displacement and the velocity of this displacement are vectors whose spatial components should be investigated in the x, y coordinate system or relative to anatomical heart chamber coordinates, i.e. as the above discussed components: longitudinal, circular and radial, which very precisely reflect the characteristics of left ventricular myocardial mechanics. Similar principles apply to the analysis of strain and strain rate, which are also characterized by a change in the shape and location of selected myocardial areas throughout the cardiac cycle. The superiority of S and SR over D and V results from the elimination of the impact of the so called translation movements due to the dislocation of the whole organ inside the chest, and thus a change in the position of the heart with respect to the observation point – ultrasound probe, on these parameters. The inability to differentiate between active strain (caused by active contraction or relaxation) and passive strain (e.g. as a result of stretching of ventricular portion showing contractile inactivity by segments with maintained systolic function) remains a gap in the analysis of strain. Strain can be considered in relation to the individual segments (segmental strain), layers and, finally, the whole ventricle (global strain), which is calculated by averaging the values of strain in the individual segments<sup>(1-3)</sup>.

The term LV rotation refers to a rotational movement of the left ventricle around its long axis; the value of rotation is expressed in degrees. Normally, the apex and the basis of the



**Fig. 6.** The torsion angle expresses the total range of the opposing LV apical and basal motion as well as the difference (expressed in degrees) between the positions of both these segments at specific time points. As can be seen from the figure, the graph illustrating the clockwise basal left ventricle rotation is violet-coded, the opposing apical rotation in blue-coded, and the torsion angle graph is white. In this case, the maximum torsion angle is  $14^\circ$  (an arrow)

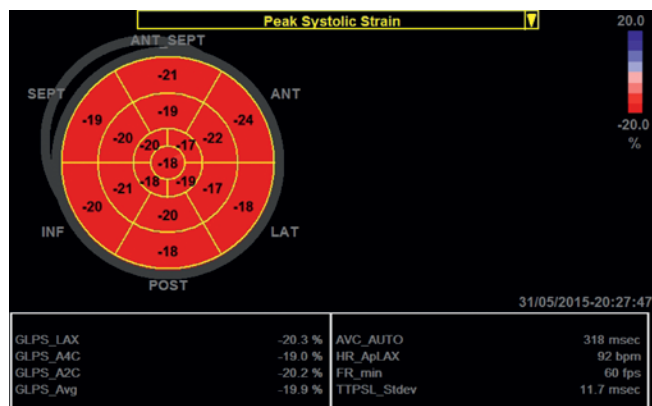
**Ryc. 6.** Kąt obrotu wyraża całkowity zakres przeciwnego ruchu koniuszka i podstawy lewej komory oraz różnicę wyrażoną w stopniach pomiędzy pozycjami osiągniętymi w danej chwili przez oba badane segmenty. Na rycinie wykres zgodnego z ruchem wskazówek zegara obrotu podstawnej części LV jest przedstawiony kolorem fioletowym, przeciwnego obrotu koniuszka – niebieskim, a wykres kąta obrotu – białym. Maksymalny kąt obrotu wynosi w tym przypadku  $14^\circ$  (strzałka)

pomiędzy zniekształceniem czynnym (spowodowanym aktywnym skurczem lub rozkurczem) i biernym (np. w następstwie rozciągania nieaktywnej skurczowo części komory przez segmenty o zachowanej funkcji skurczowej). Odkształcenie może być rozpatrywane w odniesieniu do poszczególnych segmentów (odkształcenie segmentalne), warstw, wreszcie całej komory (odkształcenie globalne), które obliczane jest poprzez uśrednienie wartości odkształcenia poszczególnych segmentów<sup>(1-3)</sup>.

Określenie rotacja LV (obrót) odnosi się do ruchu obrotowego lewej komory wokół jej długiej osi; wartość rotacji jest wyrażana w stopniach. W warunkach prawidłowych koniuszek i podstawa lewej komory obracają się w przeciwnych kierunkach. Całkowity zakres ruchu koniuszka oraz podstawy jest określany jako kąt obrotu (*twist angle*) i także jest wyrażany w stopniach. Termin *torsion* odnosi się do gradientu rotacji wzdłuż długiej osi LV i jest wyrażany w stopniach na cm (dg/cm) (ryc. 6).

## Realizacja badania

Po otwarciu optymalnej projekcji powierzchni wsięrdzia analizowanej komory jest obrysowywana manualnie, a obrys powierzchni nasierdziejowej nanoszony automatycznie przez system, dzięki czemu powstaje obszar, który zostanie poddany analizie (ROI). Po ręcznym naniesieniu poprawek szerokości i kształtu ROI oprogramowanie automatycznie dzieli go na sześć segmentów odpowiadających segmentom LV. Następnie generuje krzywe odkształcenia dla każdego



**Fig. 7.** A simultaneous presentation of the peak longitudinal strain values on a Bull's Eye diagram of all left ventricular segments is a convenient way of graphical representation of systolic function. The diagram is obtained as a result of the analysis of basic apical views: four-chamber, two-chamber and left ventricular long axis view. The diagram is presented in the form of a color-coded map for all segments with the values of peak systolic strain of each segment. Additionally, global strain values for each view and global strain of the whole ventricle, are provided. It is also possible to generate similar diagrams for other investigated parameters

**Ryc. 7.** Wygodnym sposobem graficznego wyrażenia funkcji skurczowej jest jednocześnie przedstawienie wartości szczytowych odkształcenia podłużnego na kołowym schemacie obrazującym wszystkie segmenty lewej komory (bull's-eye). Schemat taki uzyskuje się, analizując podstawowe projekcje koniuszkowe: czterojamową, dwujamową i obrazującą lewą komorę w osi długiej. Schemat jest prezentowany jako kolorowa mapa odkształcenia wszystkich segmentów z naniesionymi wartościami skurczowego odkształcenia szczytowego każdego z segmentów. Dodatkowo podane są wartości globalnego odkształcenia szczytowego dla każdej ze składowych projekcji oraz globalnego odkształcenia całej komory. Możliwe jest też wygenerowanie analogicznych schematów innych badanych parametrów

left ventricle rotate in opposite directions. The total range of apical and basal motion is referred to as the twist angle and also expressed in degrees. The term torsion refers to the gradient in rotation along the long LV axis and is expressed in degrees per cm (Dg/cm) (Fig. 6).

## Performing the examination

After opening the optimal view, the endocardial surface of the analyzed ventricle is outlined manually, and the outline of the epicardial surface is overlaid automatically, by the system, thus forming an area intended for analysis (ROI). After manual adjustment in the width and shape of the ROI, it is automatically divided by the system into six segments corresponding to LV segments. This is followed by generation of strain curves for each of the selected segments. These curves show the strain values for the individual segments as well as global strain values calculated by averaging all the individual values. If the analysis involves all three apical views, the system shows the movement of 17 segments on a bull's-eye display<sup>(3)</sup> (Fig. 7).

z wybranych segmentów. Z tych krzywych można odczytać wartości odkształcenia dla poszczególnych segmentów oraz odkształcenia globalnego poprzez uśrednienie wszystkich wartości cząstkowych. Jeśli przeprowadzana jest analiza wszystkich trzech projekcji koniuszkowych, system generuje kolistą schemat ruchu 17 segmentów (bull's-eye)<sup>(3)</sup> (ryc. 7).

Bezpośrednio możliwe jest także uzyskanie pomiaru czasu od początku cyklu do momentu maksymalnego odkształcenia (time-to-peak strain) oraz indeksu postsystolicznego (wartości odsetkowej odkształcenia postsystolicznego w stosunku do szczytowego odkształcenia każdego z analizowanych segmentów) (ryc. 8 i 9). Oba te parametry są użyteczne w dalszej analizie – w identyfikacji oraz ilościowej ocenie obszarów niedokrwieniowych lub wykazujących asynchronię z innymi powodów.

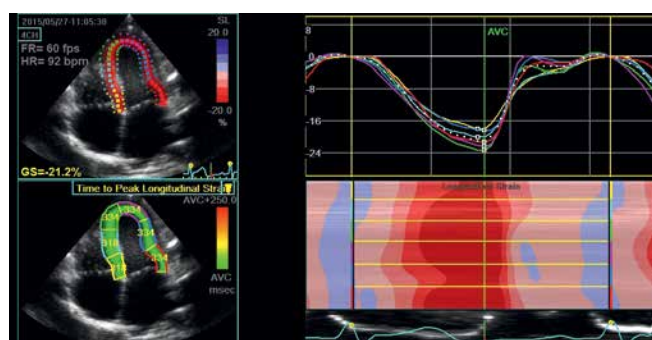
## Analiza krzywych odkształcenia

Czynność serca jest procesem cyklicznym, konieczny jest więc wybór początku cyklu, który będzie stanowił punkt odniesienia dla pomiarów zmiany długości badanych segmentów. Optymalnie powinien to być moment maksymalnego rozciągnięcia włókien mięśniowych, a więc end-diastole, jednak w badaniu echokardiograficznym trudno jednoznacznie wybrać klatkę obrazową adekwatnie odpowiadającą temu zdarzeniu. Zazwyczaj za punkt ten uważa się moment (klatkę obrazową) poprzedzający całkowite zamknięcie się zastawki mitralnej. Alternatywnie za punkt odniesienia można przyjąć początek zespołu QRS, szczyt załamka R, moment, w którym największy jest wymiar lewej komory, wreszcie gdy występuje szczyt (najwyższa dodatnia wartość krzywej) podłużnej składowej odkształcenia globalnego (global strain, GS). Żaden z tych „zamienników” nie jest optymalny, ponieważ w różnych sytuacjach klinicznych, takich jak bloki śródkomorowe, zaburzenia kurczliwości odcinkowej itd., mogą występować znaczne różnice czasowe pomiędzy każdym z tych momentów. W przypadku łącznej analizy kilku projekcji, szczególnie w przypadku zmiennej częstości rytmu serca, czas trwania poszczególnych cykli może znacznie się różnić, co dodatkowo utrudnia optymalny wybór punktu początkowego. Dlatego do analizy należy w miarę możliwości wybierać obrazy rejestrowane przy tej samej częstości rytmu serca<sup>(3)</sup> (ryc. 10).

Punktem odniesienia dla pomiarów odkształcenia jest moment, w którym włókna mięśniowe są maksymalnie rozciągnięte, a więc najdłuższe, dlatego S skurczowe obserwowane w trakcie badania na skutek skracania się włókien przyjmuje wartości ujemne.

Kolejny punkt czasowy wymagający precyzyjnego określenia to moment zakończenia skurczu (end-systole), ponieważ wtedy spodziewana jest maksymalna deformacja miokardium, a więc największa wartość S. Punkt ten wyznacza się poprzez zamknięcie zastawki aorty (aortic valve closure, ACC), które może zostać zidentyfikowane z użyciem dopplera impulsowego, dzięki zarejestrowaniu kilku obrazów w projekcji podłużnej przymostkowej lub koniuszkowej; można też użyć punktu maksymalnego wychylenia krzywej GS.





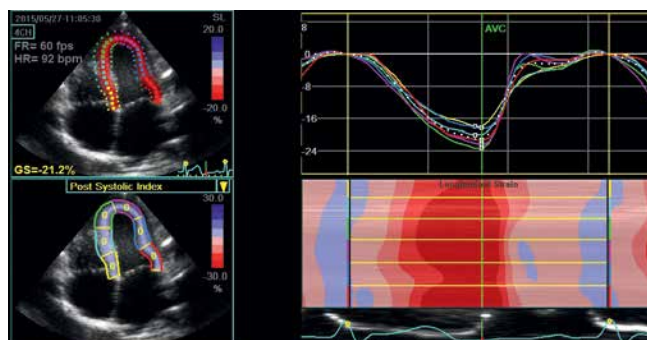
**Fig. 8.** The primary objective of STE is an assessment of mechanical events in different functional regions of the heart. The method allows to identify differences at time when different segments achieve the maximum strain (i.e. systole), thus providing an insight into this mechanical aspect crucial for the global mechanical function, as well as provides information on the possible uneven blood supply in the individual segments or impaired spreading of the electrical excitation throughout the working muscle. In addition to typical strain graphs, a diagram with time points at which maximum strain (time to peak longitudinal strain) was achieved in the individual segments, is also presented. Minimal variation in this parameter (318–334 ms), indicating normal excitation and ventricular contraction, may be seen

**Ryc. 8.** Podstawowym celem STE jest ocena przebiegu zdarzeń mechanicznych w różnych obszarach roboczych mięśnia serca. Dzięki tej metodzie można wychwycić różnice w czasie, w którym różne segmenty osiągają maksymalny stopień odkształcenia (a więc skurczu), co daje wgląd w ten niezwykle istotny dla globalnej funkcji mechanicznej aspekt, a także informuje o możliwym nierównomiernym ukrwieniu poszczególnych segmentów lub zaburzeniach rozprzestrzeniania się pobudzenia elektrycznego mięśnia roboczego. Na rycinie oprócz typowych wykresów odkształcenia prezentowany jest schemat z podanymi czasami, w których poszczególne segmenty osiągnęły maksymalny stopień odkształcenia (time to peak longitudinal strain). Widoczne jest minimalne różnicowanie tego parametru (318–334 ms), świadczące o prawidłowym przebiegu pobudzenia i skurczu komory

It is also possible to directly measure the time-to-peak strain and the postsystolic index (the percentage of post-systolic strain compared to the peak strain of each evaluated segment) (Figs. 8 and 9). Both these parameters are useful for further analysis – for an identification and quantitative assessment of ischemic regions or regions showing asynchrony due to other reasons.

## Strain curve analysis

Heart beat is a cyclical process, therefore it seems necessary to identify the beginning of the cycle, which will be the point of reference for the measurements of changes in the length of the evaluated segments. Optimally, it should be a moment of maximum stretch of the muscle fibers, i.e. end-diastole, however, it is difficult to select an image frame that adequately corresponds to this event in echocardiographic evaluation. Usually, a moment (image frame) preceding complete closure of the mitral valve is selected as a reference point. Alternatively, the beginning of the QRS complex, the peak of R-wave with the largest size of the left



**Fig. 9.** The postsystolic index, i.e. the percentage of postsystolic strain (following systole) compared to the peak strain of each evaluated segment, is of similar importance. In the presented figure, the postsystolic index is 0 for each segment, which indicates normal mechanical function of the investigated ventricle.

**Ryc. 9.** Podobne znaczenie ma indeks postsystoliczny – wartość odsetkowa odkształcenia postsystolicznego, a więc następującego po zakończeniu skurczu w stosunku do szczytowego odkształcenia każdego z analizowanych segmentów. Na prezentowanej rycinie indeks postsystoliczny dla każdego z segmentów wynosi 0, co przemawia za prawidłową funkcją mechaniczną badanej komory

Podczas analizy krzywej deformacji można zidentyfikować następujące ważne zdarzenia:

- odkształcenie końcowo-skurczowe (*end-systolic strain*, ESS) – wartość S w punkcie uznanym za zakończenie skurczu (zamknięcie zastawki aorty);
- szczytowe odkształcenie skurczowe (*peak systolic strain*, PSS) – najwyższa wartość S w czasie skurczu; może występować w innym momencie czasowym niż ESS;
- szczytowe odkształcenie dodatnie (*peak positive strain*, PPS) – niewielkie lokalne rozciąganie miokardium może wystąpić w fazie wczesnego skurczu w sercu zdrowym lub jako manifestacja dysfunkcji regionalnej;
- odkształcenie szczytowe (*peak strain*, PS) – najwyższa wartość S, niezależnie od tego, w której fazie cyklu wystąpi; należy zaznaczyć, kiedy wystąpiło;
- odkształcenie postsystoliczne (*post-systolic strain*, PSS) – dalsze odkształcenie komory w okresie po zamknięciu zastawki aorty; niewielkie może być wyrazem opisanej wyżej asynchronii wczesnorozkurczowej, większe – zaburzeń kurczliwości odcinkowej lub dyssynchronii większych obszarów.

Określenie czasu od początku cyklu do momentu wystąpienia powyższych zdarzeń dla każdego z analizowanych segmentów umożliwi ilościową ocenę zróżnicowania dynamiki odkształcenia danych obszarów miokardium<sup>(3)</sup>.

Strukturą najlepiej poddającą się ocenie STE jest grubościenna lewa komora, jednak w sprzyjających warunkach możliwe jest także badanie pozostałych jam, tj. prawej komory i obu przedsionków<sup>(2,9)</sup>.

## Zastosowania kliniczne

STE umożliwia wielopłaszczyznowy wgląd w skurczowo-rozkurczową funkcję miokardium w wielu różnych stanach

ventricle and, finally, when the peak (the highest positive value on the curve) of the longitudinal global strain occurs, can be used as a reference point. None of these alternatives is optimal due to significant time differences that may occur between each of these time points in different clinical situations, such as intraventricular blocks, segmental contractility impairment, etc. In the case of combined analysis of several views, especially in the case of variable heart rate, the duration of the individual cycles can vary substantially, thus additionally hindering an optimal choice of the baseline. Therefore, images recorded at the same heart rate should be chosen for analysis, if possible<sup>(3)</sup> (Fig. 10). Time point at which muscle fibers are maximally extended, i.e. the longest, serves as a reference point for strain measurements, therefore the systolic S observed during the examination due to fiber shortening has negative values.

The end-systole is another time point requiring precise determination as this is when maximum myocardial strain, i.e. the maximum S value, is expected. This point is determined by aortic valve closure (AVC), which may be identified using pulsed Doppler, by recording several images in the longitudinal parasternal or apical view; the point of maximum GS curve deflection can also be used.

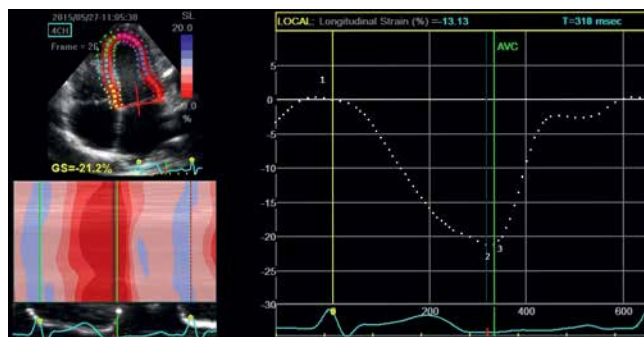
The following important events can be identified during the analysis of strain curve:

- end-systolic strain, (ESS) – the S value at a point considered to be the end of systole (aortic valve closure);
- peak systolic strain (PSS) – the highest S value during systole; may occur at a time point other than ESS;
- peak positive strain, (PPS) – minor local myocardial stretching can occur during the phase of early systole in a healthy heart or as a manifestation of regional dysfunction;
- peak strain (PS) – the highest S value, regardless of the phase of the cycle in which it occurs; its occurrence should be documented;
- post-systolic strain (PSS) – further ventricular deformation after aortic valve closure; minor PSS can indicate the above described early-diasystolic asynchrony, major PSS can indicate impaired segmental contractility or dyssynchrony of larger areas.

Determination of the time between the beginning of the cycle and the time point at which the above described events occur for each of the evaluated segments allows for a quantitative assessment of the differences in strain dynamics in certain myocardial regions<sup>(8)</sup>. Although the most efficient STE assessment is achieved for the thick-walled left ventricle, evaluation of other heart chambers, i.e. the right ventricle and both atria, is also possible under favorable conditions<sup>(2,9)</sup>.

## Clinical applications

STE allows for a multifaceted insight into the systolic and diastolic myocardial function in a variety of physiological and pathological states, thus significantly extending the diagnostic possibilities of the methods used so far. For example, although the ejection fraction calculated based on the analysis of longitudinal strain components shows a good correlation with other techniques, the exceptional value of



**Fig. 10.** The figure shows a dot plot of the LV longitudinal global strain. The system accepted the R-wave as the beginning of the cycle. The point 3 on the curve indicates the point of end systolic strain (ESS), and is slightly preceded by point 2 – peak systolic strain (PSS), as well as point 1 – minor positive presystolic strain (PPS). This phenomenon illustrates the importance of the proper choice of cardiac cycle onset – if QRS complex was chosen as this point, there would be no positive deflections in the curve. Furthermore, there is no postsystolic strain (PSS) on the curve

**Ryc. 10.** Rycina prezentuje punktowy wykres składowej podłużnej odkształcenia globalnego lewej komory. Za początek cyklu system przyjął szczyt załamka R. Na krzywej oznaczono nr. 3 punkt odkształcenia końcowo-skurczowego (ESS), nieznacznie je poprzedzające szczytowe odkształcenie skurczowe (PSS) – nr 2, a także niewielkie dodatnie odkształcenie poprzedzające skurcz (PPS) – nr 1. Zjawisko to ilustruje wagę właściwego wyboru momentu początku cyklu – gdyby za ten moment uznać początek zespołu QRS, w przebiegu krzywej nie występowałoby żadne wychylenie dodatnie. Na analizowanej krzywej nie występuje też odkształcenie postsystoliczne (PSS)

fizjologicznych i patologicznych, co znacznie rozszerza możliwości diagnostyczne dotychczas stosowanych metod. Dla przykładu: frakcja wyrzutowa obliczona w oparciu o analizę podłużnych składowych odkształcenia dobrze koreluje z wynikami innych technik, jednak szczególna wartość STE polega na możliwości ilościowej analizy mechaniki poszczególnych segmentów, co pozwala na wykrycie wczesnej dysfunkcji skurczowej w okresie, w którym globalna frakcja wyrzutowa jest jeszcze zachowana<sup>(10)</sup>.

## Nadciśnienie tętnicze

W przebiegu nadciśnienia i postępującego przerostu koncentrycznego początkowo obserwowane jest stopniowe pogarszanie się składowych podłużnych i radialnych odkształcenia, przy zachowaniu prawidłowych składowych okrężnej i skrętnej, które umożliwiają kompensację oraz zachowanie globalnej funkcji skurczowej w normie. STE umożliwił uchwycenie sekwencji tych zmian mechanicznej funkcji komory w okresie poprzedzającym wystąpienie istotnej dysfunkcji skurczowej<sup>(11,12)</sup>.

## Choroba niedokrwienna serca

Obniżone wartości odkształcenia podłużnego obserwuje się u pacjentów niewykazujących jeszcze zaburzeń odcinkowych;



STE is the possibility of quantitative analysis of the individual segments allowing to detect early systolic dysfunction in the period when ejection fraction is still maintained<sup>(10)</sup>.

## Hypertension

Gradual deterioration of longitudinal and radial strain components with maintained normal circular and twisting components, which enable compensation and the maintenance of normal global systolic function, is initially observed in hypertension and progressive concentric hypertrophy. STE allows to capture the sequence of these changes in the mechanical function of the ventricle in the period preceding the occurrence of significant systolic dysfunction<sup>(11,12)</sup>.

## Ischemic heart disease

Decreased longitudinal strain values are observed in patients who have not yet developed segmental disorders; decreased S is a predictive factor of ischemic cardiomyopathy. Correlation was also shown between reduced global strain values and the level of indicator enzymes and the extent of necrosis in patients in the acute phase of myocardial infarction. The value of longitudinal strain measured early after reperfusion also proved to be a prognostic factor for post-infarction remodeling as well as adverse sequelae of myocardial infarction, such as congestive heart failure and death. Finally, it was shown that the longitudinal strain correlates with the extent of necrosis ([non]transmural myocardial infarction, the number of the segments involved, extent of post-infarction scarring), assessed using MRI. The values of the individual S components indicating an improvement in myocardial function due to revascularization were determined. Furthermore, the types of postsystolic mobility (after aortic valve closure), characterized by ischemic regional systolic dysfunction of the myocardium, were identified<sup>(13-17)</sup>.

## Valvular heart defects

A limited increase in the S value during cardiac stress test in asymptomatic patients with mitral regurgitation proved to be a prognostic factor for postoperative myocardial dysfunction<sup>(18,19)</sup>. On the other hand, a very rapid circular and radial strain normalization observed after aortic valve surgeries, is an evidence of a very high dependence of these parameters on preload and afterload conditions<sup>(20)</sup>.

## Heart failure

Gradual decrease in the global values of the longitudinal strain component along with increased severity of heart failure classified in accordance with the NYHA, was shown. Impairment of the circular and radial component is usually observed in the later period, in patients with class III – IV heart failure<sup>(21,22)</sup>. There is a significant impairment in the parameters characterizing left ventricular twist during heart failure. They increase in the phase of mild functional impairment,

stwierdzenie obniżenia S jest czynnikiem predykcyjnym wystąpienia kardiomiopatii niedokrwiennej. Wykazano także korelację obniżenia wartości odkształcenia globalnego z poziomem enzymów wskaźnikowych oraz rozległością martwicy u pacjentów w ostrej fazie zawału serca. Wartość odkształcenia podłużnego mierzonego we wczesnym okresie po reperuzji okazała się również czynnikiem prognostycznym pozawałowej przebudowy oraz wystąpienia takich niekorzystnych następstw zawału, jak zastoinowa niewydolność krążenia i zgon. Wykazano wreszcie, że odkształcenie podłużne koreluje z zasięgiem martwicy (zawał pełno- lub niepełnościenny, liczba zajętych segmentów, rozległość blizny pozawałowej), ocenianym przy użyciu MRI. Ustalono wartości poszczególnych składowych S wskazujące na poprawę funkcji miokardium w następstwie rewaskularyzacji. Zidentyfikowano także typy ruchomości postsystolicznej (występującej po zamknięciu zastawki aorty), charakteryzującej niedokrwioną regionalną dysfunkcję skurczową miokardium<sup>(13-17)</sup>.

## Zastawkowe wady serca

Wykazanie ograniczonego przyrostu wartości S w przebiegu testu wysiłkowego u bezobjawowych pacjentów z niedomykalnością mitralną okazało się czynnikiem prognostycznym pooperacyjnej dysfunkcji mięśnia serca<sup>(18,19)</sup>. Z kolei obserwowana po operacjach wad zastawki aorty szybka normalizacja wartości odkształceń okrężnych i radialnych dowodzi bardzo dużej zależności tych parametrów od warunków obciążenia wstępnego i następczego<sup>(20)</sup>.

## Niewydolność serca

Wykazano stopniowe obniżanie się wartości globalnych podłużnej składowej odkształcenia wraz z nasilaniem się niewydolności krążenia, wyrażanym w stopniach klasyfikacji NYHA (New York Heart Association – Nowojorskie Towarzystwo Kardiologiczne); upośledzenie składowej okężnej i radialnej jest zazwyczaj obserwowane w okresie późniejszym, u pacjentów w stopniu III i IV<sup>(21,22)</sup>. Wartości parametrów charakteryzujących skręt lewej komory są w znaczącym stopniu zaburzone w przebiegu niewydolności krążenia. W fazie łagodnego upośledzenia funkcji rozkurczowej narastają, natomiast wraz z postępem dysfunkcji rozkurczowej następuje stopniowa pozorna normalizacja, a później obniżenie ich wartości. O ile zakres skrętu w początkowej fazie niewydolności krążenia się nie zmniejsza, o tyle już w najwcześniejszym okresie obserwuje się opóźnienie początku „odkręcania”, co szczególnie wyraźnie manifestuje się w trakcie wysiłku<sup>(23,24)</sup>. Nie jest do końca jasne, czy wzrost wartości parametrów skrętnych w początkowych okresach niewydolności rozkurczowej jest mechanizmem wyrównawczym upośledzonej relaksacji, czy skutkiem obniżonego napełnienia komory we wczesnej fazie dysfunkcji rozkurczowej. Wykazano, że u pacjentów z niewydolnością serca i obniżoną frakcją wyrzutową globalna składowa okężna była czynnikiem predykcyjnym wystąpienia niekorzystnych incydentów sercowo-naczyniowych<sup>(25)</sup>. Ponadto zaobserwowano, że składowa podłużna odkształcenia cechowała się lepszą zdolnością prognozowania przebiegu choroby niż frakcja wyrzutowa<sup>(26)</sup>.

with apparent gradual normalization in the progression of diastolic dysfunction, to later decrease. Although no reduction in the range of the twist is observed in the initial phase of heart failure, a delay in the onset of untwisting occurs already in the earliest period, which is particularly manifested during physical exercise<sup>(23,24)</sup>. It is not fully understood if the increase in the twist parameters at the initial stages of diastolic failure is a mechanism compensating for the impaired relaxation or a consequence of reduced ventricular filling in early diastolic dysfunction. It was shown that the global circular component was a predictive factor for cardiovascular events in patients with heart failure and reduced ejection fraction<sup>(25)</sup>. Furthermore, it was observed, that the longitudinal strain component was a better prognostic factor for the course of disease compared to ejection fraction<sup>(26)</sup>.

## Ventricular dyssynchrony

The phenomenon involving the loss of an appropriate sequence of ventricular contraction as well as individual ventricular components, referred to as dyssynchrony, often occurs in patients with heart failure and is considered to be an indicator of significant disease progression and poor prognosis. In the case of left bundle branch block or right ventricular stimulation, septal stimulation first occurs, resulting in a simultaneous stretching of free, unstimulated left ventricular wall, which reduces both the duration of diastole and the peak rate of pressure rise ( $dP/dt_{max}$ ) during the isovolumetric contraction phase. A delayed contraction of the LV lateral wall dissipates the forces generated within the relaxing septum, thus decreasing the cardiac output. Uncoordinated contraction of the papillary muscles may additionally increase LV dysfunction due to developing mitral regurgitation. Dyssynchronous relaxation prolongs isovolumetric contraction, and thus additionally reduces LV filling.

There are multiple methods for echocardiographic imaging of left ventricular dyssynchrony (M-mode, STE, DTI and 3D)<sup>(2,27)</sup>. Establishing indications for resynchronization therapy and prediction of its efficacy is one of the main diagnostic goals. Presently, patient eligibility for cardiac resynchronization is based on clinical symptoms (cardiac insufficiency class III and IV according to NYHA), left ventricular function (EF <35%) and QRS duration in ECG (0.18 sec). However, despite the use of the above mentioned criteria, about one-third of patients undergoing cardiac resynchronization therapy do not respond to treatment, i.e. do not show improvement in the left ventricular function, which indicates the need to develop better qualification criteria. STE allows for an assessment of cardiac cycle subperiods and their differentiation in various ventricular regions and, particularly, it allows to demonstrate that there is a significant difference between the activation of the basal segment of the free right ventricular wall and the latest stimulated right ventricular segment<sup>(27-29)</sup>.

## Cardiomyopathies

Characteristic impairment in all strain components is observed in patients with hypertrophic cardiomyopathy with

## Dyssynchronia komór

Zjawisko utraty właściwej sekwencji skurczu komór, a także ich poszczególnych elementów, określane mianem dyssynchronii, jest często obserwowane u pacjentów z niewydolnością krążenia i uważane za wskaźnik znacznego zaawansowania choroby oraz złego rokowania. W bloku lewej odnogi pęczka Hisa lub w przypadku stymulacji prawej komory pobudzenie przegrody występuje w pierwszej kolejności, w następstwie czego dochodzi do równoczesnego rozciągnięcia wolnej, niepobudzonej jeszcze ściany lewej komory, co skraca okres rozkurczu i zmniejsza szczytową prędkość narastania ciśnienia ( $dP/dt_{max}$ ) w fazie skurczu izowolumetrycznego. Następnie opóźnienie skurczu bocznej ściany LV powoduje rozproszenie części generowanych sił w obrębie rozluźniającej się w tym momencie przegrody i zmniejszenie rzutu serca. Nieskoordynowany skurcz mięśni brodawkowatych może dodatkowo nasilać dysfunkcję LV, z powodu rozwijającej się niedomykalności mitralnej. Dyssynchronia w okresie relaksacji wydłuża okres skurczu izowolumetrycznego, dodatkowo zmniejszając napełnianie LV.

Istnieją liczne sposoby obrazowania echokardiograficznego dyssynchronii lewej komory [M-mode, STE, DTI (*diffusion tensor imaging* – obrazowanie tensora dyfuzji) i 3D]<sup>(2,27)</sup>. Jednym z najważniejszych celów diagnostyki jest ustalenie wskazań do przeprowadzenia terapii resynchronizacyjnej i prognozowanie jej skuteczności. Obecnie pacjentów kwalifikuje się do resynchronizacji na podstawie objawów klinicznych (niewydolność krążenia w III i IV klasie według NYHA), funkcji lewej komory (EF <35%) i szerokości QRS w EKG (0,18 s). Jednakże pomimo stosowania ww. kryteriów około jednej trzeciej chorych poddanych resynchronizacji nie odpowiada na leczenie poprawą funkcji lewej komory, co dowodzi konieczności opracowania lepszych kryteriów kwalifikacyjnych. STE umożliwia ocenę podokresów cyklu i ich zróżnicowania w różnych regionach komór, w szczególności wykazanie, że istnieje istotna różnica pomiędzy aktywacją podstawnego segmentu wolnej ściany prawej komory i najpóźniej pobudzanego segmentu komory lewej<sup>(27-29)</sup>.

## Kardiomiopatie

Charakterystyczne upośledzenie przebiegu wszystkich składowych odkształcenia obserwuje się u pacjentów z kardiomiopatią przerostową i zachowaną EF. Stąd rola tej metody w różnicowaniu kardiomiopatii i serca sportowca oraz monitorowaniu przebiegu<sup>(30,31)</sup>. Charakterystyczne nieprawidłowości są także obserwowane u chorych z innymi postaciami kardiomiopatii: rozstrzeniowej<sup>(32)</sup> czy w niescaleniu lewej komory<sup>(33)</sup>.

## Ograniczenia 2D STE

Markery mogą być prawidłowo obserwowane pod warunkiem optymalnej wizualizacji miokardium. Artefakty takie jak cienie akustyczne czy rewerberacje mogą imitować lub zniekształcać obraz płamek, a przez to prowadzić do nie-

preserved EF. Therefore the method is used for differentiation between cardiomyopathy and athlete's heart as well as for monitoring of the course of the disease<sup>(30,31)</sup>. Characteristic abnormalities are also observed in patients with other forms of cardiomyopathy (ectatic cardiomyopathy)<sup>(32)</sup> and left ventricular non-compaction<sup>(33)</sup>.

## Limitations of 2D STE

Speckles can be correctly observed provided that optimal myocardial visualization is achieved. Artifacts, such as acoustic shadows or reverberations can imitate or distort the image of speckles, and thus result in underestimation of the actual degree of strain. Therefore, if strain curves seem non-physiological, an insufficient quality of signal should be taken into account and the position of the ROI adjusted or the acquisition of suboptimal echocardiogram views should be repeated. Tracing algorithms used by the system smooth out the images and use a priori assumptions of normal ventricular function, which may lead to a misdiagnosis of regional dysfunction or affect the measurements in the adjacent segments<sup>(2,3)</sup>. The use of STE for the assessment of LV rotation may be limited by the quality of the imaging of the basal segment in the short axis. This is partly due to acoustic problems associated with the deep location of the basal portion of the ventricle and, partially, due to a large sector width necessary for full visualization of this structure. The measurements are additionally hampered by partial movement of the image beyond the plane of the beam due to the lowering of the AV valve rings towards the apex during contraction. Since the degree of left ventricular rotation increases towards the apex, it is important to optimize the apical view in the short axis. The assessment of global strain may be inadequate if too many segments were excluded from the analysis due to insufficient image quality. This is particularly important in the case of local contractility impairment, when the S values are unevenly distributed<sup>(2)</sup>.

STE evaluates movement with respect to a constant external observation point (probe). The advantage of this method is that it measures movement in any direction on the imaging plane, whereas DTI is limited to the measurement of a component facing the probe. This property allows for the measurements of circular and radial components, regardless of the direction of the beam. It should be noted, however, that STE is not completely free of angular dependence as the resolution of ultrasound images along the beam is better compared to transverse direction<sup>(8)</sup>. Therefore, STE shows the highest precision for the analysis of movement whose direction is in line with the direction of the ultrasonic beam. As in other 2D techniques, STE accuracy depends on the quality of the image. The analysis is based on an assumption that the examined structures can be traced continuously in subsequent image frames. This assumption is often difficult to be put to practice during the whole cardiac cycle due to a significant range of heart movement in the chest<sup>(2,3,8)</sup>.

A variety of systems for the procedure, and thus the inability to directly compare results obtained using devices from different manufacturers, represents a significant limitation. It is also one of the reasons for the difficulties in developing standards

doszacowania rzeczywistego stopnia deformacji. Dlatego jeśli wykresy S wydają się нефизjologiczne, należy wziąć pod uwagę niewystarczającą jakość sygnału i poprawić położenie ROI albo ponowić akwizycję suboptymalnej projekcji echokardiograficznej. Algorytmy śledzenia wykorzystywane przez system wygładzają obrazy i stosują założenia *a priori* prawidłowej funkcji komory, co może prowadzić do błędnego rozpoznania dysfunkcji regionalnej lub wpływać na wyniki oznaczeń segmentów sąsiadujących<sup>(3,3)</sup>. Przy zastosowaniu STE do oceny rotacji LV ograniczeniem może stać się jakość obrazowania segmentu podstawnego w osi krótkiej. Po części jest to spowodowane problemami akustycznymi związanymi z głębokim położeniem podstawnej części komory, a po części – dużą szerokością sektora konieczną do pełnej wizualizacji tej struktury. Dodatkowo pomiary są utrudnione przez wyjście części obrazu poza płaszczyznę wiązki na skutek obniżania się poziomu pierścieni zastawek AV w kierunku koniuszka w okresie skurczu. Stopień rotacji lewej komory zwiększa się w kierunku dokoniuszkowym, więc ważna jest optymalizacja projekcji koniuszkowej w osi krótkiej. Ocena odkształcenia globalnego może być nieadekwatna, jeśli zbyt wiele segmentów zostało wyłączonych z analizy z powodu niewystarczającej jakości obrazu. To zastrzeżenie jest szczególnie istotne w przypadku zaburzeń kurczliwości miejscowej, kiedy wartości S są nierównomiernie rozmieszczone<sup>(2)</sup>.

STE analizuje ruch odbywający się względem stałego, zewnętrznego punktu obserwacyjnego (głowicy). Metoda ta ma tę przewagę, że mierzy ruch w dowolnym kierunku na płaszczyźnie obrazowania, podczas gdy DTI jest ograniczone do pomiarów składowej skierowanej do głowicy. Ta właściwość umożliwia dokonywanie pomiarów składowych okrężnej i radialnej niezależnie od kierunku wiązki. Należy jednak podkreślić, że STE nie jest całkowicie wolna od uzależnienia kąтового, ponieważ obrazy ultradźwiękowe mają lepszą rozdzielczość wzdłuż wiązki niż w kierunku poprzecznym<sup>(8)</sup>. Z tego względu STE wykazuje największą dokładność analizy ruchu o kierunku zgodnym z kierunkiem wiązki ultradźwięków. Podobnie jak w innych technikach 2D dokładność STE zależy od jakości obrazu. Analiza opiera się na założeniu, że badane struktury mogą być w sposób ciągły śledzone w kolejnych ramkach. Wobec znacznego zakresu przemieszczania się serca wewnątrz klatki piersiowej nierzadko trudno zrealizować to założenie podczas całego cyklu serca<sup>(2,3,8)</sup>.

Ważne ograniczenie stanowi różnorodność systemów do wykonywania badań i wiążąca się z tym niemożność bezpośredniego porównywania wyników badań wykonywanych aparatami różnych producentów. Jest to też jedna z przyczyn trudności w opracowaniu norm i wartości charakteryzujących różne stany patologiczne<sup>(3)</sup>.

Niewątpliwie dużym wyzwaniem pozostaje największa zaleta metody – integracja wielu aspektów mechaniki serca w jednym badaniu.

Niezależnie od trudności i ograniczeń nowa metoda obiecuje poszerzony wgląd w mechaniczną funkcję serca u pacjentów po przebytych operacjach kardiochirurgicznych,



and values for different physiological states<sup>(3)</sup>. Undoubtedly, the largest advantage of this method, i.e. integration of multiple aspects of cardiac mechanics in a single test, is a major challenge. Regardless of the difficulties and limitations, the new method offers an expanded insight into the mechanical cardiac function in patients after cardiac surgeries, both in the immediate postoperative period, when e.g. impairment of the longitudinal component of the right ventricular systolic function is observed, as well as during distant postoperative follow up<sup>(3,4)</sup>. Further clinical research is needed to determine the actual value of the method in these applications. It is also desirable to standardize the technical aspects of the procedure performed using systems from different manufacturers as this will allow for a comparison of results obtained in different centers, which is currently impossible<sup>(3)</sup>.

### Conflict of interest

*Authors do not report any financial or personal connections with other persons or organizations, which might negatively affect the contents of this publication and/or claim authorship rights to this publication.*

### References / Piśmiennictwo

- Leitman M, Lysyansky P, Sidenko S, Shir V, Peleg E, Binenbaum M *et al.*: Two-dimensional strain – a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 2004; 17: 1021–1029.
- Mor-Avi V, Lang RM, Badano LP, Belohlavek M, Cardim NM, Derumeaux G *et al.*: Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indications endorsed by the Japanese Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2011; 24: 277–313.
- Voigt JU, Pedrizzetti G, Lysyansky P, Marwick TH, Houle H, Baumann R *et al.*: Definitions for a common standard for 2D speckle tracking echocardiography: consensus document of the EACVI/ASE/Industry Task Force to standardize deformation imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2015; 28: 183–193.
- Pirat B, Khoury DS, Hartley CJ, Tiller L, Rao L, Schulz DG *et al.*: A novel feature-tracking echocardiographic method for the quantitation of regional myocardial function: validation in an animal model of ischemia-reperfusion. *J Am Coll Cardiol* 2008; 51: 651–659.
- Marwick TH, Leano RL, Brown J, Sun JP, Hoffmann R, Lysyansky P *et al.*: Myocardial strain measurement with 2-dimensional speckle-tracking echocardiography: definition of normal range. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 80–84.
- Manovel A, Dawson D, Smith B, Nihoyannopoulos P: Assessment of left ventricular function by different speckle-tracking software. *Eur J Echocardiogr* 2010; 11: 417–421.
- Brown J, Jenkins C, Marwick TH: Use of myocardial strain to assess global left ventricular function: a comparison with cardiac magnetic resonance and 3-dimensional echocardiography. *Am Heart J* 2009; 157: 102–105.
- Korinek J, Kjaergaard J, Sengupta PP, Yoshifuku S, McMahon EM, Cha SS *et al.*: High spatial resolution speckle tracking improves accuracy of 2-dimensional strain measurements: an update on a new method in functional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20: 165–170.
- Mondillo S, Galderisi M, Mele D, Cameli M, Lomoriello VS, Zacà V *et al.*: Speckle-tracking echocardiography a new technique for assessing myocardial function. *J Ultrasound Med* 2011; 30: 71–83.
- Edvardsen T, Helle-Valle T, Smiseth OA: Systolic dysfunction in heart failure with normal ejection fraction: speckle-tracking echocardiography. *Prog Cardiovasc Dis* 2006; 49: 207–214.
- de Simone G, Devereux RB, Roman MJ, Ganau A, Saba PS, Alderman MH *et al.*: Assessment of left ventricular function by the midwall fractional shortening/end-systolic stress relation in human hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1994; 23: 1444–1451.
- Wang J, Khoury DS, Yue Y, Torre-Amione G, Nagueh SF: Preserved left ventricular twist and circumferential deformation, but depressed longitudinal and radial deformation in patients with diastolic heart failure. *Eur Heart J* 2008; 29: 1283–1289.
- Choi JO, Cho SW, Song YB, Cho SJ, Song BG, Lee SC *et al.*: Longitudinal 2D strain at rest predicts the presence of left main and three vessel coronary artery disease in patients without regional wall motion abnormality. *Eur J Echocardiogr* 2009; 10: 695–701.
- Sjøli B, Ørn S, Grenne B, Ihlen H, Edvardsen T, Brunvand H: Diagnostic capability and reproducibility of strain by Doppler and by speckle tracking in patients with acute myocardial infarction. *JACC Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 24–33.
- Park YH, Kang SJ, Song JK, Lee EY, Song JM, Kang DH *et al.*: Prognostic value of longitudinal strain after primary reperfusion therapy in patients with anterior-wall acute myocardial infarction. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21: 262–267.
- Becker M, Lenzen A, Ocklenburg C, Stempel K, Kühl H, Neizel M *et al.*: Myocardial deformation imaging based on ultrasonic pixel tracking to identify reversible myocardial dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 2008; 51: 1473–1481.
- Voigt JU, Nixdorff U, Bogdan R, Exner B, Schmiedehausen K, Platsch G *et al.*: Comparison of deformation imaging and velocity imaging for detecting regional inducible ischaemia during dobutamine stress echocardiography. *Eur Heart J* 2004; 25: 1517–1525.
- Moonen M, Lancellotti P, Zacharakis D, Pierard L: The value of 2D strain imaging during stress testing. *Echocardiography* 2009; 26: 307–314.
- Lancellotti P, Cosyns B, Zacharakis D, Attena E, Van Camp G, Gach O *et al.*: Importance of left ventricular longitudinal function and functional reserve in patients with degenerative mitral regurgitation: assessment by two-dimensional speckle tracking. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21: 1331–1336.
- Becker M, Kramann R, Dohmen G, Lückhoff A, Autschbach R, Kelm M *et al.*: Impact of left ventricular loading conditions on myocardial deformation parameters: analysis of early and late changes of myocardial deformation parameters after aortic valve replacement. *J Am Soc Echocardiogr* 2007; 20: 681–689.
- Kosmala W, Plaksej R, Strötman JM, Weigel C, Herrmann S, Niemann M *et al.*: Progression of left ventricular functional abnormalities in hypertensive patients with heart failure: an ultrasonic two-dimensional speckle tracking study. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21: 1309–1317.

zarówno w bezpośrednim okresie pooperacyjnym, w którym obserwuje się np. upośledzenie podłużnej składowej funkcji skurczowej prawej komory, jak i w odległych obserwacjach pooperacyjnych<sup>(3,4)</sup>. W celu ustalenia rzeczywistej wartości metody w tych zastosowaniach konieczne są kolejne badania kliniczne. Pożądane jest także ujednoczenie technicznych aspektów badania wykonywanego przy użyciu systemów różnych producentów, co umożliwi porównywanie wyników badań przeprowadzonych w różnych ośrodkach, co obecnie nie jest możliwe<sup>(3)</sup>.

### Konflikt interesów

*Autorzy nie zgłaszają żadnych finansowych ani osobistych powiązań z innymi osobami lub organizacjami, które mogłyby negatywnie wpłynąć na treść publikacji oraz rościć sobie prawo do tej publikacji.*

22. Liu YW, Tsai WC, Su CT, Lin CC, Chen JH: Evidence of left ventricular systolic dysfunction detected by automated function imaging in patients with heart failure and preserved left ventricular ejection fraction. *J Card Fail* 2009; 15: 782–789.
23. Park SJ, Miyazaki C, Bruce CJ, Ommen S, Miller FA, Oh JK: Left ventricular torsion by two-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with diastolic dysfunction and normal ejection fraction. *J Am Soc Echocardiogr* 2008; 21: 1129–1137.
24. Wang J, Khoury DS, Yue Y, Torre-Amione G, Nagueh SF: Left ventricular untwisting rate by speckle tracking echocardiography. *Circulation* 2007; 116: 2580–2586.
25. Cho GY, Marwick TH, Kim HS, Kim MK, Hong KS, Oh DJ: Global 2-dimensional strain as a new prognosticator in patients with heart failure. *J Am Coll Cardiol* 2009; 54: 618–624.
26. Stanton T, Leano R, Marwick TH: Prediction of all-cause mortality from global longitudinal speckle strain: comparison with ejection fraction and wall motion scoring. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009; 2: 356–364.
27. Chung ES, Leon AR, Tavazzi L, Sun JP, Nihoyannopoulos P, Merlino J *et al.*: Results of the Predictors of Response to CRT (PROSPECT) trial. *Circulation* 2008; 117: 2608–2616.
28. Tanaka H, Hara H, Saba S, Gorcsan J 3<sup>rd</sup>: Prediction of response to cardiac resynchronization therapy by speckle tracking echocardiography using different software approaches. *J Am Soc Echocardiogr* 2009; 22: 677–684.
29. Nesser HJ, Winter S: Speckle tracking in the evaluation of left ventricular dyssynchrony. *Echocardiography* 2009; 26: 324–336.
30. Stefani L, Pedrizzetti G, De Luca A, Mercuri R, Innocenti G, Galanti G: Real-time evaluation of longitudinal peak systolic strain (speckle tracking measurement) in left and right ventricles of athletes. *Cardiovasc Ultrasound* 2009; 7: 17.
31. Richand V, Lafitte S, Reant P, Serri K, Lafitte M, Brette S *et al.*: An ultrasound speckle tracking (two-dimensional strain) analysis of myocardial deformation in professional soccer players compared with healthy subjects and hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2007; 100: 128–132.
32. Friedberg MK, Slorach C: Relation between left ventricular regional radial function and radial wall motion abnormalities using two-dimensional speckle tracking in children with idiopathic dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2008; 102: 335–339.
33. van Dalen BM, Caliskan K, Soliman OI, Nemes A, Vletter WB, Ten Cate FJ *et al.*: Left ventricular solid body rotation in non-compaction cardiomyopathy: a potential new objective and quantitative functional diagnostic criterion? *Eur J Heart Fail* 2008; 10: 1088–1093.
34. Pietrzak R, Werner B: Right ventricular function assessment using tissue Doppler imaging and speckle tracking echocardiography. *J Ultrasound* 2014; 14: 328–338.