

## ЕХОКАРДИОГРАФСКО ИЗСЛЕДВАНЕ НА МИОКАРДНАТА ДЕФОРМАЦИЯ (ЧАСТ I)

И. ДАСКАЛОВ И В. ПЕТРОВА

Клиника „Спешна терапия“, Военномедицинска академия – София

## EXAMINATION OF THE MYOCARDIAL MECHANICS BY ECHOCARDIOGRAPHY (PART I)

I. DASKALOV AND V. PETROVA

Clinic of Emergency Care and Therapy, Military Medical Academy – Sofia

**Резюме.** Speckle tracking echocardiography (STE) е нов ехокардиографски метод, който позволява обективна, количествена оценка на глобалната и регионалната миокардна функция. Предоставя възможност за изчисляване на миокардната деформация в различни равнини от една позиция и в един сърдечен цикъл. Основно предимство пред тъканната доплер-ехокардиография (ТДЕ) е, че е ъгъл-независим метод. Преди въвеждането на STE, единственият ъгъл независим метод за изследване на ЛК деформация е бил сърдечният магнитен резонанс. Въпреки че остава златен стандарт, използването на магнит е ограничено поради високата цена, дълготното време за анализ и изискването за ниска сърдечна честота. Данните от проучванията показват, че STE е достатъчно точна и надеждна алтернатива.

**Ключови думи:** STE, миокардна деформация, стрейн, стрейн рейт, тъканни скорости

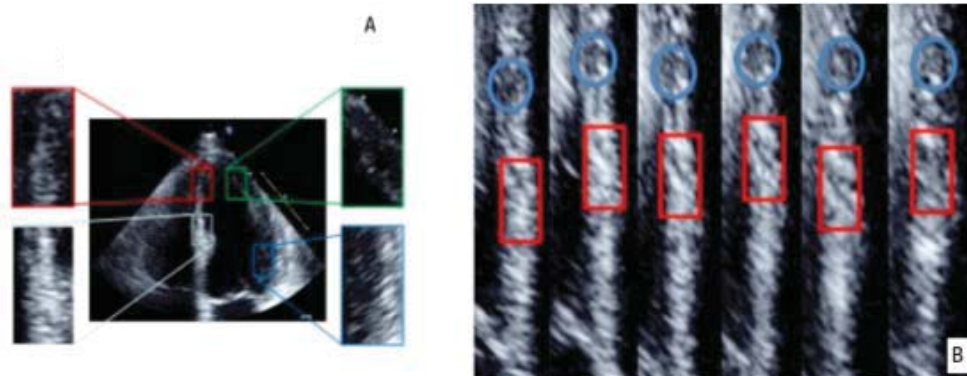
**Summary.** Speckle tracking echocardiography (STE) is a new echocardiography method, which gives objective and qualitative estimation of the global and regional myocardial function. It presents an opportunity to assess the myocardial deformation in different directions, using one plane for one cardiac cycle. The general advantage of STE is that it is angle-independent compared to the tissue Doppler imaging (TDI). Before using STE routinely in clinical practice, the only angle independent method for investigation of the left ventricular deformation was cardiac MRI. Although the MRI is a gold standard, its usage is restricted due to high price, long time to analyze the data and recommendations for low heart rate. The research data show that STE is useful modality and alternative for evaluation of myocardial deformation.

**Key words:** STE, myocardial deformation, strain, strain rate, tissue velocities

### Дефиниция. Принципи

STE е метод, който използва алгоритъм за постпроцедурен анализ с предварително записани изображения в сивата скала на конвенционалната 2D ЕхоКГ [3, 38]. Основава се на принципа на проследяване на група точки (speckles), пръснати в миокарда (фиг. 1). Тези „спекъли“ са акустични маркери, които се създават чрез взаимодействие на ултразвуковите вълни с миокарда. Целта е да се образува малък участък със стабилен

еднороден точков образ (т.нар. „кернел“). Програмата автоматично разделя тъканта на блокове от пиксели, проследявайки ги като стабилни групи от „спекъли“ [2, 5]. Следващите кадри показват новото местоположение на тези „спекъли“. Промяната от кадър в кадър показва движението на миокарда, като предоставя пространствени и времеви данни, използвани за изчисляване на деформацията, скоростта на деформация, тъканните скорости и ЛК ротация [1].

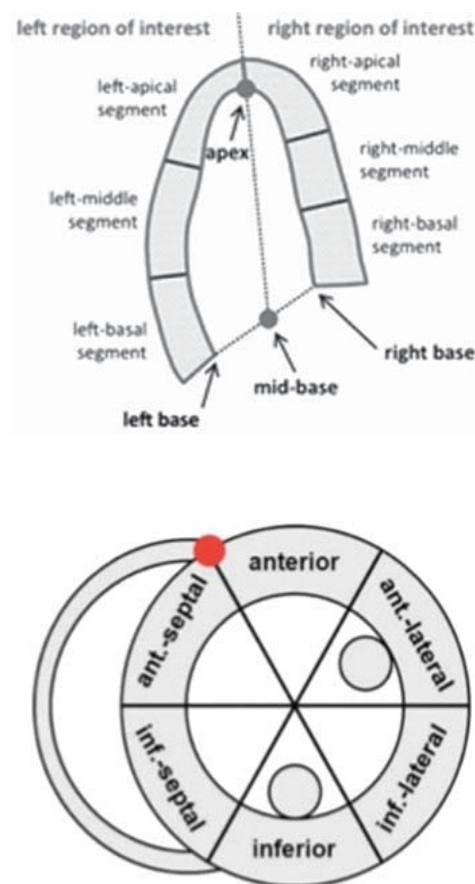


**Фиг. 1.** Принципи на STE (модификация по Bohs L). **А.** Разположение на „спекълите“ в миокарда на ЛК. Представяват акустични маркери, които се създават чрез интерференцията на ултразвуковите лъчи с миокарда. **В.** Проследяване на преместването на тези „спекъли“ от кадър в кадър

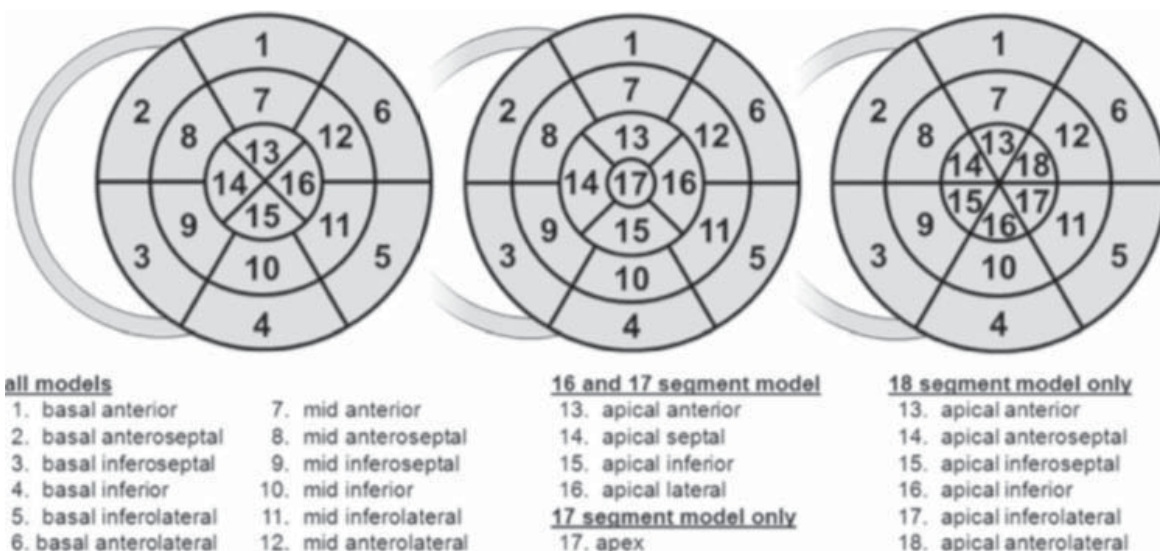
### ТЕХНИЧЕСКО ИЗПЪЛНЕНИЕ НА МЕТОДИКАТА И ИЗСЛЕДВАНИ ПАРАМЕТРИ

STE е методика, която чрез анализ на движение на „спекълите“ в миокарда предоставя възможност за точна количествена оценка на миокардната регионална и глобална функция. За целта е необходим запис на изображения в сивата скала на конвенционалната 2D ЕхоКГ в интересувашите ни позиции [4]. Изследването може да се извърши в апикална дву-, три- и четири кухинна позиция, както и по парастернална къса ос на ниво МКП, папиларни мускули и апекс. За да може образът да се обработва, трябва да е запомнен като клип. Необходимо условие е ЕКГ регистрацията за отчитане началото и края на систолата и диастолата, а също така и добро качество на ехокардиографския образ с цел правилно проследяване на ендокардния контур. Следва постпроцесинг [2, 40]. Методиката предоставя възможност за два вида обработка на записаните клипове. Едната е ръчно очертаване на ендокардния контур. Другата възможност е автоматично очертаване чрез триточкова система. Това става, като се поставят спекъли на ниво МКП и апекс последователно за всяка от изброените позиции, след което следва автоматично очертаване на ендокарда. Предимство и при двата начина е възможността за ръчно коригиране при неправилно разпознаване на ендокардния контур [6, 7]. Следва софтуерна обработка на информацията, като програмата автоматично разделя зоната на интерес

на шест ЛК сегмента за всяка една от позициите (фиг. 2). Сегменти, които не могат да бъдат разпознати поради недобро качество на 2D образа, се отхвърлят автоматично от програмата за анализ [58].



**Фиг. 2.** Автоматично софтуерно разделяне на зоната на интерес на шест ЛК сегмента в апикална (горе) и парастернална къса ос (долу) позиция (модификация по Voigt)



Фиг. 3. „Bull's eye“ изображение в 16-, 17- или 18-сегментен модел на ЛК. С числата от 1 до 18 са обозначени отделните ЛК сегменти (модификация по Voigt)

Следва постпроцедурна обработка за всяка една от посочените позиции, която завършва с изображения на „bull's eye“ в 16-, 17- или 18-сегментен модел (фиг. 3) [6].

Основните параметри, за които методиката предоставя възможност за изследване на всеки един от посочените сегменти, са тъканна скорост (velocity), миокардна деформация (strain), скорост на деформация (strain rate), торзия (torsion) и ЛК усукване/разсукване (twist/untwist) (табл. 1) [8, 9, 11, 40]. Освен като абсолютна стойност, посочените параметри могат да бъдат представени и във вид на криви.

Таблица 1. Основни параметри, изследвани чрез STE

Параметър	Дефиниция	Мерна единица
Velocity	Скорост на движение на миокарда	cm/s
Strain	Миокардна деформация	%
Strain rate	Скорост на миокардната деформация	s <sup>-1</sup>
Twist	Ротация на върха на сърцето по отношение на базата по време на систола	градуси
Untwist	Ротация на върха на сърцето по отношение на базата по време на диастола	градуси
Torsion	Градиент на ЛК twist по хода на дългата ос на сърцето	градуси/cm
Displacement	Миокардно преместване	mm

### МИОКАРДНА ДЕФОРМАЦИЯ, STRAIN (STRAIN IMAGING, SI)

Ехокардиографските strain изображения се използват за количествен анализ на регионалната и глобалната ЛК функция и механика [40, 41]. Терминът механика се използва, защото нормалната ЛК функция зависи от координираната дейност на надлъжно (лонгитудинално) и циркумферентно (екваториално) ориентираните мус-кулни фибри [12, 13]. По време на систола миокардът претърпява деформация в три направления – лонгитудинално и циркумферентно съксяване и радиално удебеляване [14]. В резултат на това се наблюдава редукция на вътрекамерния размер, който по време на диастола се възстановява (фиг. 4) [56].

Терминът strain, известен още като миокардна деформация, се използва, за да се опише *удължаването, съксяването и удебеляването* на различно ориентираните миокардни фибри по време на систола [32]. Миокардният стрейн показва *степената на деформация на даден сегмент* от миокарда, като процентно отношение на крайната спрямо първоначалната му дължина (фиг. 5). Или казано с други думи, показва какви са механичните възможности на даден сегмент да се деформира в известните посоки и направления [42, 43]. Гръцката буква епсилон (ε) се използва като символ на стрейна [40].

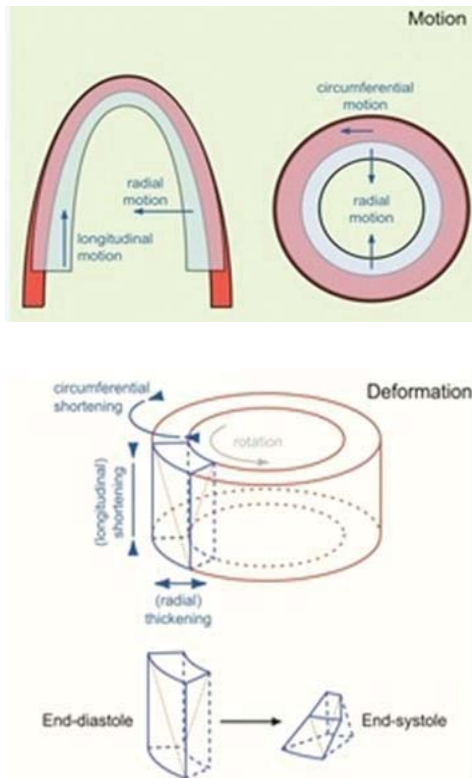
Традиционно степента на деформация се изразява със следната формула [38]:

$$\epsilon = \Delta L / L_0, \text{ където}$$

$\epsilon$  е миокардната деформация,

$\Delta L$  е промяната в дължината на миокардните фибри,

$L_0$  е първоначалната им дължина.



**Фиг. 4.** Миокардна деформация на ЛК в три координирани направления – лонгитудинално и циркуферентно скъсяване и радиално удебеляване. (Модификация по Bijlens)

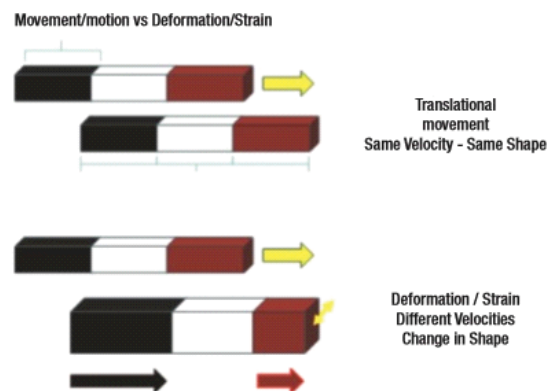


**Фиг. 5.** Оценка степента на деформация (strain), където  $\epsilon$  е миокардната деформация на анализирания сегмент,  $L_0$  е първоначалната им дължина,  $L$  е крайната дължина (Модификация по José Antonio Arias Godínez et al.)

## ПРЕДИМСТВО НА МИОКАРДНИЯ СТРЕЙН ПРЕД СКОРОСТТА

Тъканната скорост на даден сегмент се изчислява на базата на разликата в скоростта между две точки в миокарда. Това означава, че може да възникне фалшивоположителен резултат, ако исхемичен сегмент се носи пасивно от съседните сегменти. Това е т.нар. тетъринг [9, 10, 44]. Поради ефекта на сърдечната трансляция съседните здрави участъци, образно казано, правят “чадър” над сегмента с патологична кинетика и той остава невидим за изследователя [15]. Това е един от сериозните недостатъци на ТДЕ.

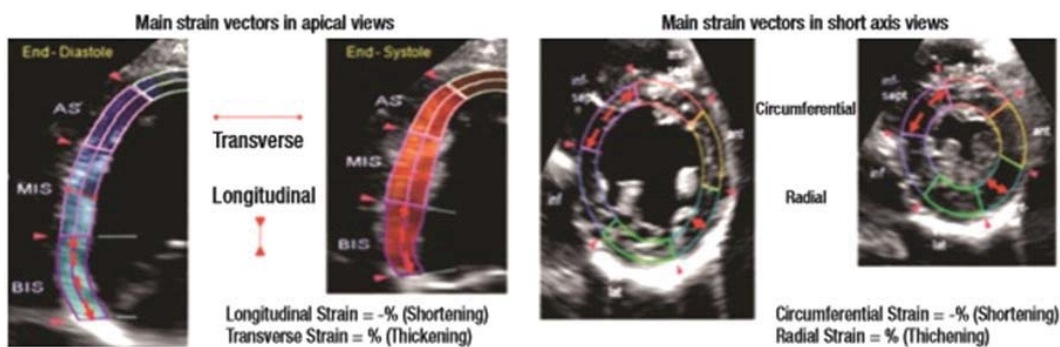
Миокардният стрейн изчислява степента на деформация на конкретен сегмент, което означава, че се изследва способността за удължаване, скъсяване и удебеляване, без да има влияние от съседни сегменти [18, 19]. Оттук идва и основното предимство, което се състои в улавянето на минимални нарушения в сегментната кинетика (фиг. 6) [29].



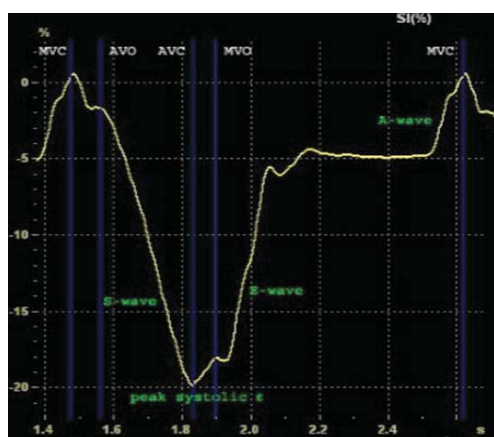
**Фиг. 6.** Разлика между миокарден strain и velocity. Тъканна скорост отразява скоростта, с която се движи даден сегмент, повлиявайки се от сърдечната трансляция, докато миокардният стрейн изчислява степента на деформация на анализирания сегмент по отношение на неговата първоначална дължина. (Модификация по Pavlopoulos H.)

## ВИДОВЕ STRAIN

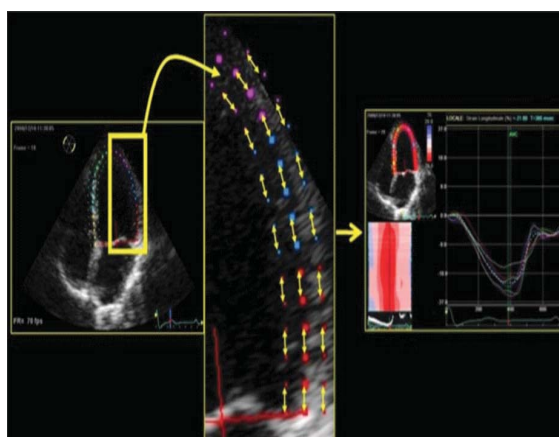
Ехокардиографски регионалната миокардна деформация може да се опише с четири вида strain – лонгитудинален, циркуферентен, трансверзален и радиален. Всеки отговаря на посоката на основния вектор на деформация [20, 32]. По дългата ос на ЛК, лонгитудиналният стрейн отразява скъсяване-



**Фиг. 7.** Видове миокарден стрейн. Отляво, лонгитудинален и трансверзален, изследвани в апикална позиция. Отдясно – радиален и циркумферентен стрейн, изследвани по късата ос в парастернална позиция. (Модификация по José Antonio Arias Godínez et al.)



**Фиг. 8.** Нормален профил на кривата на лонгитудинален миокарден стрейн. S wave – отговаря на систолната контракция, E wave – ранно диастолно пълнене, и A wave – на предсърдната контракция. (Модификация по Weidermann F.)



**Фиг. 9.** M-mode изображение на миокарден стрейн. Норм. (Модификация по Heimdal A.)

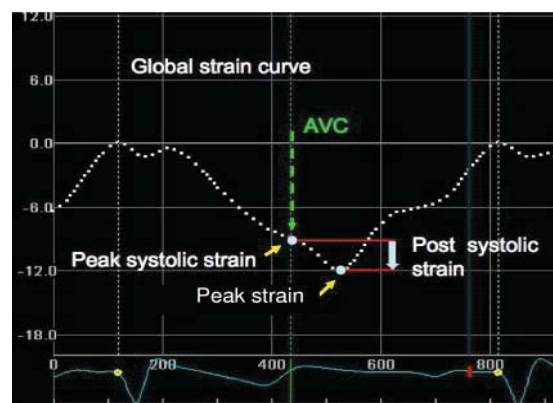
то, а трансверзалният – удебеляването на миокарда. По късата ос циркумферентният стрейн представя скъсяването, а радиалният стрейн – удебеляването на ЛК (фиг. 7) [28].

Освен в 2D формат, миокардната деформация се представя и графично във вид на крива. Нормалният профил има характерен вид [30, 31]. Състои се от систолна миокардна вълна (S), ранна (E) и късна (A) диастолна вълна (фиг. 8) [38].

Освен във вид на крива, регионалният миокарден стрейн може да бъде представен и в режим на M-mode (фиг. 9) [32].

Основните производни параметри, които могат да бъдат изчислени, са (фиг. 10) [28, 32]:

- пиков систолен стрейн (peak systolic strain) – отговаря на фазата на изоволуметрична контракция
- пиков стрейн (peak strain, PS) – стойността на максимална миокардна деформация в %



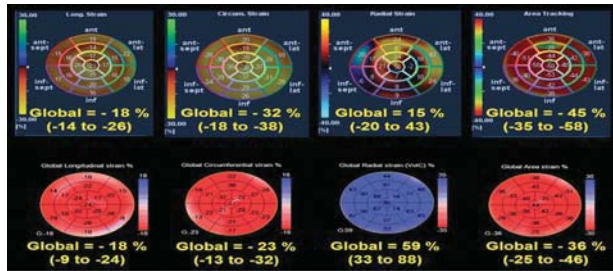
**Фиг. 10.** Основни производни параметри, които могат да бъдат изчислени на базата на крива на лонгитудинален стрейн. Postsystolic strain = peak strain – peak systolic strain; AVC – затваряне на аортна клапа. (Модификация по Nee Scze Khoo)

- време за достигане до пиков стрейн (time to peak strain) – време за достигане на максимална миокардна деформация
- постсистолен стрейн (postsystolic strain, PSS) – дефинира се като миокардна деформация след затварянето на аортната клапа (постсистолично скъсяване в надлъжна и циркумферентна посока и постсистолично

удебеляване в радиална посока). Изчислява се с формулата:  $PSS = \text{peak strain} - \text{peak systolic strain}$ .

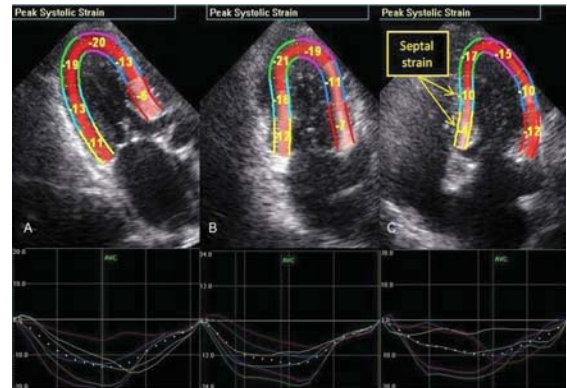
Тези параметри могат да бъдат определени автоматично или ръчно в зависимост от софтуерната програма.

Успешно може да се определи миокардната деформация във [32, 37]:

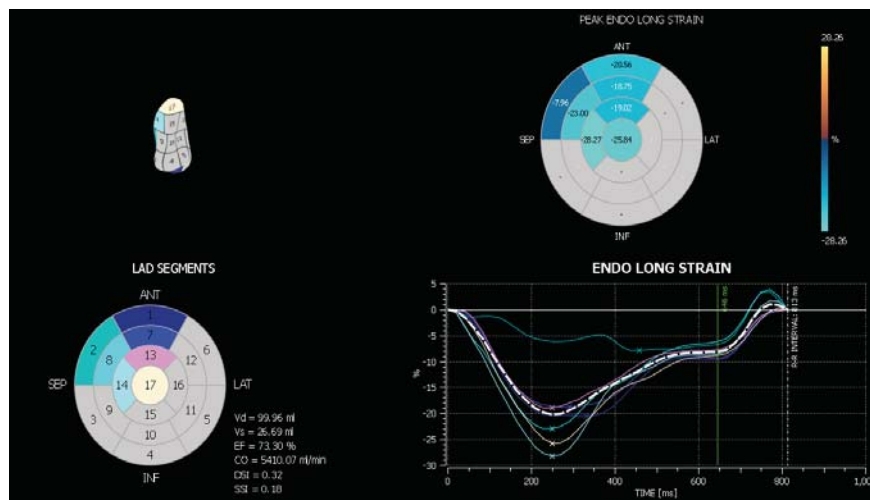


Фиг. 11. Глобален лонгитудинален, циркуферентен и радиален стрейн. (Модификация по Vadapo)

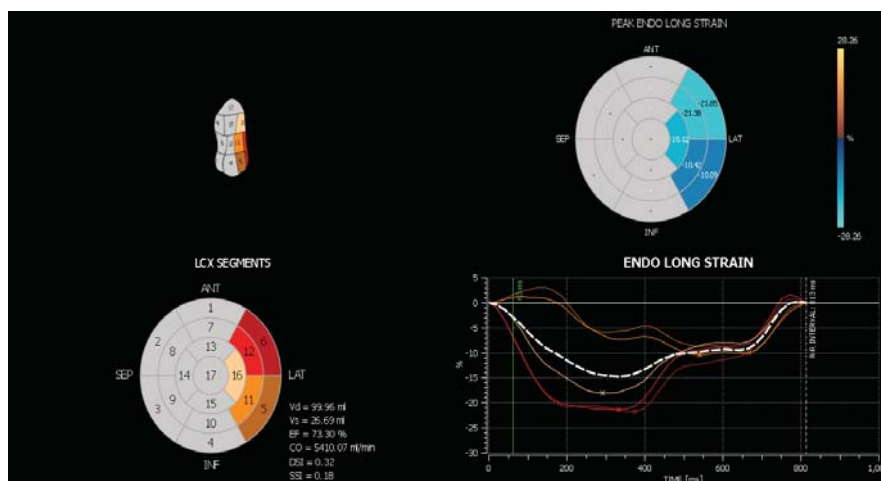
- множество ЛК сегменти (глобален стрейн, GS) – фиг. 11
- за всеки сегмент (регионален стрейн) – фиг. 12
- за всяка коронарна зона (териториален стрейн) – фиг. 13, 14 и 15.



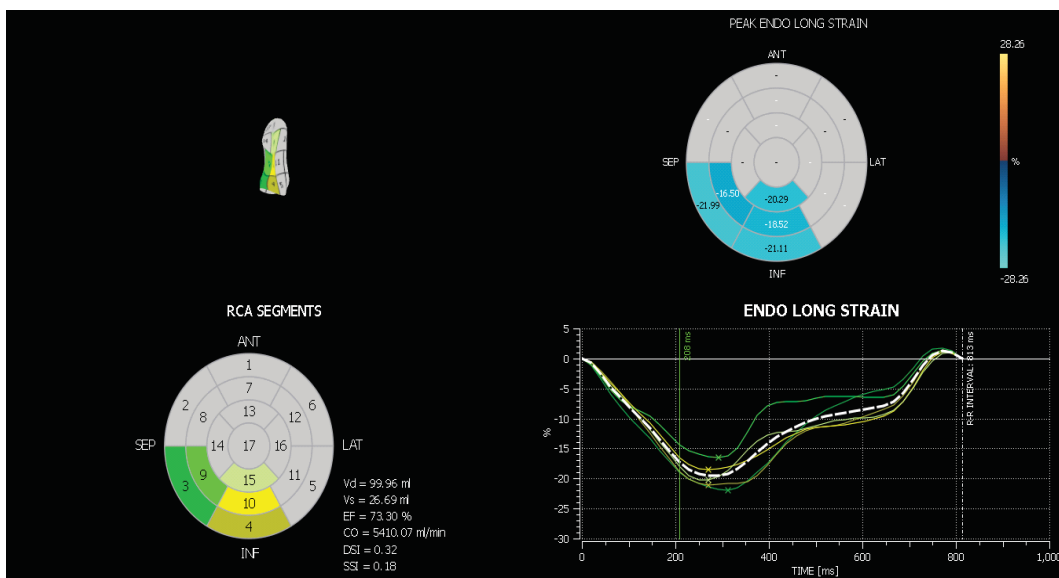
Фиг. 12. Регионален стрейн в апикална три-, дву- и четрикухинна позиция. (Модификация по Vibeke M. Almaas)



Фиг. 13. Териториален стрейн в басейна на LDA. (Личен архив)



Фиг. 14. Териториален стрейн в басейна на LCX. (Личен архив)



Фиг. 15. Териториален стрейн в басейна на RCA. (Личен архив)

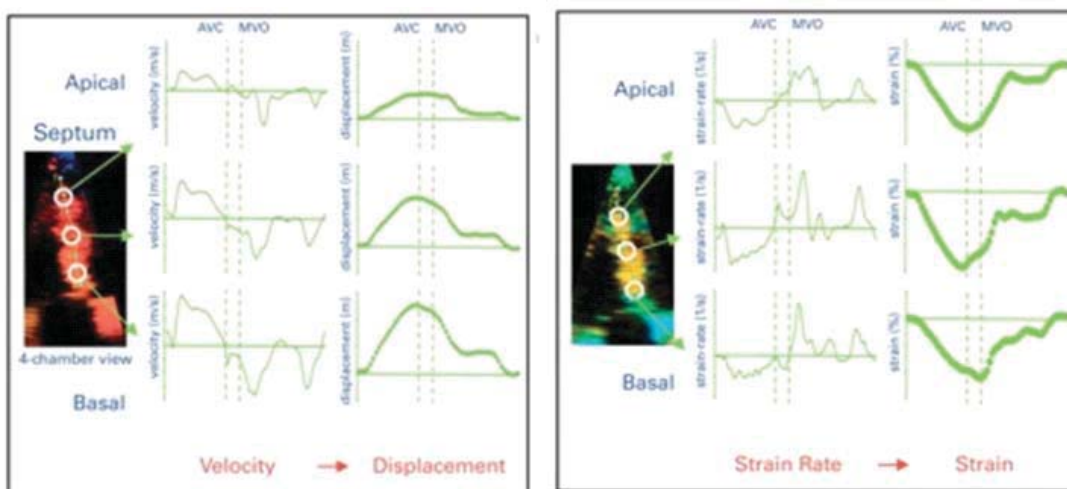
### ЛОНГИТУДИНАЛЕН СТРЕЙН (LONGITUDINAL STRAIN, $\epsilon L$ )

Съществува нормален градиент в надлъжна посока на намаляване на скоростите на миокарда от базалните сегменти на ЛК към относително неподвижния апекс [21, 22]. Това правило важи и при оценка на лонгитудиналната миокардна деформация (фиг. 16).

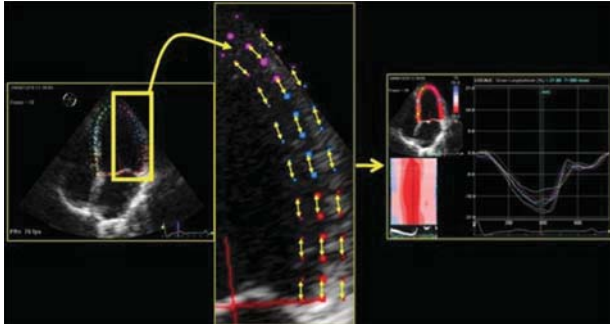
Лонгитудиналният миокарден стрейн –  $\epsilon L$ , е резултат на скъсяване на миокарда в надлъжна посока, от базата към върха по време на систола (фиг. 17) [27]. По тази причина има отрицателна стойност, като се изследва

единствено в апикална четири-, дву- и трикухинна позиция (фиг. 18, 19, 20, 22 и 23) [28].

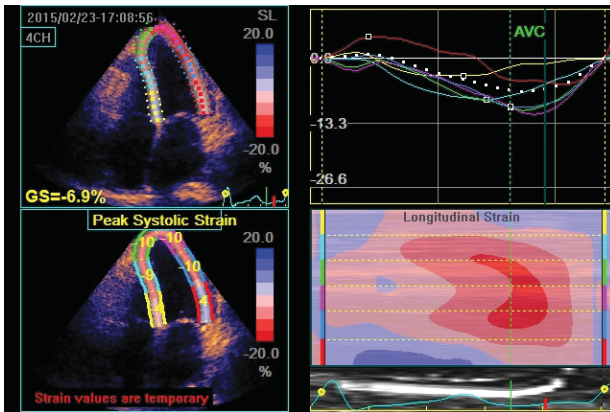
- Нормалната стойност на **лонгитудиналния регионален миокарден стрейн ( $\epsilon L$ )** при мъже е **над -16,9%** и при жени **над -18,5%**. Отразява **сегментната ЛК функция** [32, 40].
- Нормалната стойност на **лонгитудиналния глобален миокарден стрейн (GS)** е **между -15,9% и -22,1% (средно -19,7%)**. Отразява **глобалната систолна функция** [32, 40].



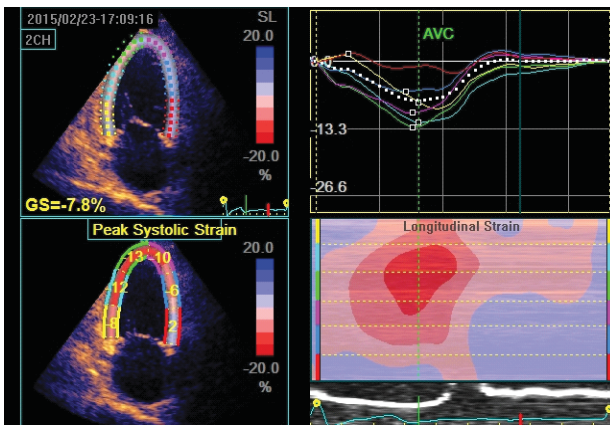
Фиг. 16. Постепенно намаляване на velocity, displacement, strain и strain rate от базата към върха на ЛК. Норм. (Модификация по Vijns)



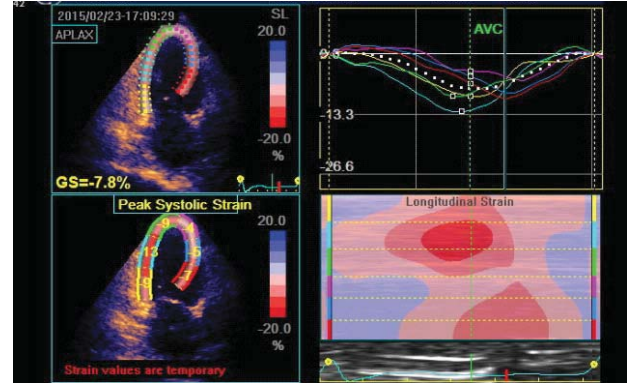
**Фиг. 17.** Изследване на лонгитудиналния миокарден стрейн в апикална четирикухинна позиция. Наблюдава се скъсяване на миокардните фибри по време на систола в надлъжна посока и удължаване в диастола. (Модификация по Heimdal A.)



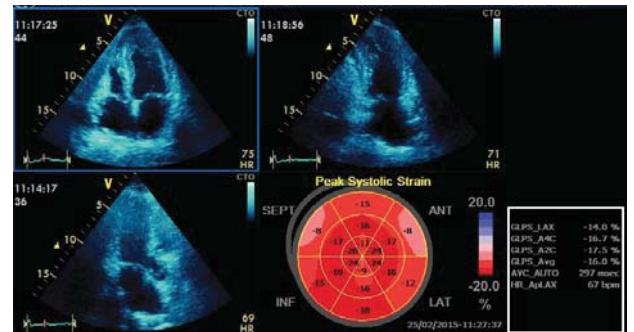
**Фиг. 18.** Изследване на миокардната лонгитудинална деформация в апикален четирикухинен срез при пациент с остър миокардит. Наблюдава се намалена абсолютна стойност на глобалния миокарден лонгитудинален стрейн (вляво горе) и съответно дифузно намален сегментен стрейн за шестте ЛК сегмента (вляво долу). Вдясно горе – графично изобразяване във вид на криви на миокардния стрейн за всеки от шестте ЛК сегмента. Вдясно долу – изобразяване на лонгитудиналния стрейн чрез M-mode. GS – глобален стрейн; AVC – затваряне на аортна клапа. (Личен архив)



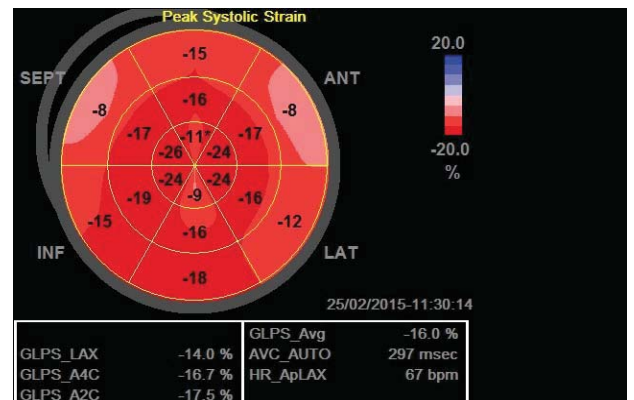
**Фиг. 19.** Изследване на миокардната лонгитудинална деформация в апикален двукухинен срез при същия пациент. Наблюдава се намалена абсолютна стойност на глобалния миокарден лонгитудинален стрейн (вляво горе) и съответно дифузно намален сегментен стрейн за шестте ЛК сегмента (вляво долу). Вдясно горе – графично изобразяване на миокардния стрейн във вид на крива за всеки от шестте ЛК сегмента. Вдясно долу – изобразяване на лонгитудиналния стрейн чрез M-mode. GS – глобален стрейн; AVC – затваряне на аортна клапа. (Личен архив)



**Фиг. 20.** Изследване на миокардната лонгитудинална деформация в апикален трикухинен срез при същия пациент. Наблюдава се намалена абсолютна стойност на глобалния миокарден лонгитудинален стрейн (вляво горе) и съответно дифузно намален сегментен стрейн за шестте ЛК сегмента (вляво долу). Вдясно горе – графично изобразяване на миокардния стрейн във вид на крива за всеки от шестте ЛК сегмента. Вдясно долу – изобразяване на лонгитудиналния стрейн чрез M-mode. GS – глобален стрейн; AVC – затваряне на аортна клапа. (Личен архив)



**Фиг. 21.** „Bull's eye“ изображение в 18-сегментен модел на ЛК на базата на апикална четири-, три- и двукухинна позиция. Наблюдава се намален лонгитудинален стрейн в базалните антеросептални и антеролатерални сегменти. (Личен архив). GLPS LAX – глобален лонгитудинален стрейн в апикална трикухинна позиция. GLPS A4C – глобален лонгитудинален стрейн в апикална четирикухинна позиция. GLPS A2C – глобален лонгитудинален стрейн в апикална двукухинна позиция. GLPS Avg – осреднена стойност на глобалния лонгитудинален стрейн за трите апикални позиции



**Фиг. 22.** „Bull's eye“ изображение в 18-сегментен модел на ЛК на същия пациент. Наблюдава се намален лонгитудинален стрейн в базалните антеросептални и антеролатерални сегменти. (Личен архив). GLPS LAX – глобален лонгитудинален стрейн в апикална трикухинна позиция. GLPS A4C – глобален лонгитудинален стрейн в апикална четирикухинна позиция. GLPS A2C – глобален лонгитудинален стрейн в апикална двукухинна позиция. GLPS Avg – осреднена стойност на глобалния лонгитудинален стрейн за трите апикални позиции

### ЦИРКУМФЕРЕНТЕН СТРЕЙН (CIRCUMFERENTIAL STRAIN, $\epsilon_c$ )

Докато лонгитудиналният стрейн се дължи на надлъжно скъсяване на миокардните фибри в посока от базата към върха, то циркуферентният стрейн е резултат на напречно скъсяване по обиколката на ЛК (фиг. 23) [28].

Изследва се единствено по къса ос, в парастернална позиция на ниво митрална клапа, папиларни мускули и сърдечен връх (фиг. 24). Има отрицателна стойност [36].

- Нормалната стойност на регионалния циркуферентен стрейн ( $\epsilon_c$ ) е **над -15,4%**. Отразява сегментната систолна функция [32, 40].
- Нормалната стойност на глобалния циркуферентен стрейн (**GS**) е **между -20,9% и -27,8% (средно -23,3%)**. Отразява глобалната систолна функция [32, 40].

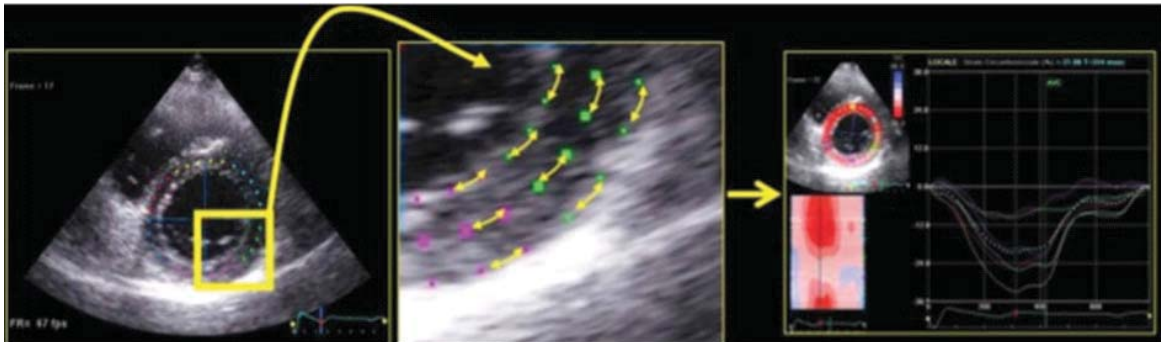
### РАДИАЛЕН СТРЕЙН (RADIAL STRAIN, $\epsilon_r$ )

Радиалният стрейн е резултат на удебеляването на миокардните фибри в посока към кухината на ЛК по време на систола [28]. Има положителна стойност и се изследва единствено в парастернална позиция по къса ос на ниво митрална клапа, папиларни мускули и сърдечен връх (фиг. 25 и 26).

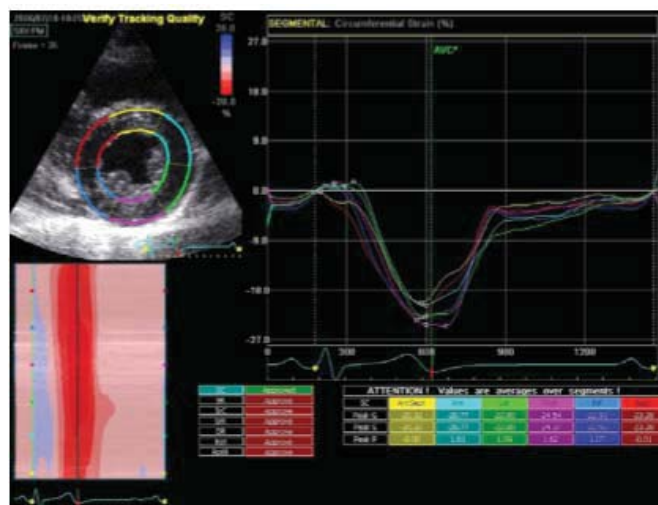
- Нормалната стойност на **сегментния радиален стрейн ( $\epsilon_r$ )** е **над 24,6%**. Отразява сегментната систолна функция [32, 40].
- Нормалната стойност на **глобалния радиален стрейн (GS)** е **между 35,1% и 39% (средно 47,3%)**. Отразява глобалната систолна функция [32, 40].

### СКОРОСТ НА МИОКАРДНА ДЕФОРМАЦИЯ, STRAIN RATE, SR

Съществува нормален градиент по дългата ос на сърцето на редуциране на тъканните скорости от базата към сърдечния



Фиг. 23. Изследване на циркуферентния стрейн в парастернална позиция по късата ос. Наблюдава се скъсяване на миокардните фибри по време на систола. (Модификация по Heimdal A.)

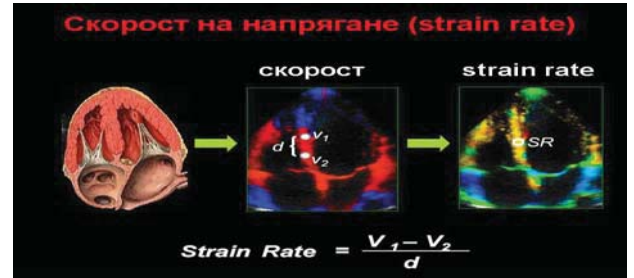


Фиг. 24. Изследване на миокардната циркуферентна деформация в парастернална позиция по къса ос на ниво папиларни мускули. Вляво долу – M-mode изобразяване. Вдясно – графично изобразяване на миокардия стрейн във вид на крива за всеки от шестте ЛК сегмента. Норма. AVC – затваряне на аортна клапа. (Модификация по Teske A.)

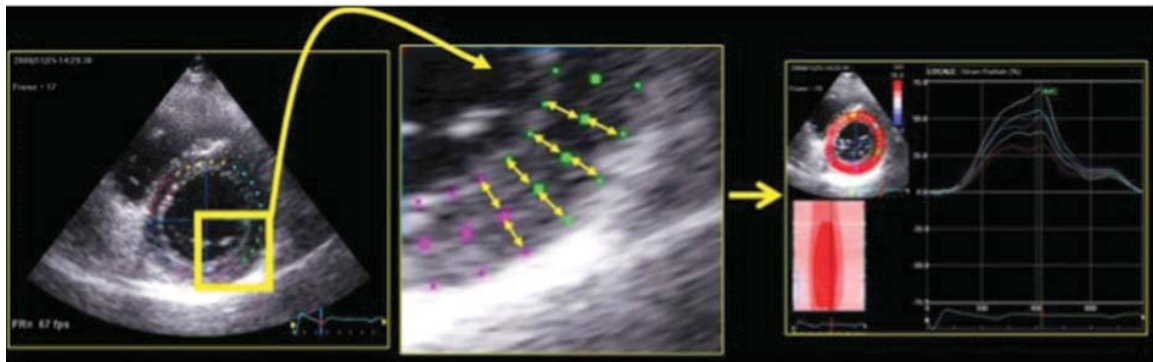
върх [23, 24, 26]. Това поражда сигурно съществуваща, физиологична разлика между скоростите на два съседни сегмента. Тази разлика служи като основа за определяне на миокардната деформация и нейната скорост чрез ТДЕ (фиг. 27) [16, 17]. Трябва обаче добре да се знае, че както миокардният strain, така и strain rate могат да бъдат изследвани освен чрез ТДЕ, също и на базата на STE [57, 59].

Скоростта, с която се достига до миокардна деформация, се нарича **strain rate**, **SR** [32]. Дефинира се като разлика в скоростите на две точки от миокарда, разделена на разстоянието между тях (фиг. 28). Традиционно се изчислява със следната формула [25, 40]:

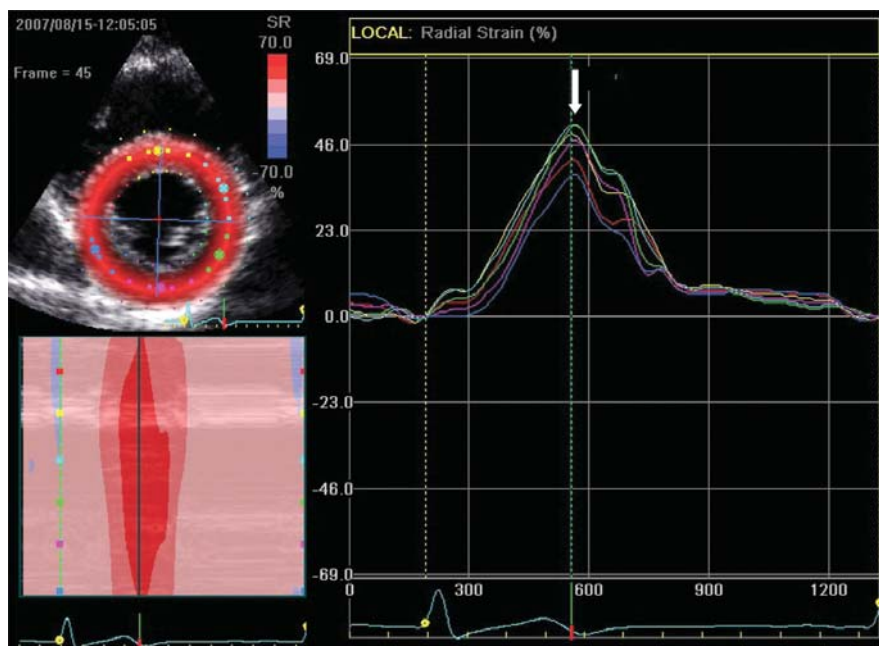
$SR = V1 - V2/L$ , където:  
**SR** е скоростта на деформация,  
**V1** е скоростта в точка 1,  
**V2** е скоростта в точка 2 и  
**L** е разстоянието между двете точки, обикновено около **10 mm**.



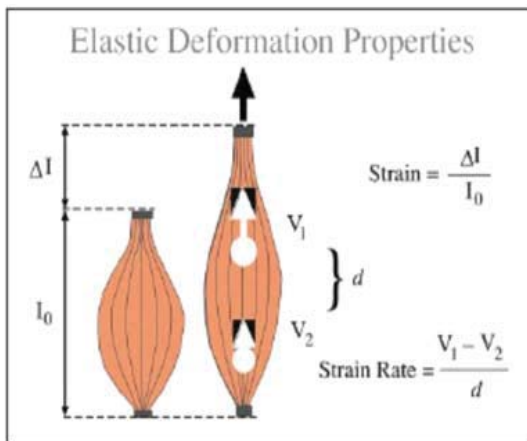
**Фиг. 27.** Изчисляване на SR чрез цветно кодиран ТДЕ на базата на разликата в скоростите на две точки от миокарда, разделена на разстоянието между тях. (Модификация по Нооге)



**Фиг. 25.** Изследване на радиалния миокарден стрейн в парастернална позиция по къса ос. Наблюдава се удебеляване на миокардните фибри по време на систола. (Модификация по Heimdal A.)



**Фиг. 26.** Изследване на радиалната деформация в парастернална позиция по къса ос на ниво папиларни мускули. Наблюдават се запазени стойности във всички ЛК сегменти. Вляво долу – M-mode изобразяване. Вдясно – графично изобразяване на миокардния стрейн във вид на крива за всеки от шестте ЛК сегмента; Норма AVC – затваряне на аортна клапа. (Модификация по Heimdal A.)



**Фиг. 28.** Изчисляване на SI и SR. Миокардният стрейн представя информация за степента на деформация на анализирания сегмент по отношение на неговата първоначална дължина. Стрейн рейтът е разликата в скоростите на две точки от миокарда, разделена на разстоянието между тях. (Модификация по Solomon)

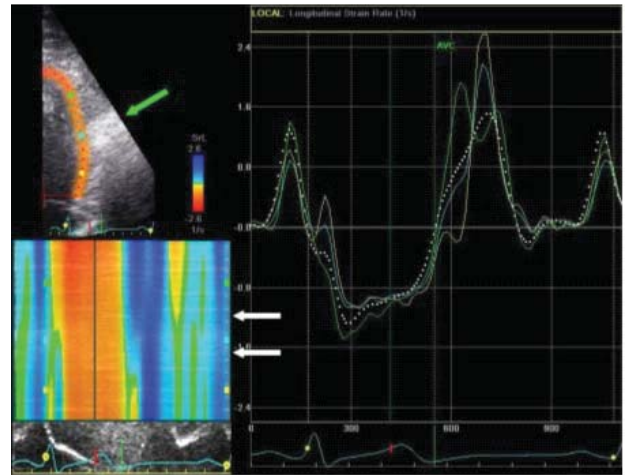
Както при тъканните скорости, така и при SI и SR, показателите за деформация и скорост на деформация са по-високи в базата на сърцето в сравнение с апекса. По време на систола миокардът се скъсява в надлъжна посока, поради което SR подобно на SI също има отрицателна стойност [16, 25]. Измерва се в 1/s, при норма около  $-1,8$  1/s [32]. Може да се изобрази графично и във вид на крива (фиг. 29 и 30). Нормалният профил на кривата има характерен вид. Състои се от систолна вълна (S), ранна и късна диастолна вълна (E и A). Освен във вид на криви, отделните ЛК сегменти могат да бъдат представени в режим на M-mode изображение [38, 60].

Основните производни параметри, които могат да бъдат изчислени, са (фиг. 30) [32]:

- Пиков систолен стрейн рейт (peak systolic SR)
  - Време за достигане до пиков систолен стрейн рейт (time to peak systolic SR)
  - Пикова E-вълна стрейн рейт (peak E wave SR)
  - Пикова A-вълна стрейн рейт (peak A wave SR).

Тези параметри могат да бъдат определени автоматично или ръчно в зависимост от софтуерната програма [39].

Редица клинични проучвания показват, че SR има редица недостатъци за оценка на глобалната и регионалната ЛК механика. Това го прави по-трудно приложим в клиничната практика в сравнение със SI.



**Фиг. 29.** Изследване на SR в апикална позиция. Вляво долу – M-mode изображение. Вдясно – графично изображение във вид на крива. Норма. (Модификация по Teske A.)

### ТЕХНИЧЕСКО ИЗПЪЛНЕНИЕ НА МЕТОДИКИТЕ

Задължително условие за изчисляване на SI и SR на базата на ТДЕ е апаратът да бъде включен в режим на цветно кодиран ТДЕ [33, 34, 61]. Това означава, че интересувашата ни позиция трябва да бъде изпълнена в този формат и трансформирана “на място” съответно в SI и SR образ, след което – запаметена. За да може образът да се обработва, трябва да е запомнен като клип. Следва постпроцесинг. Поставяме спекъли върху интересувашите ни сегменти. Това е т.нар. количествен анализ (Q analysis). Следва софтуерна обработка на информацията и се получават графики, показващи деформацията и скоростта на миокардна деформация (фиг. 31) [32, 35, 62].

### СРАВНЕНИЕ МЕЖДУ STE и ТДЕ. ПРЕДИМСТВА И НЕДОСТАТЪЦИ

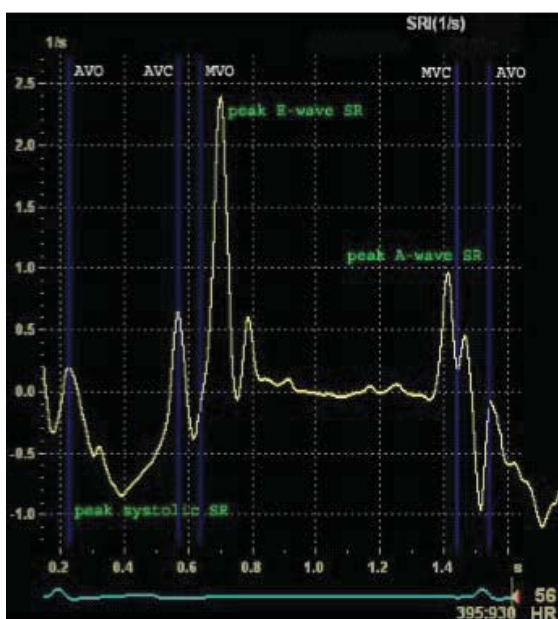
Чрез STE се предоставя възможност за получаване на двуразмерно изображение на миокардната деформация в четири направления. Методът е ъгъл-независим. Става дума за изследване на регионален, териториален и глобален SI/SR в лонгитудинална, трансверзална, радиална и циркуферентна посока [48, 49]. Методът предоставя възможност за изследване на много производни показатели. Важно е да се отбележи, че се изчисляват автоматично камерният краен диастолен и систолен обем и

фракцията на изтласкване. Технически това се осъществява чрез създаване на изображение във вид на „bull’s eye“ за 16-, 17- или 18-сегментен модел на ЛК [46]. Важно предимство на STE пред ТДЕ е възможността за изследване на torsion и twist на ЛК. Преди въвеждането на STE, единственият реферирани метод е бил сърдечният магнитен резонанс [51, 52].

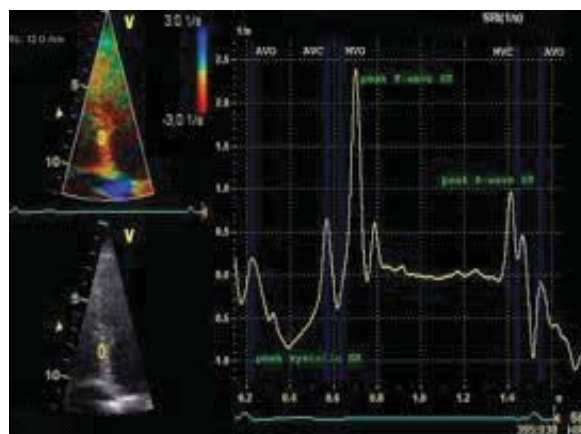
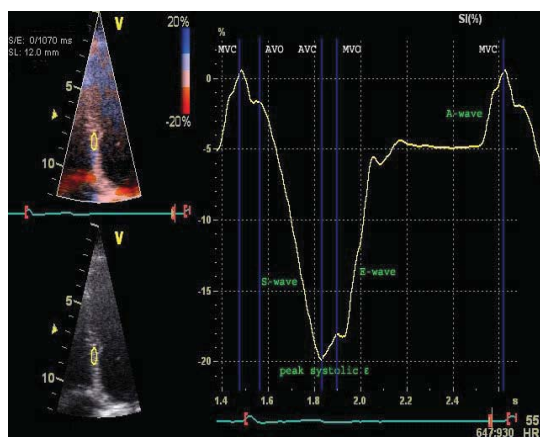
ТДЕ предоставя възможност за изследване на миокардната деформация в две направления (лонгитудинален и радиален SI/SR), което е зависимо от ъгъла

на проникване на ултразвуковия лъч [45]. Необходимо е доплеровият лъч да съвпада оптимално с посоката на движение на миокардната стена [50]. Оттук следва и основният недостатък – възможността за изследване единствено на лонгитудинален SI/SR в апикална позиция и съответно на радиалния SI/SR в парастернална позиция по къса ос. Друг недостатък е невъзможността за едновременно изследване на голям брой сегменти [47]. Това е причината глобалната миокардна деформация, която дава информация за систолната функция на ЛК, да не може да бъде изчислена. Предимство пред STE е възможността за изследване на регионалната ЛК функция при лошо качество на ехографския образ. Това, разбира се, е много относително предимство [53, 54]. Както бе описано, ТДЕ е методика, която изчислява миокардния SI/SR на базата на градиент на скоростта. Това създава условия за възникване на грешки, тъй като тъканната скорост на даден пасивен сегмент може да бъде измерена като по-висока поради твърдинг. При STE възможността за грешка е минимална поради директно измерване на миокардната деформация [55]. В табл. 2 е направено сравнение на предимствата и недостатъците на ТДЕ и STE.

В заключение, ехокардиографските strain изображения се използват за количествен анализ на регионалната и глобалната ЛК функция и механика. Speckle tracking echocardiography е методът на избор, който позволява бърза и обективна оценка на мио-



**Фиг. 30.** Вляво – нормален профил на кривата на SR. S wave – отговаря на систолната контракция, E wave – ранно диастолно пълнене, и A wave – на предсърдната контракция. (Модификация по Weidemann F.)



**Фиг. 31.** Изследване на миокардния strain (вляво) и strain rate (вдясно) на базата на ТДЕ в апикална позиция на предварително записано изображение в режима на цветно кодиран ТДЕ. (Модификация по Weidemann F.)

Таблица 2

	ТДЕ	STE
<b>Предимства</b>	<p>Възможност за анализ при лош ехокардиографски прозорец</p> <p>Възможност за постпроцедурна обработка и анализ</p>	<p>Ъгъл-независима методика</p> <p>Изследване на миокардната деформация в четири направления (лонгитудинален и трансверзален SI, SR в апикална позиция и съответно радиален и циркумферентен SI, SR в парастернална по къса ос позиция)</p> <p>Директно изчисляване на миокардния SI, SR</p> <p>Възможност за изчисляване както на регионалната, така и на глобалната миокардна деформация</p> <p>Възможност за постпроцедурна обработка и анализ</p> <p>Възможността за изследване на ЛК torsion и twist</p>
<b>Недостатъци</b>	<p>Ъгъл-зависима методика</p> <p>Изследване на миокардната деформация в две направления (лонгитудинален SI, SR в апикална позиция и съответно радиален SI, SR в парастернална позиция по къса ос)</p> <p>Изчисляване на миокардния SI, SR на базата на тъканните скорости</p> <p>Възможност за изчисляване единствено на регионалната миокардна деформация</p> <p>Невъзможност за изследване на ЛК torsion и twist</p>	<p>Изискване за добър ехокардиографски образ за правилно очертаване на ендокардния контур и точно изчисляване на миокардната деформация</p>

кардната функция. Предоставя възможност за изчисляване на миокардната деформация в различни равнини от една позиция и в един сърдечен цикъл, по компютризиран алгоритъм, удобен и лесен за работа.

#### Библиография

1. Abe, Y. et al. Accurate detection of regional contraction using novel 3-dimensional speckle tracking technique. – J. Am. Coll. Cardiol., **51**, 2008, (Suppl. A), A11.
2. Amundsen, B. et al. Noninvasive myocardial strain measurement by speckle tracking echocardiography: Validation against sonomicrometry and tagged magnetic resonance imaging. – J. Am. Coll. Cardiol., **47**, 2006, 789-793.
3. Arias-Godínez, J. et al. Function and mechanics of the left ventricle: from tissue Doppler imaging to three dimensional speckle tracking. – Arch. Cardiol. Mex., **81**, 2011, № 2, 114-125.
4. Armstrong, G. et al. Use of peak systolic strain as an index of regional left ventricular function: comparison with tissue Doppler velocity during dobutamine stress and myocardial ischemia. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **13**, 2000, 731-737.
5. Artis, N. et al. Twodimensional strain imaging: A new echocardiographic advance with research and clinical applications. – Inter. J. Cardiology, **123**, 2008, 240-248.
6. Becker, M. Analysis of myocardial deformation based on pixel tracking in 2D echocardiographic images allows quantitative assessment of regional left ventricular function. – Heart, **92**, 2005, 1102-1108.
7. Bertini, M. et al. Effects of Cardiac Resynchronization Therapy on Left Ventricular Twist. – J. Am. Coll. Cardiol., **54**, 2009, 1317-1325.
8. Bohs, L. et G. Trahey. A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion. – IEEE Trans. Biomed. Eng., **38**, 1991, 280-286.
9. Bolognesi, R. et al. Detection of early abnormalities of left ventricular function by hemodynamic, echotissue Doppler imaging, and mitral Doppler flow techniques in patients with coronary artery disease and normal ejection fraction. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **14**, 2001, 764-772.
10. Bountiukos, M. et al. Pulsed-wave tissue Doppler quantification of systolic and diastolic function of viable and nonviable myocardium in patients with ischemic cardiomyopathy. – Am. Heart J., **148**, 2004, 1079-1084.
11. Burns, A. et al. Left ventricular untwisting is an important determinant of early diastolic function. – J. Am. Coll. Cardiol. Img., **2**, 2009, 709-716.
12. Crosby, J. et al. 3-d speckle tracking for assessment of regional left ventricular function. – J. Ultras. Med. Bio., **35**, 2009, 458-471.
13. De Backer, J. et al. The use of TDI for the assessment of changes in myocardial structure and function in inherited cardiomyopathies. – Eur. J. Echocardiogr., **6**, 2005, 243-250.
14. Delgado, V. et al. Assessment of left ventricular dyssynchrony by speckle tracking strain imaging comparison between longitudinal, circumferential, and radial strain in cardiac resynchronization therapy. – J. Am. Coll. Cardiol., **51**, 2008, 1944-1952.
15. Derumeaux, G. et al. Doppler tissue imaging quantitates regional wall motion during myocardial ischemia and reperfusion. – Circulation, **97**, 1998, 1970-1977.
16. Edvardsen, T. et al. Quantitative assessment of intrinsic regional myocardial deformation by Doppler strain rate echocardiography in humans: Validation against threedimensional tagged magnetic resonance imaging. – Circulation, **106**, 2002, 50-
17. Edvardsen, T., T. Helle-Valle et O. Smiseth. Systolic Dysfunction in Heart Failure with Normal Ejection Fraction: Speckle-Tracking Echocardiography. – Prog. Cardio. Diseases., **49**, 2006, 207-214.
18. Edvardsen, T. et al. Regional myocardial systolic function during acute myocardial ischemia assessed by strain

- Doppler echocardiography. – J. Am. Coll. Cardiol., **37**, 2001, 726-730.
19. Ho, E. et al. Subclinical anthracycline- and trastuzumab-induced cardiotoxicity in the long-term follow-up of asymptomatic breast cancer survivors: a speckle tracking echocardiographic study. – Heart, **96**, 2010, 701-707.
  20. Evangelista, A. et al. Three-dimensional speckle tracking study of myocardial mechanics in normal humans: demonstration of regional and segmental heterogeneity in radial, circumferential and longitudinal strain. – J. Am. Coll. Cardiol., **53**, 2009, A231-A304.
  21. Garcia, M. et al. Differentiation of constrictive pericarditis from restrictive cardiomyopathy: assessment of left ventricular diastolic velocities in longitudinal axis by Doppler tissue imaging. – J. Am. Coll. Cardiol., **27**, 1996, 108-114.
  22. Greenberg, N. et al. Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility. – Circulation, **105**, 2002, 99-105.
  23. Gulati, V. K. et al. Mitral annular descent velocity by tissue Doppler echocardiography as an index of global left ventricular function. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **11**, 1998, 105-111.
  24. Ha, J. W. et al. Differentiation of constrictive pericarditis from restrictive cardiomyopathy using mitral annular velocities by tissue Doppler echocardiography. – Am. J. Cardiol., **94**, 2004, 316-319.
  25. Heimdahl, A. et al. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **11**, 1998, 1013-1019.
  26. Ho, C. et al. Assessment of diastolic function with Doppler tissue imaging to predict genotype in preclinical hypertrophic cardiomyopathy.
  27. Hung, J. et al. 3D echocardiography: a review of the current status and future directions. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **20**, 2007, 213-233. Circulation, **105**, 2002, 2992-2997.
  28. Hurlburt, H. et al. Direct Ultrasound Measurement of Longitudinal, Circumferential, and Radial Strain Using 2-Dimensional Strain Imaging in Normal Adults. – Echocardiography, **24**, 2007, 723-731.
  29. Ishii, K. et al. Abnormal regional left ventricular systolic and diastolic function in patients with coronary artery disease undergoing percutaneous coronary intervention clinical significance of post-ischemic diastolic stunning. – J. Am. Coll. Cardiol., **54**, 2009, 589-597.
  30. Jacobs, L. et al. Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data. – Eur. Heart J., **27**, 2006, 460-468.
  31. Jenkins, C. et al. Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. – J. Am. Coll. Cardiol., **44**, 2004, 878-886.
  32. Jens-Uwe, V. 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., **28**, 2015, 183-193.
  33. Dandel, M. et al. Strain and Strain Rate Imaging by Echocardiography – Basic Concepts and Clinical Applicability. – Current. Cardiol. Reviews, **5**, 2009, 133-148.
  34. Katz, W. et al. Quantitative evaluation of the segmental left ventricular response to dobutamine stress by tissue Doppler echocardiography. – Am. J. Cardiol., **79**, 1997, 1036-1042.
  35. Kawagishi, T. Speckle Tracking for Assessment of Cardiac Motion and Dyssynchrony. – Echocardiography, **10**, 2008, 1167-1171.
  36. Langeland, S. et al. Experimental validation of a new ultrasound method for the simultaneous assessment of radial and longitudinal myocardial deformation independent of insonation angle. – Circulation, **112**, 2005, 2157-2162.
  37. Lang, R. et al. Recommendations for Chamber Quantification: A Report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, Developed in Conjunction with the European Association of Echocardiography, a Branch of the European Society of Cardiology. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **18**, 2005, 1440-1463.
  38. Leitman, M. et al. Two dimensional strain—a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **17**, 2004, 1021-1029.
  39. Maffessanti, F. et al. Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with and without heart disease. – Am. J. Cardiol., **104**, 2009, 1755-1762.
  40. Marwick, T. et al. Myocardial strain measurement with 2-dimensional speckle-tracking echocardiography: Definition of normal range. – J. Am. Coll. Cardiol. Img., 2009, № 2, 80-84.
  41. Marwick, T. Measurement of Strain and Strain Rate by Echocardiography Ready for Prime Time? – J. Am. Coll. Cardiol., **47**, 2006, 1313-1327.
  42. Mele, D. et al. Left ventricular myocardial deformation dyssynchrony identifies responders to cardiac resynchronization therapy in patients with heart failure. – Eur. Heart J., **27**, 2006, 1070-1078.
  43. Moonen, M. et al. The value of 2D strain imaging during stress testing. – Echocardiography, **26**, 2009, 307-314.
  44. Nagueh, S. et al. Tissue Doppler imaging consistently detects myocardial abnormalities in patients with hypertrophic cardiomyopathy and provides a novel means for an early diagnosis before and independently of hypertrophy. – Circulation, **104**, 2001, 128-130.
  45. Nikitin, N. et al. Prognostic value of systolic mitral annular velocity measured with Doppler tissue imaging in patients with chronic heart failure caused by left ventricular systolic dysfunction. – Heart, **92**, 2006, 775-779.
  46. Ogawa, K. et al. Usefulness of automated quantification of regional left ventricular wall motion by a novel method of two-dimensional echocardiographic tracking. – Am. J. Cardiol., **98**, 2006, 1531-1537.
  47. Ommen, S. et al. Clinical utility of Doppler echocardiography and tissue Doppler imaging in the estimation of left ventricular filling pressures: a comparative simultaneous Doppler-catheterization study. – Circulation, **102**, 2000, 1788-1794.
  48. Pavlopoulos, H. et P. Nihoyannopoulos. Strain and strain rate deformation parameters: from tissue Doppler to 2D speckle tracking. – Int. J. Cardiovasc. Imaging, **24**, 2008, 479-491.
  49. Palka, P. et al. Differences in myocardial velocity gradient measured throughout the cardiac cycle in patients with hypertrophic cardiomyopathy, athletes and patients with left ventricular hypertrophy due to hypertension. – J. Am. Coll. Cardiol., **30**, 1997, 760-768.

50. Quinones, M. et al. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the American Society of Echocardiography. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **15**, 2002, 167-184.
51. Saito, K. et al. Comprehensive Evaluation of Left Ventricular Strain Using Speckle Tracking Echocardiography in Normal Adults: Comparison of Three-Dimensional and Two-Dimensional Approaches. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **22**, 2009, 1025-1030.
52. Sergio Mondillo, M. D. et al. Speckle-Tracking Echocardiography. A New Technique for Assessing Myocardial Function. Received June **29**, 2010, from the Department of Cardiovascular Diseases.
53. Sjøli, B. et al. Diagnostic capability and reproducibility of strain by doppler and by speckle tracking in patients with acute myocardial infarction. – J. Am. Coll. Cardiol. Img., 2009, № 2, 24-33.
54. Stoylen, A. et al. Strain rate imaging by ultrasonography in the diagnosis of coronary artery disease. – J. Am. Soc. Echocardiogr., **13**, 2000, 1053-1064.
55. Tanabe, M. et al. Validation of novel echocardiographic speckle tracking radial strain to assess ventricular dyssynchrony: Comparison with angle corrected tissue Doppler strain imaging. – J. Am. Coll. Cardiol., **49**, 2007, 806-808, 100A.
56. Torrent-Guasp, F. et al. Towards new understanding of the heart structure and function. – Eur. J. Cardiothorac. Surg., **27**, 2005, 191-201.
57. Kato, T. S. et al. Discrimination of nonobstructive hypertrophic cardiomyopathy from hypertensive left ventricular hypertrophy on the basis of strain rate imaging by tissue Doppler ultrasonography. – Circulation, **110**, 2004, 3808-3814.
58. Urheim, S. et al. Myocardial strain by Doppler echocardiography. Validation of a new method to quantify regional myocardial function. – Circulation, **102**, 2000, 1158-1164.
59. Van de Veire, N. et al. Tissue synchronization imaging accurately measures left ventricular dyssynchrony and predicts response to cardiac resynchronization therapy. – Heart, **93**, 2007, 1034-1039.
60. Delgado, V. et al. Strain analysis in patients with severe aortic stenosis and preserved left ventricular ejection fraction undergoing surgical valve replacement. – Eur. Heart J., **30**, 2009, 3037-3047.
61. Voigt, J. U. et al. Strain rate imaging during dobutamine stress echocardiography provides objective evidence of inducible ischemia. – Circulation, **107**, 2003, 2120-2126.
62. Yu, C. et al. A novel tool to assess systolic asynchrony and identify responders of cardiac resynchronization therapy by tissue synchronization imaging. – J. Am. Coll. Cardiol., **45**, 2005, 677-684.

✉ Адрес за кореспонденция:

Доц. д-р И. Даскалов, дм  
Клиника "Спешна терапия"  
ВМА  
бул. "Св. Г. Софийски" № 3  
1606 София  
e-mail: ivodaskalov@mail.bg

✉ Address for correspondence:

Assoc. prof. I. Daskalov, MD  
Clinic of Emergency Care and Therapy  
Military Medical Academy  
3 Sv. G. Sofiiski, Str.  
Bg – 1606 Sofia  
e-mail: ivodaskalov@mail.bg

**ОФЕРТИ ЗА РЕКЛАМНО УЧАСТИЕ В ИЗДАНИЯТА НА ЦМБ:**

1. Отпечатване на многоцветна рекламна страница:

- на корица – 720 лв.;
- в книжното тяло – 600 лв.

2. Отпечатване на черно-бяла реклама и/или текст за 1 страница – 150 лв.

3. Разпространение на готова вложка със списание – 1.00 лв./брой.

*При отпечатване на повече от една реклама се правят отстъпки по договаряне.*

*По желание на рекламодателя многоцветните реклами могат да бъдат придружени от безплатно отпечатване на 1 страница текст след съгласуване на съдържанието му с редколегията.*

*Всеки рекламодател получава книжки от списанието.*