

ХИПЕРДОПЛЕР – СЪВРЕМЕНЕН МЕТОД ЗА ОЦЕНКА НА ДИНАМИКАТА НА ИНТРАКАРДИАЛНИЯ КРЪВОТОК

Н. Златарева, М. Доцева, Й. Томова

МБАЛ „Света София“ – София

HYPER DOPPLER – A MODERN METHOD FOR ASSESSING THE DYNAMICS OF INTRACARDIAC BLOOD FLOW

N. Zlatareva, M. Dotseva, Y. Tomova

MBAL „Sveta Sofia“ – Sofia

Резюме.

Напоследък с развитието на новите технологии стана възможно да се оцени интракардиалния кръвоток. Един от основните методи, използван понастоящем, е трансторакалната ехокардиографска оценка чрез HyperDoppler intracardiac flow dynamics. Той се основава на цветно доплерово картографиране на кръвотока чрез Color Doppler flow mapping (CDFM) технология. В допълнение към конвенционалната трансторакална ехокардиография тази методика дава възможност за визуализация и количествена оценка на интракардиалния кръвоток. Доказва се, че цялостната оценка на интракардиалните структури, както и интракавитарният им вихров поток могат да дадат възможност за откриване на патологично променени характеристики на потока. Това от своя страна идентифицира нови патофизиологични механизми в развитието на сърдечно-съдовите заболявания. Методите ни представят допълнителна информация за хемодинамиката, с потенциал за ранно откриване на сърдечна дисфункция и подпомагане по отношение на лечението и превенцията на заболяванията. Конвенционалните ехокардиографски измервания на сърдечната механика обикновено не разкриват значителни промени, докато няма явна дисфункция, което ги прави по-малко ефективни за ранна диагностика и лечение на сърдечно-съдовите заболявания. Динамиката на кръвотока бива незабавно засегната при промяна на сърдечната хемодинамика, следователно неговото анализиране отваря нови перспективи за прогнозирането и ранната диагностика на заболяванията. Анализът на интракардиалния поток е различен и съвременен подход за оценка на сърдечната функция, предоставящ важна и допълнителна информация към конвенционалните подходи, базирани на сърдечната механика.

Ключови думи:

трансторакална ехокардиография, хипердоплер динамика на интракардиалния поток, вихров поток

Адрес

д-р Мария Доцева, МБАЛ „Света София“, кв. Манастирски ливади, бул. България № 104, 1618 София,

за кореспонденция:

e-mail: mariya.dotseva@abv.bg

Abstract.

One of the main methods currently used is the transthoracic echocardiographic evaluation by HyperDoppler intracardiac flow dynamics. It is based on color Doppler mapping of the blood flow by CDFM/Color Doppler flow mapping/technology. In addition to conventional transthoracic echocardiography, this technique enables visualization and quantitative assessment of intracardiac blood flow. HyperDoppler methodology represents a new paradigm in the analysis of cardiac function with the potential for sensitive risk identification and prediction of impending cardiac damage. It has been shown that a comprehensive assessment of intracardiac structures as well as their intracavitary vortex flow can enable the detection of pathologically altered flow characteristics. Which in turn identifies new pathophysiological mechanisms in the development of cardiovascular diseases. Our methods provide additional information on hemodynamics, with the potential for early detection of cardiac dysfunction and assistance in disease treatment and prevention. Convection echocardiographic measurements of cardiac mechanics usually do not reveal significant changes until there is significant dysfunction, making them less effective for early diagnosis and treatment of cardiovascular disease. Blood flow dynamics are immediately affected when cardiac hemodynamics change, therefore analyzing it opens new perspectives for the prediction and early diagnosis of diseases. Intracardiac flow analysis is a different and modern approach to assess cardiac function, providing important and complementary information to conventional approaches based on cardiac mechanics.

Key words:

transthoracic echocardiography, HyperDoppler intracardiac flow dynamics, vortex flow

Address

Mariya Dotseva, MD, MHAT “Sveta Sofia”, Manastirski Livadi, 104 Bulgaria Blvd, BG – 1618 Sofia,

for correspondence:

e-mail-mariya.dotseva@abv.bg

ВЪВЕДЕНИЕ

Посоката, скоростта и завихрянето на кръвотока в сърдечните кухини са тясно свързани с морфологията и функцията на сърдечно-съдовата система. През последните години оправдано се повишава интереса относно важната роля на динамиката на кръвотока при някои патологични състояния като например: лявокамерна и дяснокамерна дисфункция, клапни заболявания и други [1, 3, 6]. Завихрянето е основен елемент за динамичния баланс между циркулиращия кръвен поток и миокардната тъкан. Следвайки тази нова концепция, стана възможно да се диагностицират ранните признаци за сърдечна увреда и в резултат на това да представи прогностична информация за бъдещо ремоделиране на сърдечните кухини [1-6]. Напоследък с развитието на новите технологии стана възможно да се оцени интракардиалния кръвоток. Един от основните методи, използван понастоящем е трансторакалната ехокардиографска оценка чрез HyperDoppler intracardiac flow dynamics [3, 6]. Той се основава на цветно доплерово картографиране на кръвотока чрез CDFM/Color Doppler flow mapping/технология. В допълнение към конвенционалната трансторакална ехокардиография, тази методика дава възможност за визуализация и количествена оценка на интракардиалния кръвоток. HyperDoppler методиката представлява нова парадигма в анализа на сърдечната функция с потенциал за чувствителна идентификация на риска и прогнозиране на предстояща сърдечна увреда.

СЪВРЕМЕНИ МЕТОДИКИ НА ОЦЕНКА НА ИНТРАКАРДИАЛНИЯ КРЪВОТОК

За първи път през 2012 г. се описват основните методики за оценка на интравентрикуларния кръвоток, които се основават главно на магнитнорезонансно изследване (MRI), ултразвуков доплер (ultrasound Doppler) и контрастна скорост на изобразяване на частици (contrast particle imaging velocimetry [1]. Доказва се, че моделите на кръвните потоци са тясно свързани с морфологията и функцията на сърдечно-съдовата система. Тези модели отразяват изключителната адаптивност на сърдечно-съдовата система за поддържане на нормалното кръвообращение в широк диапазон на натоварвания. Точното извличане на информацията относно кръвотока е било предизвикателство относно процесите, участващи в картографирането на полетата на кръвотока и неговата скорост. Относно механиката на кръвотока се представя информация, че той бива нестабилен, когато е налице фрагментиране и смесване на вихри и противовихри. Тази нестабилност се обуславя, когато кинетична енергия на кръвотока (която е

INTRODUCTION

The direction, velocity, and vorticity of blood flow in cardiac cavities are closely related to the morphology and function of the cardiovascular system. In recent years, interest has justifiably increased in the important role of blood flow dynamics in some pathological conditions, such as left ventricular and right ventricular dysfunction, valvular diseases, and others [1, 3, 6]. Vortex is an essential element for the dynamic balance between the circulating blood flow and myocardial tissue. Following this new concept, it became possible to diagnose the early signs of cardiac damage and, as a result, to provide prognostic information for future remodeling of the cardiac cavities [1-6]. Recently, with the development of new technologies, it has become possible to assess intracardiac blood flow. One of the main methods currently used is the transthoracic echocardiographic evaluation by HyperDoppler intracardiac flow dynamics [3, 6]. It is based on color Doppler mapping of the blood flow by Color Doppler flow mapping (CDFM) technology. In addition to conventional transthoracic echocardiography, this technique enables visualization and quantitative assessment of intracardiac blood flow. HyperDoppler methodology represents a new paradigm in the analysis of cardiac function with the potential for sensitive risk identification and prediction of impending cardiac damage.

MODERN METHODS OF ASSESSMENT OF INTRACARDIAC BLOOD FLOW

For the first time in 2012, the main methods for assessing intraventricular blood flow were described, which are mainly based on magnetic resonance imaging (MRI), ultrasound Doppler and contrast particle imaging velocimetry [1]. Blood flow patterns have been shown to be closely related to the morphology and function of the cardiovascular system. These patterns reflect the exceptional adaptability of the cardiovascular system to maintain normal blood circulation over a wide range of workloads. Regarding the mechanics of the blood flow, information is presented that it becomes unstable when it faces fragmentation and mixing of vortices and countervortices. This instability occurs when the kinetic energy of the blood flow (which is proportional to its velocity V squared) is greater than the rate of energy dissipation (proportional to

пропорционална на неговата скорост "V" на квадрат) е по-голяма спрямо скоростта на разсейване на енергията (пропорционална на V/D , където "D" е диаметърът на съда). Когато движението на течността стане нестабилно, впоследствие става турбулентно. То се характеризира с хаотични, нестационарни вихри, увеличаващи смесването, триенето и разсейването на енергията. При турбулентност скоростта на енергията и разсейването ѝ се увеличават, за да се доближат до това на входящата кинетична енергия. Доказва се, че такива кръвни потоци се установяват само при патологични състояния. Магниторезонансното изследване е многофункционален, но сложен и технически трудно приложим метод. Съпътстван е с по-голямо времетраене на изследването, неприложим е при много случаи (имплантиран постоянен електрокардиостимулатор, MRI, метални стентове и/или клапни протези и т.н). Не е подходящ за бърз и кратък анализ на сърдечния кръвоток. Цветният доплер (color Doppler) е разработен още през 1980 г. В клиничната практика тази техника е използвана като качествен метод за установяване на патологични кръвни потоци и визуализация на турбуленции [7].

Трансторакалната ехокардиография е доказан метод за визуализация на интракавитарния поток. Също така е усъвършенствана за визуализация на ултразвуков поток с висока времева разделителна способност, лесно приложима е и е подходяща за рутинна оценка на сърдечните кухини, на тяхната морфология и функция. В пилотната публикация, акцентираща върху интракавитарния поток, за първи път се споменава за изобразяване на кръвотока чрез картографиране посредством ехографски методики [1]. Представен е метод, наречен *еходинамография* (echo-dynamography), или *векторно картографиране на кръвотока* (vector flow mapping – VFM) [8]. Тази техника съчетава измерените аксиални и радиални скорости въз основа на физически принципи. Основното приложение на първата версия VFM е, че представя целия поток и всеки радиус в едно изображение и може да бъде деконстриран в ламинарно движение и във вихров компонент (фиг. 1).

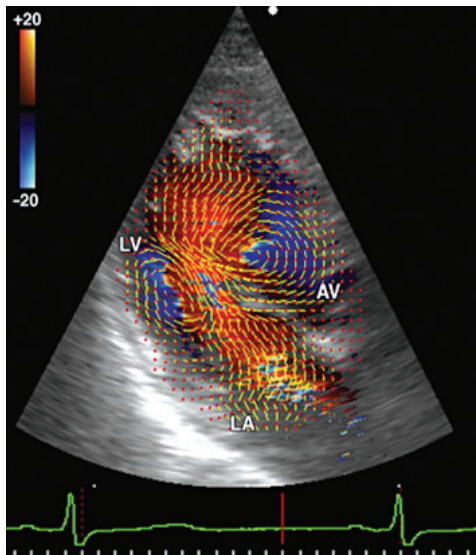
Следващият метод, който е представен в публикацията, е *практическо измерване на скоростта на кръвотока* (particle image velocimetry – PIV) [9, 10]. Тази техника се обуславя с характеризирането на посоката на потока като вектор в течностите. Ултразвуковите лъчи са използвани като източник на изображения, което позволява визуализиране на кръвния поток в непрозрачна среда. За първи път е докладвано приложението на PIV методиката за изобразяване на каолинови частици при изследване на натоварен със седимент поток [11]. На фиг. 2 са представени картографирането и посоката на основните модели чрез линии на кръвотока, както и зоните на завихряне и разпространение чрез метода.

V/D , where D is the diameter of the court). When the fluid motion becomes unstable, it subsequently becomes turbulent. It is characterized by chaotic, unsteady vortices that increase mixing, friction and energy dissipation. In turbulence, the rate of energy and dissipation increases to approach that of the incoming kinetic energy. It is proved that such blood flows are found only in pathological conditions. Magnetic resonance examination is a multifunctional, but complex and technically difficult to apply method. It is accompanied by a longer duration of the examination, it is not applicable in many cases (implanted permanent pacemaker-incompatible with MRI, metal stents and/or valve prostheses, etc.). It is not suitable for quick and short cardiac blood flow analysis. Color Doppler was developed as early as 1980. In clinical practice, this technique has been used as a qualitative method for establishing pathological blood flows and visualization of turbulence [7]. Transthoracic echocardiography is a proven method for visualization of intracavitary flow.

It is also advanced for visualization of ultrasound flow with high temporal resolution, easily applicable and suitable for routine evaluation of cardiac cavities and their morphology and function.

In a publication focusing on intracavitary flow – it is mentioned for blood flow imaging by echocardiography, for the first time [1]. A method called *echo-dynamography* or *vector flow mapping* (VFM) is presented [8]. This technique combines the measured axial and radial velocities, based on physical principles. The main application of the first version VFM is that it represents the entire flow and each radius in one image and can be deconstructed into laminar motion and into a vortex component (Fig. 1).

The next method that is presented in the publication is the *practical measurement of blood flow velocity* (article image velocimetry – PIV) [9, 10]. This technique is conditioned by the characterization of the flow direction as a vector in liquids. Ultrasound beams were used as the imaging source, allowing visualization of blood flow in an opaque environment. The application of PIV imaging to kaolin particle imaging in the study of a sediment-laden stream was reported for the first time [11]. In Fig. 2 the mapping and direction of the basic patterns by blood flow lines are presented, as well as the vorticity and propagation zones by the method.

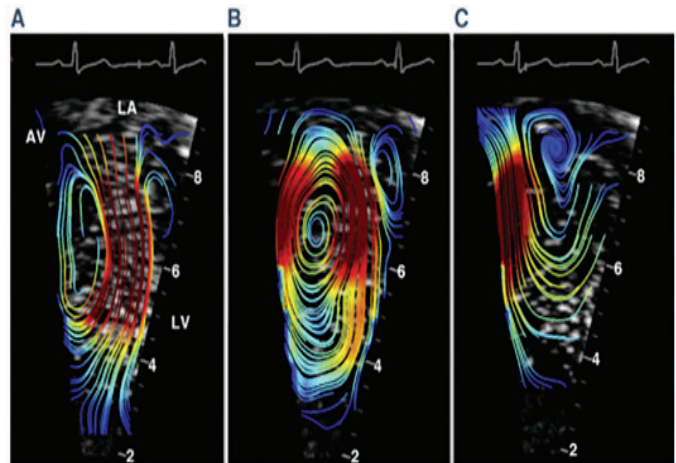


Фиг. 1. Векторни полета на скоростта, получени чрез векторно картографиране на кръвотока – VFM. Полетата на скоростта на кръвотока се наслагват върху цветните доплерови изображения (Image of Tokuhisa Uejima, Cardiovascular Institute, Tokyo, Japan. Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging. 2012 Mar; 5)

Fig. 1. Velocity vector fields obtained by blood flow vector mapping-VFM. Blood flow velocity fields are overlaid on color Doppler images. Image of Tokuhisa Uejima, Cardiovascular Institute, Tokyo, Japan. Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging. 2012 Mar; 5

Фиг. 2. Ехо-PIV линии на кръвотока. Линиите на потока са цветно кодирани с кинетична енергия, получена от ехокардиографската скорост на изображаване на частиците. Потокът е показан при ехографски образ (срез по дългата ос) на лявата камера по време на сърдечния цикъл. А – ранна диастола; В – късна диастола; С – фаза на изтласкване. Източник: Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging. 2012 Mar; 5

Fig. 2. Echo-PIV lines of blood flow. The flow lines are color-coded with kinetic energy derived from the echocardiographic imaging velocity of the particles. Flow is shown in an echographic image/long-axis slice/of the left ventricle during the cardiac cycle. A – early diastole; B – late diastole; C – phase of pushing. Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging. 2012 Mar; 5



PIV методиката се изпозва най-често за оценка на динамиката на флуидите в сърдечно-съдовата система *in vitro*. По-специално за оценка на нови образни методи [12-14], както и клапна патология [15, 16].

Трансторакалният ехокардиографски метод – *HyperDoppler intracardiac flow dynamics*, изобразява притока на кръв в лявата камера (ЛК), който се харекретизира с образуването на вихри от кръвотока, навлизащ в нея. В лявата камера по време на диастола се образуват две завихряния от основния кръвоток, които се отделят под остър ъгъл. Това отделяне на двете завихряния се обуславя от ранния трансмитрален кръвоток, започващ от дисталните краища на митралните клапни платна. При патология на платната се генерира асиметричен вихър, който се разпространява встрани от митралната клапа. При липса на патология основното предно завихряне се върти по посока на часовниковата стрелка (син цвят), а вторичното задно – по посока обратно на часовниковата стрелка (червен цвят) (фиг. 3 и фиг.4).

PIV methodology is most often used to assess fluid dynamics in the cardiovascular system *in vitro*. Especially for evaluation of new imaging methods [12-14], as well as valve pathology [15, 16].

The transthoracic echocardiographic method – *HyperDoppler intracardiac flow dynamics*, depicts the blood flow in the left ventricle, which is characterized by the formation of vortices from the blood flow entering it. In the left ventricle during diastole, two vortices are formed from the underlying blood flow, which separate at an acute angle. This separation of the two vortices is due to the early transmitral blood flow, which originates from the distal ends of the mitral valve leaflets.

In pathology of the leaflets, an asymmetric vortex is generated, which spreads to the side of the mitral valve. In the absence of pathology, the primary front vortex rotates clockwise (blue color), and the secondary-rear counter-clockwise (red color) Fig. 3 and Fig. 4.

HyperDoppler методиката е усъвършенстван метод за изследване на интракардиалните потоци. Той се основава на цветно доплерово картографиране на кръвотока чрез color Doppler flow mapping (CDFM) технология. На фиг. 6 е представена динамиката на интракардиалния кръвоток при пациент със структурно здраво сърце и при лице с дилатативна кардиомиопатия ДКМП.

Векторната карта на скоростта на кръвотока, регистрирана при пациента със структурно здраво сърце, показва кръвен поток, циркулиращ в посока към изходния тракт на лявата камера – ИТЛК (А). Параметричната карта на циркулацията представя струпване от няколко кръвотока непосредствено под аортната клапа (В). Анализът на кинетичната енергия разкрива, че в най-високите нива на енергия биват изобразени в червен цвят и се проектират в ИТЛК (С). Обратното е при пациента с ДКМП – векторът на скоростта на кръвотока циркулира по постеролатералната стена и се завихря към върха на лява камера (D). В параметричната карта на циркулацията се изобразява едно основно завихряне на кръвотока, който се върти по посока на часовниковата стрелка (в синьо) към върха на лява камера (Е). При пациента с ДКМП анализът на кинетичната енергия показва, че най-високите енергийни нива (в червено) се намират на върха на лявата камера, далеч от изходния ѝ тракт (F).

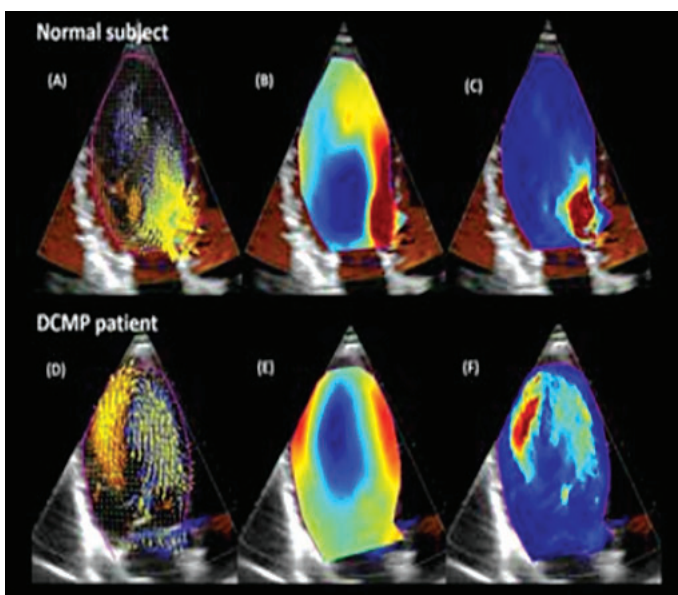
В таблица 1 са представени предимствата и недостатъците на всеки един от методите. Най-бърза и достъпна диагностика се постига чрез ехокардиографските (ЕхоКГ) методики – echo-PIV и color Doppler, спрямо MRI. Магнитнорезонансното изследване превъзхожда другите два метода с по-добра резолюция и протранствена разделителна способност.

HyperDoppler technique is an advanced method for studying intracardiac flows. It is based on color Doppler blood flow mapping using CDMF/Color Doppler flow mapping/ technology. (Fig. 6) shows the dynamics of intracardiac blood flow in a healthy patient and in a patient with dilated cardiomyopathy-DCM.

The vector map of blood flow velocity recorded in the healthy patient shows blood flow that circulates in the direction of the left ventricular outflow tract-LVT (A). The parametric map of the circulation shows a pooling of several blood flows immediately below the aortic valve (B). The kinetic energy analysis shows that the highest energy levels are depicted in red and are projected in ITLC (C). The opposite is true in the DCM patient – the blood flow velocity vector circulates along the posterolateral wall and swirls toward the left ventricular apex (D). The parametric map of the circulation depicts a major eddy of blood flow that rotates clockwise (in blue) toward the apex of the left ventricle (E). In the DCMP patient, kinetic energy analysis shows that the highest energy levels (in red) are at the apex of the left ventricle, away from the outflow tract (F).

Table (1) presents the advantages and disadvantages of each of the methods.

In 2013, the physiology of blood flow in the cardiac cavities was thoroughly examined, by means of visualization of intracardiac flow [17]. The study of



Фиг. 6. Образи при здрав пациент (А, В, С) и пациент с ДКМП (D, E, F). А и D – 2D карта с векторни данни за скоростта на кръвотока, насложен върху традиционния CMF; В и Е – параметрична карта на циркулацията, в която завихрянията са представени като компактни области, оцветени или в синьо (въртене на кръвотока по часовниковата стрелка) или в червено (въртене на кръвотока обратно по часовниковата стрелка); С и F – изображения на карти на кинетичната енергия. Picture of Dr. Donato Mele, Cardiology Unit and LTTA Center, University of Ferrara

Fig. 6. Images in a healthy patient (A,B,C) and a patient with DCM (D, E, F). A & D – 2D vector data map of blood flow velocity superimposed on traditional CMF; B & E – parametric map of the circulation in which eddies are represented as compact regions colored either blue (clockwise rotation of blood flow) or red (counter-clockwise rotation of blood flow); C & F – images of kinetic energy maps. Picture of Dr. Donato Mele, Cardiology Unit and LTTA Center, University of Ferrara

Таблица 1. Технологии за визуализация на кръвотока (Източник: Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging 2012)

Table 1. Flow-Visualization Technologies (Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging 2012)

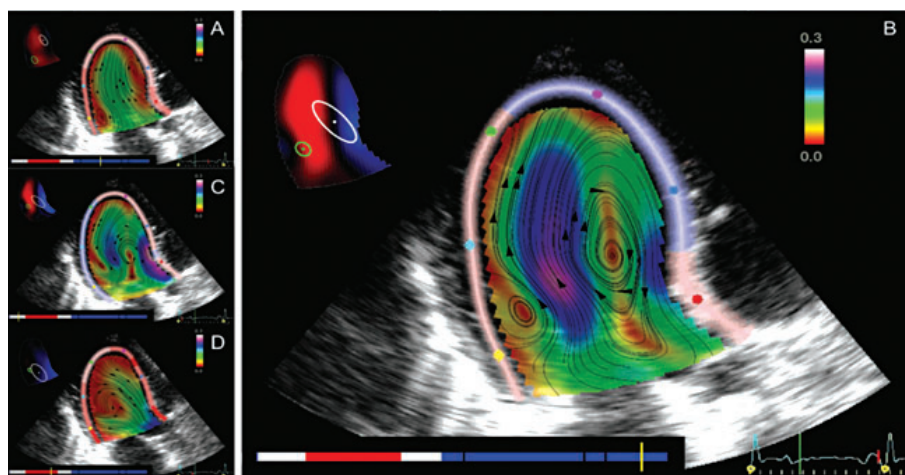
	Ядрено-магнитен резонанс Phase-Encoded MRI	Ехокардиография // Echocardiography	
		Echo-PIV	Color Doppler
Разделителна сподобност по отношение на 3D пространство	Добра пространствена разделителна способност във всички 3D или 2D изображения	Добра разделителна способност в 2D равнина и в други при необходимост	Висока пространствена резолюция в 2D; добра резолюция в 3D
Resolution and coverage relative to all 3D of space	Good spatial resolution in all 3D or in 2D in shorter acquisition times; unrestricted access	Good spatial resolution in 2D planes, and in multiple planes if required	High spatial resolution in 2D; good resolution in 3D
Покритие по отношение на всички 3 посочни компонента на скоростта	Всички 3D могат да бъдат придобити поставени във всякаква равнина	Представени са и двата компонента в равнината, но не и преминаващата равнина	Само един компонент насочен към или от трансдюсера
Coverage relative to all 3-directional components of velocity	All 3 can be acquired, or 2, or 1, through a plane placed in any orientation	Both in-plane components represented but not the through-plane	Only the 1 component directed to or from the transducer is currently measurable clinically
Времева разделителна способност.	Обиковено 20-50 ms. Във всяка фаза се изчислява от придобиване на много сърдечни цикли	Висока времева разделителна способност (4-20 ms), позволява оценка на скоростта дори по време на кратки фази на изоволумна контракция и релаксация	Добра времева разделителна способност в 2D (4-20 ms), сравнително ниска в 3D
Temporal resolution	Typically, 20-50 ms, each phase is calculated from acquisition over many heart cycles	High temporal resolution (4-20 ms), allows assessment of velocity fields even during brief isovolumic contraction and relaxation phases over few heartbeats	Good temporal resolution in 2D (4-20 ms), relatively low in 3D
Време за сканиране	Дълги 5-10 min за набор от данни, обхващащ всички 3D и всички 3-посочни компоненти, но рядко в реално време	Кратко време за сканиране	Бързо сканиране, визуализация в реално време
Scan time	Long (5-20 min) for a dataset covering all 3D and all 3-directional components but seldom real-time	Both scan time and offline analysis can be done over few heartbeats in minutes	Rapid scan times, real-time visualization
Задържане на дъха	Задържане на дъха, използвано за кратки, еднопосочни усвоявания на скоростта или навигация на диафрагмата за дълги усвоявания по време на свободното дишане	Изображението е значително по-лесно при задържане на дъха, но е възможно и по време на дишане.	Не се изисква
Breath-holding	Breath-hold used for short, unidirectional velocity acquisitions, or diaphragm navigation for long acquisitions during free breathing	Imaging is relatively easier during breath-hold but also possible during respiration	Not required
Точност при ниска скорост	Ниските скорости са измерими, но са по-малко точни, ако високите скорости също трябва да бъдат измерени	Добра визуализация	Възможно подценяване
Low-velocity accuracy	Low velocities are measurable but less accurate if high velocities also have to be measured	Well-visualized	May be underestimated or affected by noise
Високоскоростна точност	Измерва се до избраната граница VENC	Възможно подценяване	Добро оценяване
High-velocity accuracy	Measurable up to the chosen VENC limit, but only where a stream or jet core is wide enough to include whole voxels	May be underestimated	Well-resolved within aliasing limit
Приложения	Визуализации на потока и измерване на обменен поток през всички сърдечни камери и големи съдове	Визуализация на потока през всички сърдечни кухини, оценка на аортния кръвоток може да изисква трансезофагеална ехокардиография	
Applications	Flow visualization and measurement of volume flow through all cardiac chambers and large vessels	Flow visualization through all cardiac chambers, aortic flow evaluation may require use of transesophageal echocardiography	
Имплантируеми устройства	Метални стентове или клапни рингове причиняват артефакти, повечето пейсмейкъри изключват ЯМР	Потокът може да се визуализира при наличие на имплантируеми сърдечни дивайси	
Implanted devices	Metal stents or valve rings cause local artifact; most pacemakers rule out MRI	Flow can be visualized through implanted cardiac devices, and in the presence of pacemakers and defibrillators	

През 2013 г. по-обстойно е разгледана физиологията на кръвотока в сърдечните кухини посредством визуализация на интракардиалния поток [17]. Изследването на поведението на сърдечния кръвен поток цели да осигури по-добро разбиране както на физиологичните, така и на патологичните промени на миокардната функция. Това дава потенциал на нов инструментариум за по-добра диагностика, оптимизация на лечението и прогноза на сърдечно-съдовите заболявания. Тук отново са споменати основните методики за диагностика, а именно: MRI, echo-PIV и VFM. Интересното е, че се утвърждава комбинацията от образи с colorDoppler и speckle tracking с цел по-прецизна информация за скоростта и завихрянето на кръвотока [18] (фиг. 7).

Представени са резултати посредством измерване на кръвотока в корелация с клинични и ехокардиографски показатели (таблица 2).

the behavior of cardiac blood flow aims to provide a better understanding of both physiological and pathological changes in myocardial function. This gives the potential of a new toolkit for better diagnosis, optimization of treatment and prognosis of cardiovascular diseases. Here again, the main diagnostic methods are mentioned, namely: MRI, Echo-PIV and VFM methods. It is interesting that the combination of images with ColorDoppler and Speckle tracking is confirmed, with the aim of more exact information about the speed and vorticity of the blood flow [18] (Fig. 7).

Results are presented by means of blood flow measurement in correlation with clinical and echocardiographic indicators (Table 2)



A – камерно пълнене; **C** – изоволуметрична релаксация; **D** – изтласкване; **A** – chamber filling; **C** – isovolumetric relaxation; **D** – ejection

Фиг. 7. Комбинация от strain, colorDoppler и speckle tracking визуализация на сърдечния кръвоток, разработена от Bermejo et al.: 1) точковите линии – представляват посоката на скоростта; 2) цветната лента – кодификация на стойностите на скоростта; 3) вихровите ядра – в бяло – по посока на часовниковата стрелка, и в зелено - обратно по посока на часовниковата стрелка; 4) цветна лента на фазите на сърдечния цикъл – бял цвят – изоволуметрична релаксация, червен цвят – фаза на изтласкване, син цвят – камерно пълнене.

Черните маркировки показват от ляво надясно: пикова скорост на E-вълна, началото на A-вълна и пиковата скорост на A-вълната

Fig. 7. Combination of strain, color doppler and speckle tracking visualization of cardiac blood flow developed by Bermejo et al.: 1) The dotted lines represent the direction of the speed; 2) The color bar-codification of the speed values; 3) Vortex cores-in white clockwise and in green-counter-clockwise; 4) Color bar of cardiac cycle phases-white color – isovolumetric relaxation, red color – ejection phase, blue color – ventricular filling. Black markings show from left to right: E wave peak velocity, A wave onset, and A wave peak velocity

Размерът на вихъра (дълбочина, дължина, ширина и сферичност) доказано е тясно свързан със систолната функция на лявата камера [19], дори и при специфични моменти на сърдечния цикъл като изоволуметрична релаксация [20]. Интензитетът на вихровия поток, измерен като относителна сила, корелация на пулсации, максимален циркулаторен поток или забавяне при достигане на неговия максимум, се свързва както със систолната, така и с диастолната дисфункция [21]. Позицията, или локацията на потока има персистиращо апикално завихряне по време на изтласкване и е тясно свързана с ЛК систолна функция [22]. Предполагамата роля на ЛК завихряне в запазването на енергията е свързана комбинация от тяхното местоположение, размер и интензитет. Следващите

Vortex size (depth, length, width, and sphericity) has been shown to be closely related to left ventricular systolic function [19], even at specific moments of the cardiac cycle, such as isovolumetric relaxation [20]. Vortex flow intensity, measured as relative strength, pulsatility correlation, peak flow, or delay in peak flow, is associated with both systolic and diastolic dysfunction [21]. The flow position or location of persistent apical vorticity during ejection is closely related to LV systolic function [22]. The putative role of LV vortices in energy conservation is a related combination of their location, size, and intensity. The following evidence focusing on intracavitary blood flow analyzed

Таблица 2. Изследваните параметри са: размер на вихъра(vortex size); интензитет на вихъра (vortex intensity); позицията на вихъра(vortex location) (източник: Intracardiac flow visualization: current status and future directions. Eur Heart J Cardiovasc Imaging, 2013;14:1029-1038, doi:10.1093/ehjci/jet08

Table 2. Flow measurement: correlation to clinical and echocardiographic indices (by Intracardiac flow visualization: current status and future directions. Eur Heart J Cardiovasc Imaging, 2013;14:1029-1038, doi:10.1093/ehjci/jet08)

Регион	Измерван параметър	Корелация	Техника
Region	Measured parameter	Correlation	Technique
Лява камера Left ventricle	Размер на вихъра <ul style="list-style-type: none"> • ↓Дължина • ↓Дълбочина • ↓Индекс на сферичност • ↑Ширина Vortex size <ul style="list-style-type: none"> • ↓ Length • ↓ Depth • ↓ Sphericity index • ↑ Width 	Намалена систолна функция на лява камера Decreased LV systolic function	Echo-PIV, VFM
	Интензивност на вихъра <ul style="list-style-type: none"> • ↓Относителна сила • ↓Корелация на пулсациите • ↑Време до пикова кинетична енергия • ↓Обем на потока Vortex intensity <ul style="list-style-type: none"> • ↓ Relative strength • ↓ Pulsation correlation • ↑ Time to peak kinetic energy • ↓ Flow volume 	Лewокамерна систолна дисфункция Лewокамерна систолна и диастолна дисфункция широк QRS, лewопредсърдна дилатация <ul style="list-style-type: none"> • LV systolic dysfunction • LV diastolic dysfunction • Wider QRS, LV dilation 	Echo-PIV, VFM
	Местоположение на вихъра Персистиране на вихъра по време на изтласкване Vortex location <ul style="list-style-type: none"> • Persisting at apex during ejection 	<ul style="list-style-type: none"> • Лewокамерна систолна дисфункция • LV systolic dysfunction 	VFM
Дясна камера Right ventricle	Диференциална регионална функция Blood residence time	Деснокамерна систолна дисфункция. Десно камерна функция при пулмонална хипертония RV systolic function RV function in pulmonary hypertension	CMR,3D-echo
Ляво предсърдие Left atrium	Вихрово образуване Differential regional function	Предотврътяване на застой на кръвта Prevention of blood stasis	CMR
Клапна болест Valve disease	Количествено определяне на кръстосания поток Vortex formation	Корелации с хемодинамични или образни златни стандарти	CMR, VFM
Предсърден дефект, коарктация на аортата Atrial septal defects Aortic coarctation		Solid correlations with haemodynamic or cross-flow quantification imaging gold standards	

доказателства, акцентиращи върху интракавитарния кръвоток, анализират векторното картографиране на енергията на кръвотока в ЛК при възрастни доброволци със структурно здраво сърце [23]. Като нова ЕхоКГ технология за визуализация на сърдечния кръвоток е доказан методът чрез векторно картографиране. Целта на проучването е да се установят референтни стойности за загубата на кинетична енергия в изходния тракт на ЛК при възрастни пациенти със структурно здрави сърца, както и да се изчисли индекс на енергийна ефективност (дефиниран като съотношение на кинетичната енергия към загубата на енергия за един

vector mapping of left ventricular blood flow energy in healthy adult volunteers.(23) The vector mapping method was demonstrated as a novel echocardiographic technology for cardiac blood flow visualization. The aim of the study was to establish reference values in healthy adult patients for the loss of kinetic energy in the left ventricular outflow tract, as well as to calculate an index of energy efficiency (defined as the ratio of kinetic energy to energy loss for one cardiac cycle). The methodology performed was through

сърдечен цикъл). Извършената методика е чрез трансторакална ЕхоКГ оценка на 50 здрави доброволци, адаптирани по параметрите, представени в табл. 3.

Съхранените образи са анализирани, впоследствие са изчислени: загубата на енергия, кинетичната енергия и в заключение индекс на енергийната ефективност, като са получени референтни стойности за изследваните пациенти. Резултатите са следните: средна загуба на енергия за един сърдечен цикъл варира от 10,1 до 59,1 mW/m (средно \pm SD, $27,53 \pm 13,46$ mW/m) с референтен диапазон от 10,32 ~ 58,63 mW/m. Средната систолна загуба на енергия варира от 8,580,1 ($23,52 \pm 14,53$ mW/m), с референтен диапазон от 8,86 ~ 77,30 mW/m. Средната диастолна загуба на енергия варира от 7,9-86 ($30,41 \pm 16,93$) mW/m, с референтен диапазон от 8,31 ~ 80,36 mW/m. Средната кинетична енергия в изходния тракт на лява камера при един сърдечен цикъл варира от 200-851,6 ($449,74 \pm 177,51$) mW/m с референтен диапазон от 203~833 mW/m. Индексът на енергийната ефективност варира от 5,337,6 ($18,48 \pm 7,74$), с референтен диапазон от 5,80 ~ 36,67 mW/m. Енергийните загуби, кинетичната енергия и референтните стойности на индекса на енергийната ефективност са определени с помощта на вектор картографиране на кръвотока (фиг. 8).

При представения пример на образ „а“ се изобразяват силният, въртящ се по посока на часовни-

a transthoracic echocardiographic assessment of fifty healthy volunteers adapted according to the following parameters – Table 3.

The stored images were analyzed, subsequently the energy loss, the kinetic energy and finally the energy efficiency index were calculated, obtaining reference values for the examined patients. The results are as follows: average power loss per cardiac cycle ranged from 10.1 to 59.1 mW/m (mean \pm SD, 27.53 ± 13.46 mW/m) with a reference range of 10.32 ~ 58.63 mW /m. The mean systolic energy loss ranged from 8.5-80.1 (23.52 ± 14.53 mW/m), with a reference range of 8.86 ~ 77.30 mW/m. Mean diastolic energy loss ranged from 7.9-86 (30.41 ± 16.93) mW/m, with a reference range of 8.31 ~ 80.36 mW/m. The mean kinetic energy in the left ventricular outflow tract per cardiac cycle ranged from 200-851.6 (449.74 ± 177.51) mW/m with a reference range of 203 ~ 833 mW/m. The energy efficiency index ranges from 5.337.6 (18.48 ± 7.74), with a reference range of 5.80 ~ 36.67 mW/m. Energy losses, kinetic energy and reference values of the energy efficiency index were determined using vector blood flow mapping (Fig. 8).

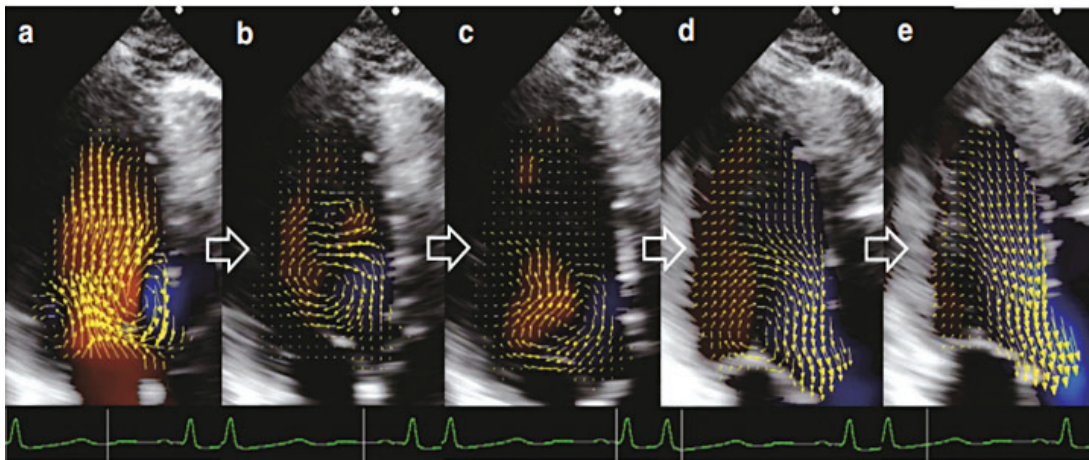
In the example image presented, “a” depicts the strong clockwise and weak counterclockwise swirl

Таблица 3. Демографски и ехокардиографски данни на изследваните пациенти (източник: Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteer. BMC Cardiovascular Disorders (2017)

Table 3. Demographic and echocardiographic data of the studied patients (by Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteers. BMC Cardiovascular Disorders, 2017)

Доброволци-мъже	Male	42 (84%)
Възраст (години)	Age (years)	29.5 \pm 4.8
Височина (cm)	Height (cm)	170.8 \pm 7.3
Тегло (kg)	Weight (kg)	65.5 \pm 10.9
ИТМ (m ²)	BMI (m ²)	1.76 \pm 0.16
Сърдечна честота (уд./min)	HR (bpm)	65.3 \pm 9.6
Теледиастолен размер (mm)	LVEDD (mm)	41.9 \pm 5.3
Телесистолен размер (mm)	LVESD (mm)	26.9 \pm 4.3
Ливокамерна фракция	LVFS	0.36 \pm 0.07
E (cm/s)	E (cm/s)	66 \pm 17
A (cm/s)	A (cm/s)	38 \pm 8
E/A	E/A	1.8 \pm 0.5
e' (cm/s)	e' (cm/s)	11.9 \pm 1.8
a' (cm/s)	a' (cm/s)	7.7 \pm 1.8
E/e'	E/e'	5.6 \pm 1.4

Използвани съкращения: // Abbreviations used: ИТМ – индекс на телесна маса; E, A, E/A, e', a', E/e' – диастолна функция на лява камера; BMI – body-mass index; HR – heart rate; LVEDD – left ventricular end-diastolic diameter; LVESD – left ventricular end-systolic diameter; LVFS – left ventricular shortening fraction; E, A, E/A, e', a', E/e' – left ventricular diastolic function



Фиг. 8. Пример на векторно изобразяване на кръвотока при здрав доброволец (източник: Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteer. BMC Cardiovascular Disorders, 2017)

Fig. 8. Example of vector imaging of blood flow in a healthy volunteer (by Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteers. BMC; Cardiovascular Disorders, 2017)

ковата стрелка, вихър и слабият – обратно на часовниковата стрелка, показани по време на ранна диастола. На образ "b" се изобразява слабото завихряне обратно на часовниковата стрелка, което намалява по интензитет, а силният – по часовниковата стрелка се намира в центъра на лявата камера по време на средата на диастолата. Образ "c" показва, че завихрянето по часовниковата стрелка е в основата на лявата камера поради предсърдната контракция по време на късната диастола. Образ "d" изобразява как вихровият импулс улеснява потока на изтласкване по време на ранна систола. Последният образ "e" илюстрира преминаването на кръвотока от кухината на лявата камера към изходния ѝ тракт. Загубата на енергията, кинетичната енергия и индексът на кинетичната енергия, изчислени чрез векторно картографиране на кръвотока (VFM), дават възможност за екзактна оценка на различни сърдечни състояния във всяка клинична ситуация. Тази методика подобрява диагностиката, проследяването и прогнозирането на сърдечно-съдовия статус на пациента. В пореден научен труд се доказва клиничното приложение на интракардиалния анализ на кръвотока чрез ехокардиография [24]. Тук отново се набляга на основните методики за оценка на миокардната механика и интравентрикуларния кръвоток – MRI, VFM, Echo-PIV. Новото в статията е, че се обособяват количествени параметри за прецезиране на левокамерния вихров поток. Първият параметър е местоположението на вихъра. За да се оцени, трябва да се определят дълбочината на вихъра (VD) и вихровото напречно положение (VT). VD е вертикалното положение на центъра на вихъра спрямо дългата ос на лявата камера, а VT е напречното положение спрямо постеросепталната ос (фиг. 9) [25].

seen during early diastole. Image "b" shows the weak counterclockwise swirl decreasing in intensity, and the strong clockwise swirl located in the center of the left ventricle during mid-diastole. Image "c" shows that the clockwise swirl is located at the base of the left ventricle due to atrial contraction during late diastole. Image "d" depicts how the vortex pulse facilitates ejection flow during early systole. The last image "e" illustrates the passage of blood flow from the cavity of the left ventricle to the outflow tract. Energy loss, kinetic energy, and kinetic energy index calculated by vector blood flow mapping (VFM) enable accurate assessment of various cardiac states in any clinical situation. This methodology improves the diagnosis, follow-up and prediction of the patient's cardiovascular status.

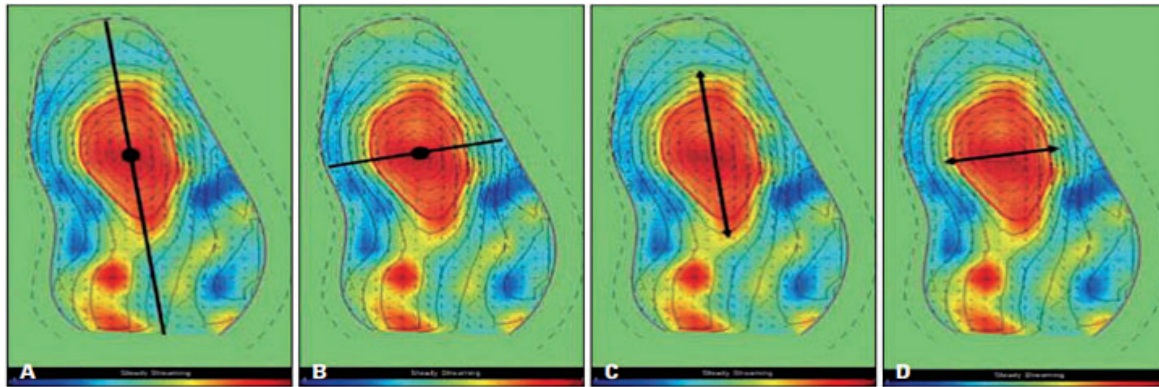
In another scientific work, the clinical application of intracardial blood flow analysis by echocardiography is proven [24]. Here, the main methods for evaluating myocardial mechanics and intraventricular blood flow are again emphasized – MRI, VFM, EchoPIV. What is new in the article is that quantitative parameters for precession of the left ventricular vortex flow are identified. The first parameter is the location of the vortex. To estimate the vortex depth (VD) and vortex transverse position (VT) must be determined. VD represents the vertical position of the center of the vortex relative to the long axis of the left ventricle, and VT is the transverse position relative to the posteroseptal axis (Fig. 9) [25].

Като пример се представя, че при пациенти с остър миокарден инфаркт на предната стена, които имат апикална акинезия или дискинезия, по-ниска VD (гранична стойност: 0,45) показва значително по-висока честота на образуване на апикална тромбоза (фиг. 10) [25]. Следователно запазването на апикалния вихър е от решаващо значение за предотвратяване на образуването на апикални тромбози при пациенти, които имат апикална акинезия или дискинезия. Други проучвания сочат, че местоположението и продължителността на вихровия поток са значително променени при пациенти със систолна дисфункция.

Следващият параметър за оценка на кръвотока е морфологията на вихъра. Дължината на вихъра (VL), ширината (VW) и индексът на сферичност (SI) са количествени параметри за изобразяване на морфологията на основния левокамерен вихър на кръвотока. VL се измерва чрез лонгитудиналната дължина на вихъра спрямо дължината на лявата камера. VW може да се измери чрез хоризонталната дължина на вихъра спрямо левокамерната дължина. SI може да се изчисли чрез съотношението на VL към VW [26]. Морфологията на вихъра показва

As an example, it is presented that in patients with acute myocardial infarction of the anterior wall, who have apical akinesia or dyskinesia, a lower VD (cut-off value: 0.45) showed a significantly higher frequency of apical thrombosis formation (Fig. 10) [25]. Therefore, preservation of the apical vortex is critical to prevent the formation of apical thromboses in patients who have apical a or dyskinesia. Other studies have shown that the location and duration of vortex flow are significantly altered in patients with systolic dysfunction.

The next parameter to evaluate blood flow is vortex morphology. The vortex length (VL), width (VW) and sphericity index (SI) are quantitative parameters to depict the morphology of the main left ventricular blood flow vortex. VL is measured by the longitudinal length of the vortex, relative to the length of the left ventricle. VW can be measured by the horizontal vortex length relative to the left ventricular length. SI can be calculated by the ratio of VL to VW [26].

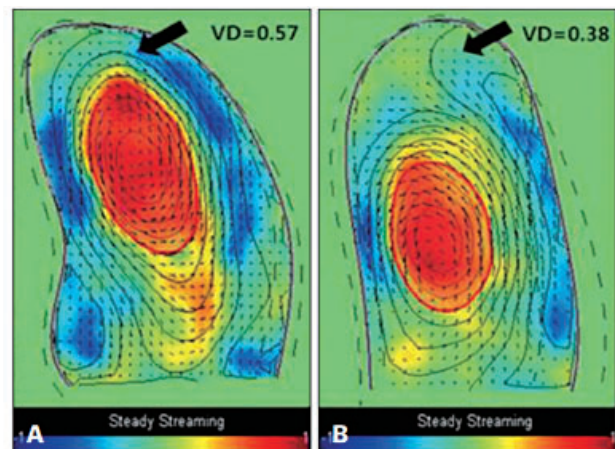


Фиг. 9. Описание на количествените параметри на местоположението и формата на вихъра: дълбочина на вихъра (A – черна линия), вихрово напречно положение (B – черна линия), дължина на вихъра (C – черна стрелка) и ширина на вихъра (D – черна стрелка). (източник: Son et al. [25])

Fig. 9. Description of the quantitative parameters of the location and shape of the vortex: eddy depth (A – black line), eddy transverse position (B – black line), eddy length (C – black arrow) and eddy width (D – black arrow) (redrawn from Son et al. [25])

Фиг. 10. Параметрично представяне на непрекъснатия кръвен поток в група А – пациенти без апикална тромбоза и група В – пациенти с апикална тромбоза. При група А центърът на основния вихров поток е на върхът на ЛК. При група В центърът на вихровия поток е в основата на ЛК. Черната стрелка показва различния вихров поток на върха на ЛК между двете групи пациенти. VD – дълбочина на вихъра. Източник: Son et al. [25]

Fig. 10. Parametric representation of continuous blood flow in group A-patients without apical thrombosis and group B-patients with apical thrombosis. For group A, the center of the main vortex flow is at the top of the LC. In group B, the center of the eddy current is at the base of the LC. The black arrow shows the different vortex flow at the LV tip between the two groups of patients. VD – vortex depth. Redrawn from Son et al. [25]



динамични вариации по време на сърдечните цикли. Няколко проучвания доказват, че размерът и формата на вихъра (дълбочина, дължина, площ и индекс на сферичност) са тясно свързани както със систолната, така и с диастолната функция [26]. Съобщава се за корелацията особено при специфични моменти по време на сърдечния цикъл, като например по време на изообемна контракция или диастаза [27]. Пулсиращата интензивност на вихъра е параметър, включващ: относителна якост (RS), вихрова относителна сила (VRS) и корелация на вихровите пулсации (VPC) на лявата камера. Относителната яркост е силата на пулсиращия компонент на вихъра спрямо средния вихър в цялата лява камера. Вихровата относителна сила е същото съотношение, но съпоставено не към вихъра на лявата камера, а към пулсиращия компонент. VPC е корелацията между стабилността и пулсативността на вихъра.

В различни клинични условия интензивността на пулсацията на вихъра е по-ниска, като например при пациенти със симптоматична систолна и/или диастолна дисфункция [26, 27]. Времето за образуване на вихъра (VFT) е параметър, представляващ продължителността на ранната диастола, отразявайки качеството на камерното пълнене. Ето защо VFT се счита за мощен инструмент при оценката на диастолната функция [28, 29]. Индексът VFT вече е доказал своята приложимост при откриване на промени в ефективността на трансмитралния поток и връзката му с прогнозата на пациентите със сърдечно-съдови заболявания в дългосрочен план [30]. В публикацията за първи път се представя анализ на вихровия кръвоток в лявото предсърдие. Въпреки че конвенционалната доплерова ехокардиография е най-широко използван и прост диагностичен метод за оценка на функцията на лявото предсърдие, в ежедневната практика има няколко ограничения. Пример за това е оценката на ранните хемодинамични промени, настъпващи в лявото предсърдие, и прогнозиране на тромбоемболичния риск при пациенти с предсърдно мъждене (ПМ). Това може да се оцени чрез анализ на левопредсърдния вихров поток с помощта на РС-CMR и трансезофагеален СЕРІV (фиг. 11). По този начин се определя количествено вихровият поток, който ни дава прогностична информация за тромбоемболичния риск при пациенти с ПМ, въпреки липсата на тромбоза в левопредсърдното ухо [31, 32].

Доказва се, че цялостната оценка на интракардиалните структури, както и интракавитарният им вихров поток може да даде възможност за откриване на патологично променени характеристики на потока, което от своя страна идентифицира нови патофизиологични механизми в развитието на сърдечно-съдовите заболявания. Методите пред-

The morphology of the vortex shows dynamic variations during cardiac cycles. Several studies have demonstrated that vortex size and shape (depth, length, area, and sphericity index) are closely related to both systolic and diastolic function [26]. The correlation has been reported particularly at specific times during the cardiac cycle, such as during isovolumetric contraction or diastasis [27]. Vortex pulsatile intensity is a parameter including relative strength (RS), vortex relative strength (VRS), and vortex pulsation correlation (VPC) of the left ventricle. The relative brightness represents the strength of the pulsating component of the vortex relative to the average vortex in the entire left chamber. The vortex relative strength is the same ratio, but compared not to the left ventricular vortex but to the pulsatile component. VPC is the correlation between vortex stability and pulsatility.

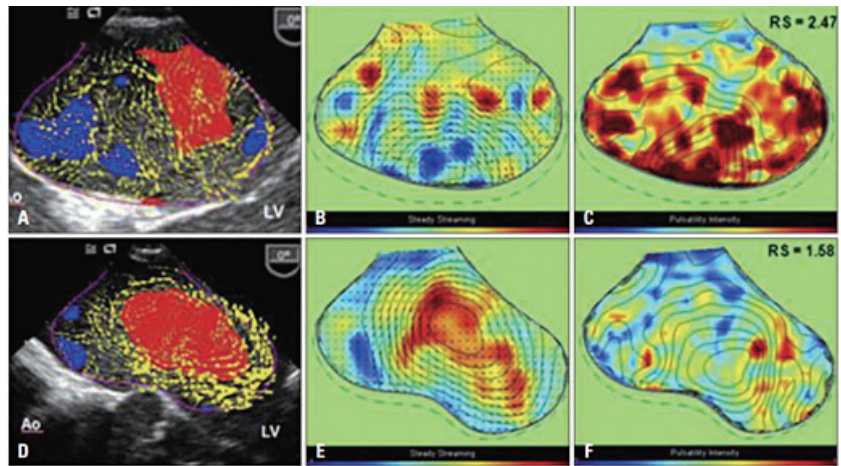
In various clinical settings, vortex pulsation intensity is lower, such as in patients with symptomatic systolic and/or diastolic dysfunction [26, 27]. Vortex formation time (VFT) is a dimensionless parameter representing the duration of early diastole, reflecting the quality of ventricular filling. Therefore, VFT is considered a powerful tool in the assessment of diastolic function [28, 29]. The VFT index has already proven its applicability in detecting changes in transmitral flow efficiency and its relationship with the prognosis of patients with cardiovascular disease in the long term [30]. The publication presents for the first time an analysis of the vortex blood flow in the left atrium. Although conventional Doppler echocardiography is the most widely used and simple diagnostic method to assess left atrial function, it has several limitations in daily practice. An example of this is the assessment of early hemodynamic changes occurring in the left atrium and prediction of thromboembolic risk in patients with atrial fibrillation (AF).

This can be assessed by analysis of the left atrial vortex flow using PCCMR and transesophageal CE-PIV (Fig. 11) In this way, the vortex flow is quantified, giving us prognostic information about the thromboembolic risk in patients with atrial fibrillation, despite the absence of thrombosis in the left atrial ear [31, 32].

It has been shown that a comprehensive assessment of intracardiac structures as well as their intracavitary vortex flow can enable the detection of pathologically altered flow characteristics. Which in turn identifies new pathophysiological mechanisms in the development of cardiovascular diseases. Our

Фиг. 11. Параметрично представяне на ЛП: А и D – постоянно поточно поле; В и Е – пулсиращото якостно поле; С и F – при контролната група (горния панел) и група пациенти с ПМ (долния панел). Левопредсърдният поток при контролите показва няколко вихъра със силна пулсаторност в периферията (В и С – червена област), докато при пациентите с ПМ вихрите са слети, сферични и със слаба пулсация (Е и F – синьо оцветена област), предполагащи тромбозообразование. Ao – аорта; LV – лява камера, RS – относителна сила. Източник: Park et al. [32]

Fig. 11. Parametric representation of the LV (A and D), constant flow field (B and E), pulsatile strength field (C and F) in the control group (upper panel) and a group of patients with atrial fibrillation (lower panel). Left atrial flow in controls showed several vortices with strong pulsatility in the periphery (B and C, red area), whereas in AF patients the vortices were confluent, spherical, and weakly pulsatile (E and F, blue colored area) suggestive of thrombus formation. Ao – aorta; LV – left ventricle, RS – relative force. Redrawn from Park et al. [32]

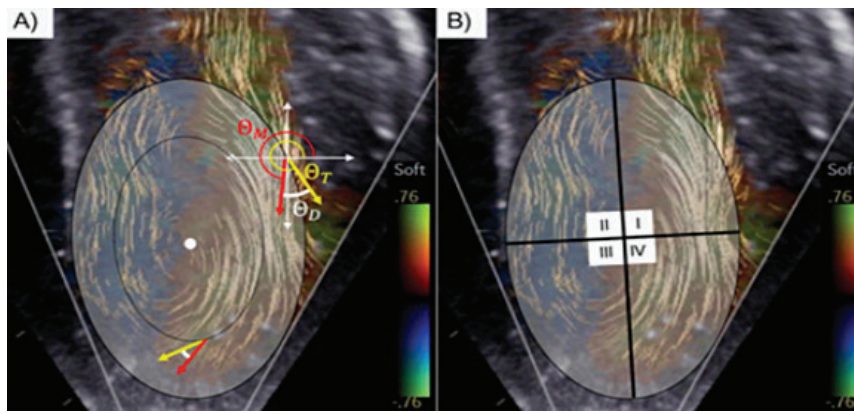


ставят допълнителна информация за хемодинамиката, с потенциал за ранно откриване на сърдечна дисфункция и подпомагане по отношение на лечението и превенцията на заболяванията.

Най-актуално към момента по темата е изследване, което показва оценката на интракавитарния кръвоток на лявата камера и ъгъла на отклонението му (θD) при трима пациента в детска възраст [33]. Единият от тях е със структурно здраво сърце, другите двама са с вроден междукамерен дефект (МКД). Целта на проучването е да представи и оцени ъгъла на отклонение на сърдечния вихров кръвоток като нов параметър за оценка на левокамерната функция. Предполага се, че по-високо отклонение на ъгъла ще се наблюдава в случаи на сърдечна дисфункция или заболяване, съпоставено със структурно здраво сърце. Използваният ехографски метод за оценка на левокамерния кръвоток е т.нар. blood speckle imaging (BSI). Това е нов ъгъл-независим ултразвук, с базирана на изображения модальност, който проследява сигнал на спекъла от кръвните клетки през множество високоскоростни рамки за изображения, които изобразяват скоростно поле [34-36]. Разработена е персонализирана програма MATLAB за оценка на отклонението на ъгъла на кръвотока с използване на данни от полето за скорост на BSI. Времевите точки, чрез които данните са анализирани, са въз основа на момента, когато митралната клапа е напълно отворена и добре оформеният вихър на кръвотока се намира в кухината на лявата камера. Тази времева точка е приблизително по време на средата на диастолата. Извършен е сегментен анализ за оценка на потенциала на влияние на близките сърдечни структури върху моделите на потока и съответния ъгъл на отклонение. Например кръвотокът може да се отклонява под формата на елиптичен път (фиг. 12), тъй като кръвта се пренасочва към изходния тракт на лявата камера и следователно в тази област може да се очаква по-висок ъгъл на отклонение.

methods provide additional information on hemodynamics, with the potential for early detection of cardiac dysfunction and assistance in disease treatment and prevention.

The most relevant at the moment on the subject is a study that shows the assessment of the intracavitary blood flow of the left ventricle and its angle of deviation (θD) in three children patients [33]. One of them has a structurally normal heart, the other two have a congenital ventricular septal defect (VSD). The aim of the study is to present and evaluate the deviation angle of the cardiac vortex blood flow, as a new parameter for the assessment of left ventricular function. It is hypothesized that a higher angle deviation will be observed in cases of cardiac dysfunction or disease compared with a structurally healthy heart. The ultrasound method used to assess left ventricular blood flow is the so-called BSI (Blood Speckle Imaging). This is a new angle-independent ultrasound, with an image-based modality that tracks the blood cell speckle signal through multiple high-speed imaging frames that depict a velocity field [34, 35, 36]. A custom MATLAB program was developed to estimate the deviation of the blood flow angle using data from the BSI velocity field. The time points through which the data were analyzed were based on the moment when the mitral valve was fully open, and a wellformed vortex of blood flow was located in the left ventricular cavity. This time point is approximately during mid-diastole. A segmental analysis was performed to assess the potential influence of nearby cardiac structures on flow patterns and the corresponding deflection angle. For example, the blood flow may deviate in the form of an elliptical path (Fig. 12) as the blood is diverted to the left ventricular outflow tract and therefore a higher angle of deviation can be expected in this area.



Фиг. 12. Blood Speckle Imaging (BSI) данни, показващи характерния вихър в детска лява камера. А) Отклонението на ъгъла (θ_D) между елиптическата тангента (θ_T , жълта стрелка) и действителната измерена посока на вектора (θ_M , червена стрелка). Вътрешната концентрична елипса е изобразена от пунктирна линия с отклонение на ъгъла на представяне в точка на елипса. Кръвният поток може да се види, че се отклонява от елиптическия път на мястото, където започва да навлиза в лявата камера. В) Четири квадранта на елипсата, използвани в сегментния анализ. Скалата вдясно показва скоростта в m/s (източник: Investigation of a novel intracardiac flow

parameter using blood speckle imaging. Journal of Clinical Images and Medical Case Reports 2023)

Fig. 12. Blood Speckle Imaging (BSI) data showing the characteristic vortex in a child's left ventricle. A) The angle deviation (θ_D) between the elliptic tangent (θ_T , yellow arrow) and the actual measured vector direction (θ_M , red arrow). The inner concentric ellipse is depicted by a dashed line with a deviation of the representation angle at a point on the ellipse. Blood flow can be seen to deviate from the elliptical path where it begins to enter the left ventricle. B) Four quadrants of the ellipse used in segmental analysis. The scale on the right shows the speed in m/s (by Investigation of a novel intracardiac flow parameter using blood speckle imaging. Journal of Clinical Images and Medical Case Reports 2023)

Този анализ е направен чрез сегментиране на лявата камера в четири квадранта (фиг. 12B), в съответствие с координатната равнинна система, целящо оценка на средната стойност на ъгъла на отклонение в съответния квадрант. Резултатите са, че при пациентите с МКД се наблюдава по-висока стойност на θ_D ($75.2 \pm 22.3^\circ$ и $77.6 \pm 10.7^\circ$) в сравнение с пациенти със структурно здраво сърце ($69.2 \pm 16.0^\circ$). Тези резултати показват, че θ_D може да се увеличи заедно с прогресията на заболяването и следователно да бъде полезен показател за оценка на сърдечната функция. В бъдещ план изследванията ще включат разширяване на популацията пациенти както със структурно здрави сърца, така и с исхемична болест на сърцето. Акцент ще бъдат здравите пациенти, с цел определяне на референтни стойности за сравнение с болестни състояния.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Конвекционалните ехокардиографски измервания на сърдечната механика обикновено не разкриват значителни промени докато няма явна дисфункция, което ги прави по-малко ефективни за ранна диагностика и лечение на сърдечносъдовите заболявания. Динамиката на кръвотока бива незабавно засегната при промяна на сърдечната хемодинамика, следователно неговото анализиране отваря нови перспективи за прогнозирането и ранната диагностика на заболяванията. Анализът на интракардиалния поток е различен и съвременен подход за оценка на сърдечната функция, предоставящ важна и допълнителна информация към конвенционалните подходи, базирани на сърдечната механика. HyperDoppler методът дава лесна и бърза оценка на кръвотока в структурите на

This analysis was done by segmenting the left ventricle into four quadrants (Fig. 12B), according to the coordinate plane system, aiming at the estimation of the average value of the deviation angle in the corresponding quadrant. The results were that the patients with VSD had a higher value of θ_D ($75.2 \pm 22.3^\circ$ and $77.6 \pm 10.7^\circ$) compared to the patient with a structurally healthy heart ($69.2 \pm 16.0^\circ$). These results indicate that θ_D may increase along with disease progression and therefore be a useful index to assess cardiac function. Future studies will include expanding the patient population, both those with structurally healthy hearts and those with ischemic heart disease. Emphasis will be placed on healthy patients, in order to determine reference values for comparison with disease states.

CONCLUSION

Convection echocardiographic measurements of cardiac mechanics usually do not reveal significant changes until there is significant dysfunction, making them less effective for early diagnosis and treatment of cardiovascular disease. Blood flow dynamics are immediately affected when cardiac hemodynamics change, therefore analyzing it opens new perspectives for the prediction and early diagnosis of diseases. Intracardiac flow analysis is a different and modern approach to assess cardiac function, providing important and complementary information to conventional approaches based on cardiac mechanics. The HyperDoppler method gives an easy and quick assessment of the blood flow in the structures of the

сърцето и представя информация в дългосрочен план относно ремоделирането на сърдечните кухини. Поредица от технически постижения отключиха възможността за визуализиране и анализ на интракардиалното движение на кръвотока, генерирайки нови опции на изследване на моделите на потока. Те от своя страна предоставят допълнителна информация за функционалното състояние на сърдечно-съдовата система. Резултатите от представените научни публикации показват потенциала на тези техники за откриване на патологично променените характеристики на кръвотока и идентифициране на нови патомеханизми за развитие на бъдеща сърдечна патология.

Не е деклариран конфликт на интереси

Библиография/References

1. Sengupta PP, Pedrizzetti G, Kilner PJ et al. Emerging Trends in CV flow visualization, JACC Cardiovasc Imaging. 2012 Mar;5(3):305-316. doi: 10.1016/j.jcmg.2012.01.003. PMID: 22421178.
2. Kim IC, Hong GR. Intraventricular Flow: More than Pretty Pictures. Heart Fail Clin. 2019 Apr;15(2):257-265. doi: 10.1016/j.hfc.2018.12.005.
3. Mele D, Smarrazzo V, Pedrizzetti G et al. Intracardiac Flow Analysis: Techniques and Potential Clinical Applications. J Am Soc Echocardiogr. 2019 Mar;32(3):319-332. doi: 10.1016/j.echo.2018.10.018..
4. Cicchitti V, Radico F, Bianco F et al. Heart failure due to right ventricular apical pacing: the importance of flow patterns. Europace. 2016 Nov;18(11):1679-1688. doi: 10.1093/europace/euw024.
5. Pedrizzetti G, La Canna G, Alfieri O, Tonti G. The vortex – an early predictor of cardiovascular outcome? Nat Rev Cardiol. 2014 Sep;11(9):545-53. doi: 10.1038/nrcardio.2014.75.
6. Hong GR, Kim M, Pedrizzetti G, Vannan MA. Current clinical application of intracardiac flow analysis using echocardiography. J Cardiovasc Ultrasound. 2013 Dec;21(4):155-162. doi: 10.4250/jcu.2013.21.4.155.
7. Fox KM, Patel RG, Graham GR et al. Multiple and single ventricular septal defect. A clinical and haemodynamic comparison. Br Heart J 1978; 40:141-146.
8. Ohtsuki S, Tanaka M. The flow velocity distribution from the Doppler information on a plane in three-dimensional flow. J Visual 2006;9: 69-72.
9. Adrian R. Particle-imaging techniques for experimental fluid mechanics. Ann Rev Fluid Mech 1991:261-304.
10. Willert C, Gharib M. Digital particle image velocimetry. Exp Fluids 1991: 181-193.
11. Crapper M, Bruce T, Gouble C. Flow field visualization of sediment-laden flow using ultrasonic imaging. Dynam Atmos Oceans 2000:233-245.
12. Kheradvar A, Houle H, Pedrizzetti G et al. Echocardiographic particle image velocimetry: a novel technique for quantification of left ventricular blood vorticity pattern. J Am Soc Echocardiogr. 2010 Jan;23(1):86-94. doi: 10.1016/j.echo.2009.09.007.
13. Westerdale J, Belohlavek M, McMahon EM et al. Flow velocity vector fields by ultrasound particle imaging velocimetry: in vitro comparison with optical flow velocimetry. J Ultrasound Med. 2011;30:187-195.
14. Kitajima HD, Sundareswaran KS, Teisseyre TZ et al. Comparison of particle image velocimetry and phase contrast MRI

heart and provides longterm information about the remodeling of the heart cavities. A series of technical advances have unlocked the possibility of visualizing and analyzing intracardiac blood flow, generating new options for investigating flow patterns. They provide additional information about the functional state of the cardiovascular system. The results of the presented scientific publications show the potential of these techniques for detecting the pathologically changed blood flow characteristics and identifying new pathomechanisms for the development of future cardiac pathology.

No conflict of interest was declared

in a patient-specific extracardiac total cavopulmonary connection. J Biomech Eng. 2008;130:041004.

15. Kheradvar A, Kasalko J, Johnson D, Gharib M. An in vitro study of changing profile heights in mitral bioprostheses and their influence on flow. ASAIO J. 2006;52:34-38.

16. Stühle S, Wendt D, Houl G et al. In-vitro investigation of the hemodynamics of the Edwards Sapien transcatheter heart valve. J Heart Valve Dis. 2011;20:53-63.

17. Rodriguez Muñoz D, Markl M, Moya Mur JL et al. Intracardiac flow visualization: current status and future directions. Eur Heart J Cardiovasc Imaging. 2013 Nov;14(11):1029-38. doi: 10.1093/ehjci/jet086.

18. Garcia D, Del Alamo JC, Tanne D et al. Two-dimensional intraventricular flow mapping by digital processing conventional color-Doppler echocardiography images. IEEE Trans Med Imaging. 2010 Oct;29(10):1701-13. doi: 10.1109/TMI.2010.2049656.

19. Hong GR, Pedrizzetti G, Tonti G et al. Characterization and quantification of vortex flow in the human left ventricle by contrast echocardiography using vector particle image velocimetry. J Am Coll Cardiol Cardiovasc Imaging. 2008; 6:705-717.

20. Zhang H, Zhang J, Zhu X et al. The left ventricular intracavitary vortex during the isovolumic contraction period as detected by vector flow mapping. Echocardiography 2012;29:579-587.

21. Nogami Y, Ishizu T, Atsumi A et al. Abnormal early diastolic intraventricular flow 'kinetic energy index' assessed by vector flow mapping in patients with elevated filling pressure. Eur Heart J Cardiovasc Imaging. 2013;14:253-260.

22. Zhang H, Liu L, Chen L et al. The evolution of intraventricular vortex during ejection studied by using vector flow mapping. Echocardiography 2012;1:27-36.

23. Akiyama K, Maeda S, Matsuyama T et al. Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteers. BMC Cardiovasc Disord. 2017 Jan 9;17(1):21. doi: 10.1186/s12872-016-0444-7.

24. Hong G, Kim M, Pedrizzetti G et al. Current Clinical Application of Intracardiac Flow Analysis Using Echocardiography. J Cardiovasc Ultrasound. 2013;21(4):155-162.

25. Son JW, Park WJ, Choi JH et al. Abnormal left ventricular vortex flow patterns in association with left ventricular apical thrombus formation in patients with anterior myocardial infarction: a quantitative analysis by contrast echocardiography. Circ J. 2012;76:2640-2646.

26. Hong GR, Pedrizzetti G, Tonti G et al. Characterization and quantification of vortex flow in the human left ventricle by contrast

echocardiography using vector particle image velocimetry. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1:705-717.

27. Zhang H, Zhang J, Zhu X, Chen L, Liu L, Duan Y, Yu M, Zhou X, Journal of Cardiovascular Ultrasound 21 | December 2013 162 Zhu T, Zhu M, Li H. The left ventricular intracavitary vortex during the isovolumic contraction period as detected by vector flow mapping. *Echocardiography* 2012;29:579-87

28. Kheradvar A, Gharib M. On mitral valve dynamics and its connection to early diastolic flow. *Ann Biomed Eng* 2009;37:1-13.

29. Kheradvar A, Assadi R, Falahatpisheh A, Sengupta PP. Assessment of transmitral vortex formation in patients with diastolic dysfunction. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:220-227.

30. Poh KK, Lee LC, Shen L et al. Left ventricular fluid dynamics in heart failure: echocardiographic measurement and utilities of vortex formation time. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2012;13:385-93

31. Fyrenius A, Wigström L, Ebbers T et al. Three-dimensional flow in the human left atrium. *Heart* 2001;86: 448-455.

32. Park KH, Son JW, Park WJ et al. Characterization of the left atrial vortex flow by two-dimensional transesophageal contrast echocardiography using particle image velocimetry. *Ultrasound Med Biol* 2013;39:62-71.

33. Laughlin M, Potts E, Thomas Collins R et al. Investigation of a novel intracardiac flow parameter using blood speckle imaging. *Journal of Clinical Images and Medical Case Reports* 2023; 2766-7820.

34. Borrelli N, Avesani M, Sabatino J et al. Blood speckle imaging: A new echocardiographic approach to study fluid dynamics in congenital heart disease. *International Journal of Cardiology Congenital Heart Disease*. 2021; 2:100079.

35. Nyrmes SA, Fadnes S, Wigen MS et al. Blood speckletracking based on high-frame rate ultrasound imaging in pediatric cardiology. *J Am Soc Echocardiogr*. 2020; 33: 493-50.

36. Cantinotti M, Marchese P, Koestenberger M et al. Intracardiac flow visualization using high-frame rate blood speckle tracking echocardiography: Illustrations from infants with congenital heart disease. *Echocardiography*. 2021; 38: 707-715.