

ТЕХНИЧЕСКИ АСПЕКТИ ПРИ КАРДИОМАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАТА ТОМОГРАФИЯ

Д. Костова-Лефтерова^{1, 2, 3}, А. Партенова^{2, 4}

¹УМБАЛ „Александровска“

²МБАЛ „Национална кардиологична болница“

³Медицински университет – Плевен

⁴Магнитно-резонансен център, СМДЛОД „Н. И. Пирогов“

TECHNICAL ASPECTS OF CARDIAC MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY

D. Kostova-Lefterova^{1, 2, 3}, A. Partenova^{2, 4}

¹Aleksandrovskia University Hospital

²National Cardiology Hospital

³Medical University – Pleven

⁴MRI Centre, UMBALSM “N. I. Pirogov”

Резюме.

Кардиомагнитно-резонансната томография (КМРТ) е метод с висока диагностична стойност при оценката на сърдечната виталност чрез прилагането на различни перфузионни техники, както и при оценката и диагностицирането на ранни исхемични промени в миокарда. Целта на настоящия обзор е да се направи преглед на различните технически аспекти при КМРТ. Основен проблем при КМРТ изследванията е влошаването на качеството на образа поради наличието на двигателни артефакти. Това налага разработването на техники за ЕКГ тригериране и тригериране на дишането или техники за задържане на дишането и въвеждането им в практиката. За разлика от повечето други приложения на магнитно-резонансната томография, използваните равнини при КМРТ се определят по отношение на ориентацията на сърцето така, че да са успоредни и ортогонални на сърдечните оси. При КМРТ се използват две основни групи секвенции: 1) за определяне на морфологията, функцията и кръвотока и 2) за подсибяване на добър тъканен контраст на сърцето. Технологичното развитие на метода не спира, като продължават да се разработват техники и секвенции за подобряване на диагностичните възможности при КМРТ. Успешно провеждане на всяко едно КМРТ изследване се постига чрез правилно планиране, цялостно разбиране на сърдечните равнини и подходящ избор на техническите параметри за съответните секвенции в зависимост от търсената клинична находка.

Ключови думи:

кардиомагнитно-резонансна томография, технически аспекти, пулсови секвенции

Адрес

доц. д-р Десислава Костова-Лефтерова, e-mail: dessi.zvkl@gmail.com

за кореспонденция:

Abstract.

Cardiac magnetic resonance tomography (CMRT) is a method of high diagnostic value in the assessment of cardiac vitality through the application of various perfusion techniques, as well as in the evaluation and diagnosis of early myocardial ischemic changes. The aim of this article is to review the different technical aspects of CMRT. A major problem in CMRT studies is the deterioration of image quality due to the presence of motion artifacts. This necessitates the development of ECG-gated and respiratory triggered or breath-holding techniques and their implementation in practice. In contrast to most other applications of MRT, the planes used in CMRT are defined with respect to the orientation of the heart so that they are parallel and orthogonal to the cardiac axes. Two main groups of sequences are used in CMRT: 1) to determine morphology, function, and blood flow and 2) to provide good tissue contrast of the heart. Technological development of the method has not stopped, and techniques and pulse sequences continue to be developed to improve the diagnostic capabilities of CMRT. Through proper planning, a thorough understanding of the cardiac planes, and appropriate selection of technical parameters for the respective sequences depending on the clinical finding being addressed, a successful performance of each CMRT study is achieved.

Key words:

cardiac magnetic resonance tomography, technical aspects, pulse sequences

Address

Assoc. prof. Desislava Kostova-Lefterova, PhD, e-mail: dessi.zvkl@gmail.com

for correspondence:

ВЪВЕДЕНИЕ

Кардиомагнитно-резонансна томография (КМРТ) е високо информативен неинвазивен метод за образна диагностика на сърцето. С годините КМРТ претърпя значително развитие, като се превърна от метод за морфологична оценка на сърцето в метод за оценка на сърдечната функция, модела на изпълване и определяне на тъканните му характеристики при пациенти със сърдечно-съдови заболявания. КМРТ се превърна в утвърден стандартен метод за диагностициране на сърдечно-съдови заболявания. Методът е значително по-информативен спрямо традиционната трансторакална ехография по отношение на морфологията и сърдечната функция. При съвременните системи за магнитно-резонансна томография (МРТ) разделителната способност на образа е значително по-висока спрямо по-старите поколения системи. Двигателните артефакти от сърдечната дейност вече не са лимитиращ фактор за качеството на КМРТ изследванията, което значително разшири спектъра на приложението на метода в областта на сърдечно-съдовите заболявания [1, 2]. КМРТ изследванията дават възможност за точна количествена и качествена оценка на сърдечно-съдовата морфология, камерната функция, миокардната перфузия, тъканната характеристика на сърцето, кръвотока и др. Методът е подходящ за диагностициране и проследяване на терапевтичния ефект при пациенти с коронарна болест и при лица със сърдечно-съдови заболявания.

Част от нововъведенията в КМРТ са свързани с разработването на бързите секвенции в магнитно-резонансната образна диагностика. Конвенционалните техники за получаване на образа се базират на събирането на данни ред по ред от к-пространството за даден сърдечен цикъл, така че TR (време на повторение) за съответните пулсови секвенции зависи от сърдечната честота на пациента и съответства на R-R интервала. Чрез конвенционалните спин-ехо или градиент-ехо секвенции се получават анатомични и динамични образи на сърцето в рамките на няколко минути. При бързите секвенции информацията се получава едновременно от повече от един ред от к-пространството за даден сърдечен цикъл, при което значително се съкращава продължителността на изследването и се подобрява качеството на образа [3].

Използването на секвенции за тъканна характеристика на сърцето и за картирането на миокарда, като контрастно усилване и/или за късно контрастно (гадолиниев) усилване (LC(G)E), увеличиха допълнително възможностите на КМРТ, подобрявайки диагностичните възможности и точността на метода [4, 5, 6].

INTRODUCTION

Cardiac magnetic resonance imaging (CMRT) is a highly informative non-invasive method for cardiac imaging. Over the years, cardiac MRT has undergone significant development, evolving from a method for morphological assessment of the heart to a method for assessment of cardiac function, filling pattern and determining tissue characteristics in patients with cardiovascular disease. CMRT has become an established standard method for the diagnosis of cardiovascular disease. The method is significantly more informative compared to traditional transthoracic ultrasound in terms of morphology and cardiac function. With modern magnetic resonance tomography (MRT) systems, the image resolution is significantly higher compared to older generations of systems. Cardiac motion artifacts are no longer a limiting factor for the quality of MRT studies, which has greatly expanded the spectrum of applications of the method in the field of cardiovascular disease [1, 2]. CMRT studies allow accurate quantitative and qualitative assessment of cardiovascular morphology, ventricular function, myocardial perfusion, tissue characterization of the heart, blood flow, etc. The method is suitable for diagnosing and monitoring the therapeutic effect of patients with coronary artery disease and patients with cardiovascular diseases.

Some of the innovations in CMRT are related to the development of fast sequences in magnetic resonance imaging. Conventional imaging techniques are based on the collection of line-by-line k-space data for a given cardiac cycle, so that the TR (repetition time) for the corresponding pulse sequences depends on the patient's heart rate and corresponds to the R-R interval. Using conventional spin-echo or gradient-echo sequences, anatomical and dynamic images of the heart are obtained within a few minutes. With fast sequences, information is obtained simultaneously from more than one row of k-space for a given cardiac cycle, significantly shortening the duration of the study and improving image quality [3].

The use of sequences for tissue characterization of the heart and for myocardial mapping, such as contrast enhancement and/or late contrast (gadolinium) enhancement (LC(G)E), have further increased the capabilities of CMRT, improving the diagnostic capabilities and accuracy of the method [4, 5, 6].

КМРТ е метод с висока диагностична стойност при оценката на сърдечната виталност чрез прилагането на различни перфузионни техники, както и при оценката и диагностицирането на ранни исхемични промени в миокарда.

Целта на настоящия обзор е да се направи преглед на различните технически аспекти при кардиомагнитно-резонансната томография.

ПРЕДИЗВИКАТЕЛСТВА ПРИ КМРТ

Основен проблем при КМРТ изследванията е влошаването на качеството на образа поради наличието на двигателни артефакти от сърдечната дейност и дишането на пациента. Това налага разработването на техники за ЕКГ тригериране и тригериране на дишането или техники за задържане на дишането и въвеждането им в практиката.

При ЕКГ тригерирането като отправна точка за генериране на синхронизиращ радиочестотен импулс за получаване на магнитно-резонансните данни се използва R-вълната [7]. Това дава възможност за изобразяване на сърцето или в няколко времеви точки през сърдечния цикъл (динамични кино образи), или в точно определен момент от време (статичен образ).

Двигателните артефакти, които се дължат на дишането, могат да бъдат намалени чрез използването на един от следните три възможни подхода: дихателно тригериране (дихателно-компенсационни методи), задържане на дишането или получаване на образа в реално време (свърхбързи техники за получаване на единичен образ).

ВИДОВЕ РАВНИНИ ПРИ КМРТ

КМРТ изследването започва с получаването на първоначални пилотни образи, или т.нар. локализатори. За целта се използват SSFP секвенции (свободна прецесия в равновесно състояние) в коронарна, аксиална и сагитална равнина. От пилотните образи се генерират всички останали равнини на изследването. За разлика от повечето други приложения на магнитно-резонансната томография, използваните равнини при КМРТ се определят по отношение на ориентацията на сърцето, така че да са успоредни и ортогонални на сърдечните оси (главно по късата и по дългата ос на сърцето) [8]. Равнините изобразяват лявата камера в три ортогонални проекции: хоризонтална дълга ос (четирикухинна равнина), вертикална дълга ос (двукухинна равнина) и къса ос. Тези равнини са двойно наклонени спрямо конвенционалните аксиални, сагитални и коронарни оси и се различават при отделните пациенти в зависимост от конкретната ориентация на лявата камера, която може да варира спрямо тялото.

CMRT is a method of high diagnostic value in the assessment of cardiac vitality through the application of various perfusion techniques, as well as in the evaluation and diagnosis of early myocardial ischemic changes.

The purpose of this article is to review the various technical aspects of CMRT.

CHALLENGES IN CMRT

A major problem in CMRT is the deterioration of image quality due to the presence of motion artifacts from the patient's heartbeat and breathing. This necessitates the development of ECG-gating and respiration-gating or breath-hold techniques and their introduction into practice.

ECG-gating uses the „R“ wave as the starting point to generate a synchronizing radiofrequency pulse to obtain the MRT data set [7]. This allows imaging of the heart either at several time points during the cardiac cycle (dynamic cine imaging) or at a specific point in time (static imaging).

Motion artifacts due to respiration can be reduced by using one of the following three possible approaches: respiratory triggering (respiratory-compensation methods), breath-holding, or real-time image acquisition (ultrafast single-image acquisition techniques).

TYPES OF IMAGING PLANES IN CMRT

The CMRT study begins with the acquisition of initial pilot images or so-called „localizers“. For this purpose, SSFP sequences (non-gated steady-state free precession) in coronal, axial and sagittal planes are used. From the pilot images all other planes of the survey are generated. In contrast to most other applications of MRT, the planes used in CMRT are defined with respect to the orientation of the heart so that they are parallel and orthogonal to the cardiac axes (mainly along the short and long axes of the heart) [8]. The planes visualize the left ventricle in three orthogonal planes: the horizontal long axis (four-chamber plane), the vertical long axis (two-chamber plane), and the short axis. These planes are doubly inclined with respect to the conventional axial, sagittal, and coronal axes and vary from patient to patient depending on the specific orientation of the left ventricle, which may vary with respect to the body.

Двукухинна равнина (вертикална дълга ос)

Равнината се планира от трансверзалните пилотни образи, като срезът преминава през средата на митралната клапа и към върха на лявата камера, успоредно на междукамерния септум (фиг. 1). Двукухинната равнина се използва за оценка на структурите и тъканите, разположени в лявата част на сърцето (напр. за оценка на митралната клапа).

Четирикухинна равнина (хоризонтална дълга ос)

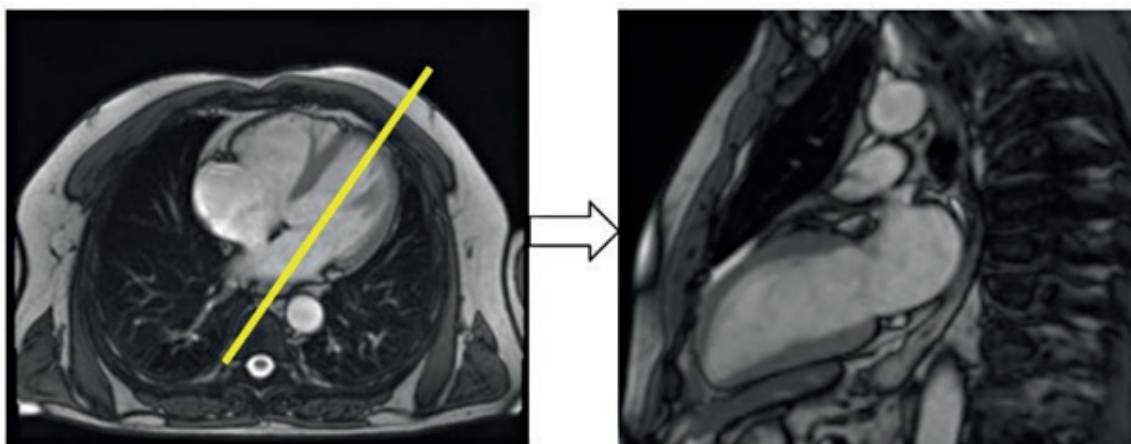
Равнината се планира от двукухинната равнина, като срезът преминава през средата на лявото предсърдие и средата на митралната клапа и продължава към върха на лявата камера. По този начин в една равнина едновременно се изобразяват както четирите камери на сърцето, така и митралната и трикуспидалната клапа. За най-добро визуализиране и на четирите камери на сърцето в един образ се препоръчва използването на двойна коса напречна проекция (фиг. 2).

Two-chamber plane (vertical long axis)

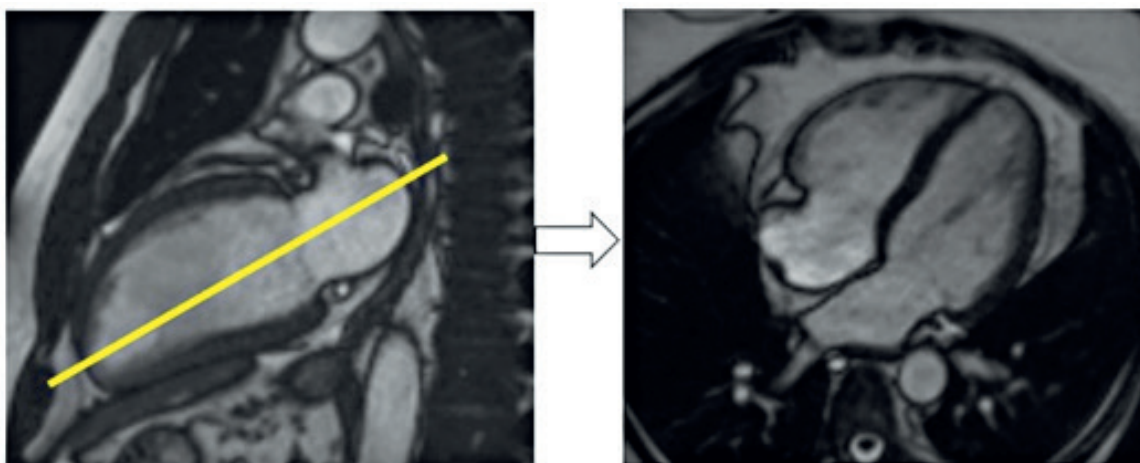
The plane is acquired from the transverse pilot images, with the incision passing through the middle of the mitral valve, from the apex to the left atrium, parallel to the interventricular septum (Fig. 1). The two-chamber plane is used to evaluate structures and tissues located in the left side of the heart (e.g., to evaluate the mitral valve).

Four-chamber plane (horizontal long axis)

The plane is acquired from the two-chamber plane, with the incision passing from the posterior aspect of the left atrium, through the middle of the mitral valve and continuing to the apex of the left ventricle. In this way, the four chambers of the heart as well as the mitral and tricuspid valves are simultaneously visualized in one plane. For best visualization of all four chambers of the heart in a single image, the use of a double-oblique transverse projection is recommended (Fig. 2).



Фиг. 1. Планиране на двукухинна равнина (вертикална дълга ос) / Fig. 1. Planning of the two-chamber plane (vertical long-axis)



Фиг. 2. Планиране на четирикухинна равнина (хоризонтална дълга ос) / Fig. 2. Planning of the four-chamber plane (horizontal long-axis)

Двукухинна равнина (къса ос)

Препоръчва се планиране на равнината перпендикулярно на дългата ос на лявата камера едновременно от дву- и четирикухинната равнина (двойна коса равнина). Чрез нея най-точно се определят размерите на напречното сечение на сърдечните камери от основата до върха. Равнината позволява визуализирането и количествената оценка на систолното задебеляване на камерите и се приема за стандартна проекция при количествено определяне на обеми и миокардна масата на лявата и дясната камера и на камерната фракция на изтласкване (фиг. 3).

Три- или петкухинна равнина (дълга ос)

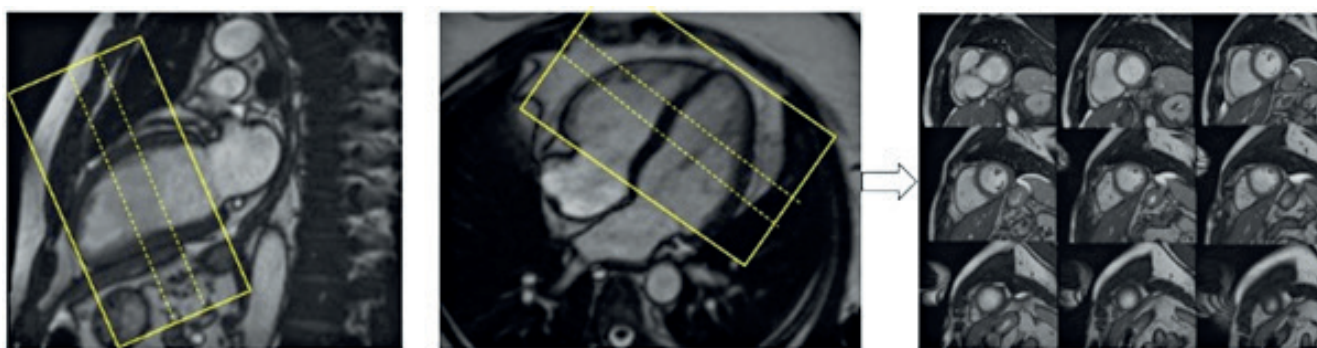
Равнината се използва за визуализиране на аортата и митралната клапа (напр. при обструкция на изходния тракт на лявата камера). Получава се чрез използването на двукухинната равнина по дългата и по късата ос, като се планира през върха на лявата камера и през изходния тракт на лявата камера. Наименованието на равнината произлиза от едновременното визуализиране на част от лявата камера, лявото предсърдие и възходящата аорта чрез нея (фиг. 4). При петкухинната равнина допълнително се изобразяват и десните сърдечни кухини.

Two-chamber plane (short axis)

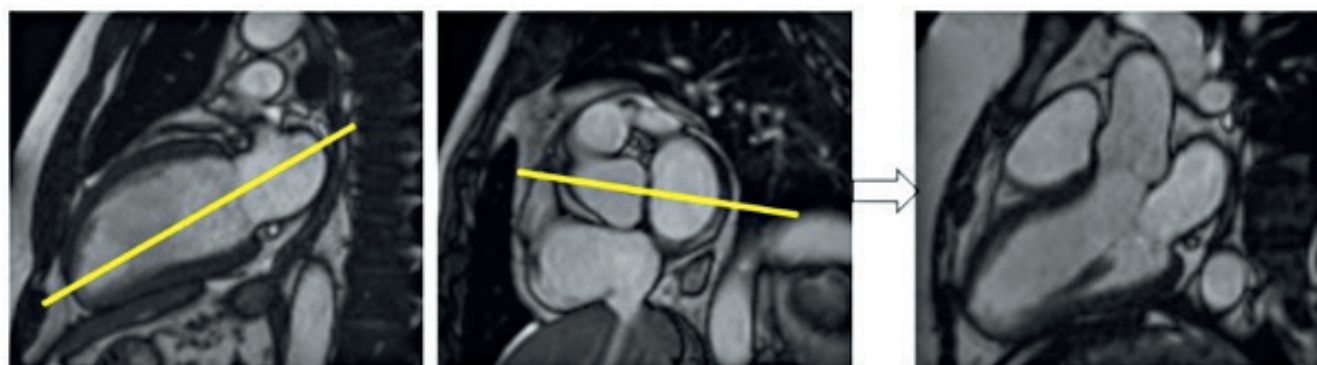
It is recommended to acquire the plane to be perpendicular to the long axis of the left ventricle from both the two- and four-chamber planes (double-oblique plane). It is the most accurate plane for determination of the cross-sectional dimensions of the ventricles of the heart, from base to apex. The plane is used for visualization and quantification of systolic myocardial wall thickening. It is accepted as the standard projection for quantification of left and right ventricular mass and volume and ventricular ejection fraction (Fig. 3) [8].

Three- or five-chamber plane (long axis)

The plane is used in order to visualize the aorta and mitral valves (e.g., in left ventricular outflow tract obstruction). It is obtained by using the two-chamber plane along the long and/or short axis through the left ventricular apex and aortic outflow tract. The name of the plane is derived from the simultaneous visualization of parts of the left ventricle, left atrium, and ascending aorta through it (Fig. 4). In the five-chamber plane, the right cardiac cavities are additionally imaged.



Фиг. 3. Планиране на двукухинна равнина по къса ос / Fig. 3. Planning of the two-chamber short-axis plane



Фиг. 4. Планиране на трикухинна равнина (дълга ос) / Fig. 4. Planning of the three-chamber long-axis plane

ВИДОВЕ СЕКВЕНЦИИ ПРИ КМРТ

Различните по вид образи в магнитно-резонансната томография се получават чрез използването на конкретни пулсови секвенции. Дадена пулсова секвенция представлява специфична комбинация от прилагането на възбуждащи радиочестотни импулси и предизвикване на колебания в магнитното поле, които водят до промяна в енергийното състояние на протоните. Магнитно-резонансните образи се получават чрез измерване на радиочестотните сигнали, които протоните генерират по време на тези колебания.

При КМРТ се използват две основни групи секвенции. При първата група секвенции се определят морфологията, функцията и кръвотокът, докато при втората – изследванията се фокусират върху тъканната характеристика на сърцето.

За определяне на морфологията, функцията и кръвотока се използват две основни подгрупи секвенции: с тъмна и със светла кръв.

„Тъмна кръв“ бърза (или турбо) спин-ехо секвенция

Това е най-често използваната пулсова секвенция при КМРТ изследвания. Тя се използва при морфологична (анатомична) и тъканна характеристика на сърцето и перикарда. Секвенцията представлява комбинация от подготовка за „тъмна кръв“ с бърза, или турбо спин-ехо (SE) пулсова секвенция. Чрез нея се постига висок контраст между кръвния пул и стените на сърцето и съдовете.

Спин-ехо секвенцията е една от основните пулсови секвенции, използвани в магнитно-резонансната томография. Стандартната спин-ехо секвенция се състои от възбуждащ радиочестотен импулс под ъгъл от 90° , който създава максимална напречна намагнитеност и втори инверсен радиочестотен импулс под ъгъл от 180° , който създава напречна намагнитеност близка до максималната, но в противоположна посока. След създаването на максималната напречна намагнитеност следва експоненциално намаляване на нейната големина, което води до намаляване на интензитета на измерения сигнал. Намаляването на интензитета на сигнала се дължи на спонтанното дефазироване на магнитните моменти (спиновете) на протоните вследствие на нехомогенности в магнитното поле и се нарича FID (free induction decay) сигнал. Интензитетът на FID сигнала е пропорционален на намагнитеността във всеки обемен елемент (воксел). Прилагането на инверсен импулс води до сфазиране на магнитните моменти на протоните във всеки отделен обемен елемент, при което векторът на напречната намагнитеност се увеличава и се появява нов пик в интензитета на измерения сигнал, който формира т.нар. ехо събитие [9].

TYPES OF SEQUENCES IN CMRT

The different types of images in magnetic resonance tomography are obtained using particular pulse sequences. A given pulse sequence is a specific combination of the application of excitation radio-frequency pulses and the induction of fluctuations in the magnetic field that result in a change in the energy state of the protons. Magnetic resonance images are obtained by measuring the radio-frequency signals that the protons generate during these fluctuations.

Two main groups of sequences are used in CMRT. In the first group of sequences, the morphology, function and blood flow are determined, while in the second, the studies focus on the tissue characteristics of the heart.

Two main subgroups of sequences are used to determine morphology, function and blood flow: black and bright blood.

„Black blood“ fast (or turbo) spin-echo sequence

This is the most commonly used pulse sequence in CMRT studies. It is used for morphological (anatomical) and tissue characterization of the heart and pericardium. The sequence is a combination of black-blood preparation with fast or turbo spin-echo (SE) pulse sequence. It achieves a high contrast between the blood pool and the heart and vessel walls.

The spin-echo sequence is one of the main pulse sequences used in magnetic resonance tomography. The standard spin-echo sequence consists of an excitation radio-frequency pulse at a 90° angle that produces a maximum transverse magnetization and a second inverse radio-frequency pulse at a 180° angle that produces a transverse magnetization close to the maximum but in the opposite direction. After the generation of the maximum transverse magnetization, an exponential decrease in the magnitude of the transverse magnetization follows, resulting in a decrease in the measured signal intensity. The decrease in signal intensity is caused by the spontaneous dephasing of the magnetic moments (spins) of the protons as a result of magnetic field inhomogeneities and is called FID signal (free induction decay). The intensity of the FID signal is proportional to the magnetization in each volume element (voxel). The inverse pulse induces phasing of the magnetic moments of the protons in each volume element, where the transverse magnetization vector increases and a new peak in the measured signal intensity appears, forming the so-called „echo“ event [9].

При конвенционалната SE пулсова секвенция се получава единичен спин-ехо сигнал чрез прилагане на възбуждащ радиочестотен импулс, последван от 180° сфазиращ импулс. При бързата SE пулсова секвенция след първоначалния 90° възбуждащ импулс се генерират серия от ехо-сигнали чрез прилагането на поредица от 180° импулси [9]. Всеки отделен ехо-сигнал се използва за запълване на нов ред от k-пространството, затова броя на ехо-сигналите, получени за всеки възбуждащ импулс, е известен като дължина на ехото (ETL), или турбофактор. При бързата SE пулсова секвенция е възможно получаването на два или повече среза за едно задържане на дишането от страна на пациента (single shot – еднокадрова).

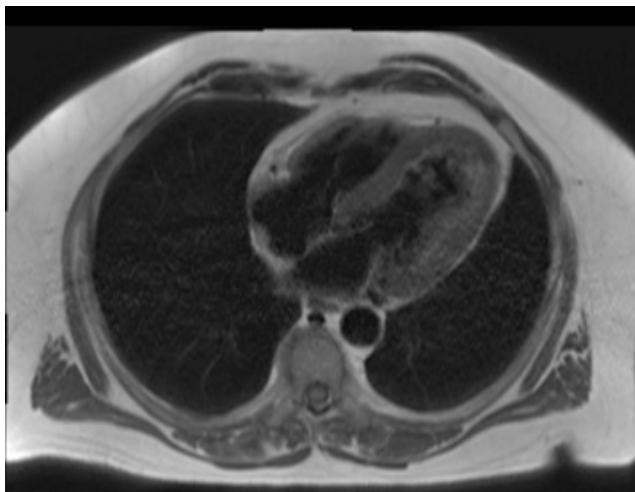
За да се получи по-добро качество на образите с тъмна кръв, се използва схема за предварителна подготовка на намагнитеността в комбинация със SE пулсова секвенция. При тази схема се добавят два 180° радиочестотни (RF) инверсни импулса преди стартирането на SE пулсовата секвенция. Първият 180° RF импулс инвертира вектора на надлъжната намагнитеност на всички тъкани и кръвта, докато вторият 180° RF импулс инвертира отново вектора на надлъжната намагнитеност, но само в границите на зоната от клиничен интерес за изследването. Получава се време на закъснение (време след инверсията, TI), през което напречна намагнитеност на кръвта се възстановява (T1 релаксация) от първоначалната си отрицателна стойност, дължаща се на 180° RF инверсен импулс. След времето TI се прилага 90° RF импулс, който създава напречна намагнитеност на бързата, или турбо SE пулсова секвенция [9]. По време на TI вследствие на кръвотока в равнината на среза кръвта е с инвертирана намагнитеност спрямо кръвта, останала в равновесно състояние. SE пулсовата секвенция се прилага в момента, когато инвертирания вектор на надлъжната намагнитеност достигне нула. Това води до потискане на сигнала от кръвта и до получаването на образ с идеално тъмна кръв (фиг. 5).

Използването на секвенцията с двойна инверсия–възстановяване води до получаването на образи с различен контраст по T1, T2 и протонна плътност (PD). Образите по T1 дават по-добро анатомично диференциране, докато при T2 и PD образите се постига по-добро тъканно характеризирание [10]. Различният контраст може да бъде получен чрез вариране в продължителността на TI, периода на повторение (TR) и времето на ехото (TE) в рамките на 1-2 RR интервала. TR е интервалът между два последователни възбуждащи импулса, необходим за възстановяване на надлъжната намагнитеност. TE е интервалът между началото на възбуждащия 90° RF импулс и момента на ехото, когато вслед-

In conventional SE pulse sequence, a single spin-echo signal is obtained by applying an excitation radiofrequency pulse followed by a 180° phasing pulse. In the fast SE pulse sequence, after the initial 90° excitation pulse, a series of echo signals are generated by applying a series of 180° pulses [9]. Each individual echo signal is used to fill a new row of k-space, so the number of echo signals obtained for each excitation pulse is known as the echo length (ETL) or turbofactor. In fast SE pulse sequence, it is possible to obtain two or more slices for one breath hold by the patient (single shot).

To obtain better quality black-blood images, a magnetization preparation scheme is used in combination with SE pulse sequence. In this scheme, two 180° radiofrequency (RF) inversion pulses are added before starting the SE pulse sequence. The first 180° RF pulse inverts the longitudinal magnetization vector of all tissues and blood, while the second 180° RF pulse inverts the longitudinal magnetization vector again, but only within the area of clinical interest for the study. A time delay (time after inversion, TI) is obtained during which the transverse blood magnetization recovers (T1 relaxation) from its initial negative value due to the 180° RF inversion pulse. After the TI time, a 90° RF pulse is applied, which creates transverse magnetization of the fast or turbo SE pulse sequence [9]. During TI, due to the blood flow, the blood in the plane of the incision has an inverted magnetization relative to the blood remaining at steady state. The SE pulse sequence is applied at the moment when the inverted longitudinal magnetization vector reaches zero. This results in suppression of the signal from the blood and an image with perfectly black blood is obtained (Fig. 5).

The use of the double inversion-recovery sequence results in images with different T1, T2 and proton density (PD) contrast. T1 images provide better anatomical differentiation, whereas T2 and PD images achieve better tissue characterization [10]. Differential contrast can be obtained by varying the TI duration, time of repetition (TR) and time of echo (TE) within 1-2 RR intervals. TR is the interval between two consecutive excitatory pulses required to recover longitudinal magnetization. TE is the interval between the onset of the 90° RF excitation pulse and the echo time when, due to the second



Фиг. 5. Образ с „тъмна кръв“ – сигналът от кръвта е потиснат, което позволява добра делинеация на миокарда от кръвта в сърдечните кухини

Fig. 5. „Dark blood“ image – the signal from the blood is suppressed, allowing good delineation of the myocardium from the blood pool

ствие на втория 180° RF инверсен импулс сигналът е максимален. Чрез дължината на T1 се контролира контрастът между тъканите, а векторът на напречната намагнитеност може да бъде в отрицателна или положителна посока. При кратко TE се намалява влиянието на T2, а TR определя степента на възстановяване на вектора на надлъжната намагнитеност. Чрез подходящ избор на T1 и допълнителни възбуждащи или инверсни RF импулси може да се потисне сигналът от определени тъкани (напр. мазнините) и да се получат на т.нар. образи с тъмна кръв и тъмни мазнини [10]. Основните предимства на използването на бързи тъмна кръв секвенции са свързани с елиминирането на метални артефакти в образа, получаването на T1 и/или T2 образи за характеризирание на сърдечни тумори, оценка на перикардит, миокардит, аритмогенна деснокамерна кардиомиопатия и кръвоносни съдове [8].

T2-претеглената краткотрайна инверсия–възстановяване секвенция (STIR)

Тази секвенция се препоръчва при изследването на пациенти с едем на миокарда, тъй като потиска сигнала от кръвотока и мазнините и усилва сигнала от тъканната течност [11]. STIR е техника за потискане на мазнините с време за инверсия, при което сигналът на мазнините е нула. Условието за разграничаване на две различни тъкани чрез STIR е характерните им времена за надлъжна релаксация T1 да се различават по продължителност. FLAIR (инверсия–възстановяване с потискане на течности) е подобна техника за потискане на водата [10].

При STIR се използва кратко време за възстановяване след инверсията и не могат да се прилагат в комбинация с гадолиний-базирани контрастни материали, тъй като контрастираните с гадолиний тъкани се характеризират с късо T1 и съществува риск от нежелано нулиране на сигнала от тях [9, 10].

180° RF inversion pulse, the signal is maximal. T1 length controls the contrast between tissues, and the transverse magnetization vector can be in the negative or positive direction. At short T1, the influence of T2 is reduced, and TR determines the degree of recovery of the longitudinal magnetization vector. By appropriate choice of T1 and additional excitatory or inverse RF pulses, one can suppress the signal from certain tissues (e.g., fat) and obtain the so-called „black blood and black fat“ images [10]. The main advantages of using fast „black blood“ sequences are related to the elimination of metal artifacts in the image, the acquisition of T1 and/or T2 images for the characterization of cardiac tumours, the evaluation of pericarditis, myocarditis, arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy, and blood vessels [8].

T2-weighted short-tau inversion-recovery sequence (STIR)

This sequence is recommended in the study of patients with myocardial edema because it suppresses the signal from blood flow and fat and enhances the signal from tissue fluid [11]. STIR is a fat suppression technique with an inversion time where the fat signal is zero. The condition for distinguishing two different tissues by STIR is that their typical T1 longitudinal relaxation times differ in duration. FLAIR (fluid-suppressed inversion-recovery) is a similar technique for water suppression [10].

STIR uses a short inversion recovery time and cannot be used in combination with gadolinium-based contrast media because gadolinium-contrasted tissues are characterized by short T1 and there is a risk of unwanted signal suppression from them [9, 10].

„Светла кръв“ – балансирана свободна прецесия в стационарно състояние (bSSFP)

Получаването на кино образи допринася за поставянето на функционална и количествена оценка на функцията на камерите на сърцето и движението на стените. При съвременната кино магнитно-резонансна образна диагностика се използва секвенцията bSSFP в комбинация с ретроспективно ЕКГ тригерирание. Чрез нея се получават образи с висок интензитет на сигнала въпреки много късото TR, което се дължи на липсата на дефазирание вследствие от прилагането на градиенти по време на TR [11].

Кино магнитно-резонансната образна диагностика се приема като референтен метод за получаване на серийни образи за количествена оценка на сърдечните обеми, миокардната маса и камерната функция. Количествената оценка на камерата се получава, като се отчете сумата на площта на камерата във всеки срез умножена по дебелината на съответния срез. Точната количествена оценка е важна при пациенти с вродени сърдечни малформации, като тетралогия на Фало, транспозиция на големите артерии, и за диагностициране на различни кардиомиопатии, като аритмогенна деснокамерна дисплазия или хипертрофична кардиомиопатия. По промените във формата и движението на камерния септум, които настъпват в хода на респираторния цикъл, се обективизира взаимовръзката между двете камери на сърцето [12, 13, 14]. Масата на ЛК се получава, като се умножи обемът на миокарда с плътността на миокарда. От друга страна, отношението на масата към обема се използва за разграничаване на формите на ЛК хипертрофия. Кино образи при различни равнини позволяват количествено определяне на степента на клапната инсуфициенция или стеноза, дис- или асинхронност на камерната стена или подвижност на сърдечни тумори [8].

Кино bSSFP образите могат да се използват и за оценка на общата и локалната механика на миокарда чрез прилагането на автоматизиран софтуер за количествена оценка на систолната и диастолната миокардна деформация (CMR feature tracking, CMR-FT). Чрез софтуера ясно се очертават епикардните и ендокардните контури, определят се деформациите (надлъжна, радиална и циркуферентна) и се проследяват промените им във времето [15]. Софтуерът притежава множество диагностични и прогностични възможности при разграничаване на нормална и абнормна сърдечна функция, изследване на сърдечна недостатъчност, патофизиология, прогресия на заболяването и определяне на риска при различни сърдечно-съдови заболявания [8, 15].

„Bright blood“ balanced steady-state free precession (bSSFP)

The acquisition of cine images contributes to the staging of functional and quantitative assessment of cardiac ventricular function and wall motion. In modern cine magnetic resonance imaging, the bSSFP sequence is used in combination with retrospective ECG-gating. It produces images with high signal intensity despite a very short TR, which is due to the lack of dephasing resulting from the application of gradients during TR [11].

Cine magnetic resonance imaging is accepted as a reference method for obtaining serial images for quantification of cardiac volumes, myocardial mass, and ventricular function. Ventricular quantification is obtained by considering the sum of the ventricular area in each slice multiplied by the thickness of the corresponding slice. Accurate quantification is important in patients with congenital cardiac malformations such as tetralogy of Fallot, transposition of the great arteries and for the diagnosis of various cardiomyopathies such as arrhythmogenic right ventricular dysplasia or hypertrophic cardiomyopathy. The changes in the shape and movement of the ventricular septum that occur during the respiratory cycle objectify the interrelationship between the two chambers of the heart [12, 13, 14]. The LV mass is obtained by multiplying the myocardial volume by the myocardial density. On the other hand, the mass to volume ratio is used to differentiate forms of LV hypertrophy. Cine images at different planes allow quantification of the degree of valvular insufficiency, ventricular wall desynchrony or asynchrony, or the motility of cardiac tumours [8].

Cine bSSFP images can also be used to assess general and local myocardial mechanics by using automated software for CMR feature tracking (CMR-FT). Using the software, epicardial and endocardial boundaries of myocardial tissue are clearly delineated, deformations (longitudinal, radial, and circumferential) are determined, and their changes over time are tracked [15]. The software has multiple diagnostic and prognostic capabilities in differentiating normal and abnormal cardiac function, investigating heart failure, pathophysiology, disease progression, and determining risk in various cardiovascular diseases [8, 15].

„Светла кръв“ магнитно-резонансна ангиография (MPA)

Съществуват два вида магнитно-резонансна ангиография. При контрастно усилената MPA (CE-MRA) се въвежда венозно контрастна материя на базата на гадолиний за разлика от MPA със секвенцията „светла кръв“, където не се апликира контрастна материя. Секвенцията не изисква специфични промени в рутинно използвания KMPT протокол и може да се осъществи в края на изследването. Секвенцията е известна още като „цяло сърце“. Представлява изотропен тримерен набор от данни на SSFP секвенция. Изследването се извършва с ЕКГ и дихателно тригериране. Приложението на MPA е при различни сърдечно-съдови заболявания, като морфологични аномалии на коронарни артерии, заболявания на аортата, аномални белодробни венозни връщания, белодробни артерии и вродени сърдечни малформации.

При контрастно усилената MPA гадолиният скъсява T1 на кръвта и тя се изобразява с ярък интензитет в образа. Основната секвенция, която се използва, е T1-претеглена 3D бърза градиентна ехо или турбо-полева ехо секвенция с ъгъл на отклонение от 40-45° и късо TR и TE. Секвенцията най-често е в коронална равнина и поле с максимално голямо покритие [16]. Кръвоносните съдове се изобразяват светли заради наличието на контрастната материя в тях, а фоновият сигнал се потиска поради ефекта на насищане. Детайлността в образа се подобрява чрез субтракция между образи със и без наличието на контраст в тях или чрез увеличаване концентрацията на болуса, за да се подобри видимостта на съдовете [16].

CE-MRA от своя страна се дели на два основни вида секвенции:

- магнитно-резонансна скопия, при която се наблюдават образите в реално време;
- импулсна CE-MRA, при която данните се получават многофазово през 1-2 s, но за сметка на влошена разделителна способност в образа.

При CE-MRA се препоръчва пациентът да задържи дишането си по време на секвенцията, за да се избегне появата на респираторни двигателни артефакти. За детайлен анализ на данните се извършват допълнителни реконструкции, като многоравнинни (MPR), обемни (VR) и проекция с максимален интензитет (MIP). Най-честото приложение на CE-MRA е при аортни заболявания, проходимост на аортни трансплантанти, белодробен тромбоемболизъм и аномалии на съдовете [8].

„Bright blood“ magnetic resonance angiography (MRA)

There are two types of magnetic resonance angiography. In contrast-enhanced MRA (CE-MRA), gadolinium-based contrast agent is injected intravenously, compared to MRA with a „bright blood“ sequence, where no contrast agent is injected. The sequence requires no specific changes to the routinely used MRT protocol and can be performed at the end of the study. The sequence is also known as „whole-heart“. It is an isotropic three-dimensional SSFP sequence data set. The study is performed with ECG gating and respiratory triggering. The application of MRA is in various cardiovascular diseases such as morphological abnormalities of coronary arteries, aortic diseases, abnormal pulmonary venous returns, pulmonary artery disease and congenital heart malformations.

In contrast-enhanced MRA, gadolinium shortens the T1 of blood and it is depicted with bright intensity in the image. The primary sequence used is a T1-weighted 3D fast gradient-echo or turbo-field echo sequence with a 40°-45° flip angle and short TR and TE. The sequence is most often in the coronal plane and field with maximum coverage [16]. Blood vessels are imaged bright because of the presence of contrast matter within them, and the background signal is suppressed because of the saturation effect. Detail in the image is improved by subtraction between images with and without the presence of contrast in them or by increasing the bolus concentration to improve the visibility of the vessels [16].

CE-MRA is divided into two main sequence types:

- magnetic resonance fluoroscopy, in which the images are observed in real time;
- pulsed CE-MRA, in which data are acquired multiphasically over 1-2 s but at the expense of degraded resolution in the image.

In CE-MRA, it is recommended that the patient hold his or her breath during the sequence to avoid respiratory motion artifacts. Additional reconstructions such as multiplanar (MPR), volumetric (VR), and maximum intensity projection (MIP) are performed for detailed data analysis. The most common application of CE-MRA is in aortic disease, aortic graft patency, pulmonary thromboembolism, and vascular anomalies [8].

Конвенционална фазово-контрастна кино магнитно-образна диагностика (PC-MRI) – количествено измерване на кръвотока

В по-голямата си част диагностичната информация в магнитно-резонансните образи се дължи на различната по големина амплитудата на сигнала, а различните нюанси на сивото в образа се дължат на силата на сигнала от даден воксел. Ако се събират данни за промяната в ъгловата честота на протона за дадено време, което от своя страна задължително води до промяна във фазата на сигнала, на финала се получава образ, при който локалното отместване на фазата може да се използва за получаване на карта. На тази карта интензитетът на вокселите се определя от фазовото отместване, а не от амплитудата на сигнала [17].

PC-MRI се използва за получаване на образи, с които количествено да се оцени кръвотока през сърдечните клапи и в големите кръвоносни съдове. Фазовите образи се получават, като преди градиентите за фазово кодиране и четене се добавя двуполусен градиент, който кодира скоростта. Прилагането на градиент за промяна на честотата, последван от равен, но противоположен по посока градиент, води до липса на фазово отместване за неподвижните протони, но подвижните претърпяват различна степен на фазово изместване, тъй като постоянно променят местоположението си по посока на градиента [17]. Фазовото отместване е пропорционално на скоростта на потока на протоните по посока на градиента, следователно може количествено да се определи фазовото отместване, причинено от кръвотока. Във фазово-контрастната кино КМРТ неподвижната тъкан се изобразява с междинен интензитет на сигнала на образите с фазов контраст, а течащата кръв – с бял или черен интензитет, в зависимост от посоката на потока спрямо градиентите за кодиране на скоростта [8]. Важно е да се определи големината на градиента за кодиране на скоростта в зависимост от очакваната максимална скорост в кръвоносния съд, който е от клиничен интерес. Пропускането на тази стъпка води до появата на артефакт тип aliasing (фиг. 6) [18].

Скоростта на кръвотока в даден съд се определя от произведението на средната скорост в лумена на съда по площта на лумена. Чрез PC-MRI може количествено да се определят сърдечният дебит (CO), клапната регургитация, степента на съдовата и клапната стеноза, отношението на белодробния към системния кръвоток (Q_p/Q_s), като общият сърдечен дебит е сума от белодробния и системния кръвоток ($CO = Q_p + Q_s$) [19].

4D секвенция за кръвотока

За количествено измерване на кръвотока в клиничната практика е въведена т.нар. четиримерна

Conventional phase-contrast cine magnetic resonance imaging (PC-MRT) – quantitative blood flow measurement

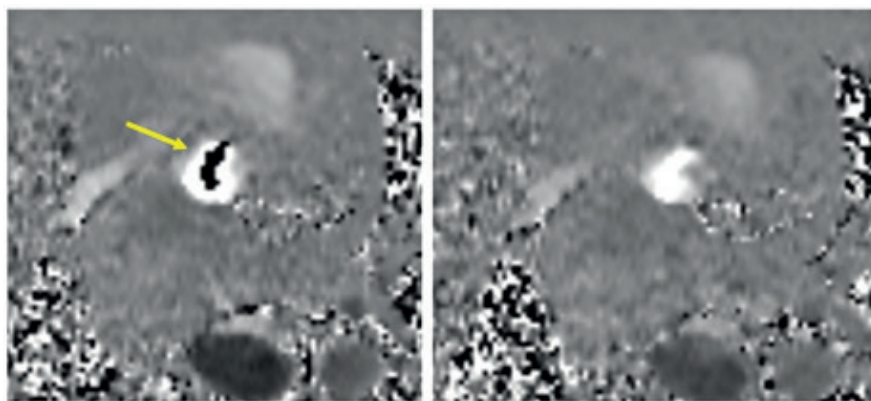
Most frequently, the diagnostic information in magnetic resonance images is due to the varying magnitude of the signal amplitude, and the different shades of grey in the image are due to the signal strength from a given voxel. If collected data are based on the change in angular frequency of the proton over a given time, which in turn necessarily leads to a change in the phase of the signal, an image is finally obtained where the local phase shift can be used to obtain a map. In this map, the intensity of the voxels is determined by the phase offset rather than the amplitude of the signal [17].

PC-MRT is used to obtain images to quantify blood flow through the heart valves and into the great vessels. Phase-contrast images are obtained by adding a bipolar gradient that encodes velocity before the phase encoding and readout gradients. The application of a frequency-shifting gradient followed by an equal but opposite direction gradient results in no phase shift for stationary protons, but mobile protons undergo varying degrees of phase shift as they constantly change location along the direction of the gradient [17]. The phase shift is proportional to the flow velocity of the protons along the direction of the gradient, therefore the phase shift caused by the flow can be quantified. In phase-contrast cine fMRT, stationary tissue is imaged with intermediate signal intensities of phase-contrast images, and flowing blood is imaged with white or black intensities, depending on the flow direction relative to the velocity-encoding gradients [8]. It is important to determine the magnitude of the velocity encoding gradient in relation to the expected maximum velocity in the blood vessel that is of clinical interest. Omission of this step results in an aliasing-type artefact (Fig. 6) [18].

The velocity of blood flow in a vessel is determined by the product of the mean velocity in the vessel lumen and the area of the lumen. By PC-MRT, cardiac output (CO), valvular regurgitation, degree of vascular and valvular stenosis, and ratio of pulmonary and systemic blood flow (Q_p/Q_s) can be quantified; total cardiac output is the sum of pulmonary and systemic blood flow ($CO = Q_p + Q_s$) [19].

4D blood flow sequence

To quantify blood flow in clinical practice, the so-called four-dimensional (4D) blood flow sequence was



aliasing artifact is presented (yellow arrow). The sequence was reacquired again with a VENC adjusted to 280 cm/s and aliasing is no longer presented (right)

Фиг. 6. Скорост-кодирана секвенция за количествено определяне на кръвотока на нивото на синотубуларната връзка при пациент с аортна стеноза. Първото измерване (вляво) е получено с VENC от -180 cm/s, което е твърде ниско и се наблюдава артефакт (жълта стрелка). При повторно измерване с по-висока стойност на VENC -280 cm/s (вдясно) не се визуализира артефакт

Fig. 6. Velocity-encoded flow quantitation sequence acquired at the level of the sinotubular junction in a patient with aortic stenosis. The initial sequence (left) was acquired with a VENC of 180 cm/s, which was too low and the

(4D) секвенция за кръвотока, чрез която се осигурява пълно обемно покритие и цялостна оценка на съдовата хемодинамика в областта на интерес. Секвенцията дава възможност за визуализиране на посоката на движение на кръвта и тримерно визуализиране на хемодинамиката в реално време [20]. Чрез секвенцията се постига тримерно кодиране на скоростта, като за целта се прилагат градиенти по няколко оси, които са чувствителни към движението. Постига се динамична визуализация на кръвотока през големи и сложни сърдечно-съдови зони. На практика секвенцията представлява тримерна фазово-контрастна КМРТ с допълнителна възможност за отчитане на времето и възможност за получаване на обемни данни за скоростта [8]. Ограничение на 4D секвенцията за кръвотока е нейната продължителност. Времетраенето на секвенцията варира между 5 и 20 минути и зависи от начина на дишане и от сърдечната честота на пациента. Освен това ограничената пространствена разделителна способност ограничава анализа в малките съдове [20]. Постобработката на получените данни включва набор от количествени хемодинамични параметри или биомаркери, като скорост на пулсовата вълна (PWV), турбулентност, напрежение върху стената на даден съд (WSS) (силата на триене, която кръвотока упражнява върху стената на съда), ексцентрицитет на потока [20]. Методът е обещаващ и продължава да се развива в техническо отношение, като основните разработки са насочени в посока на оценка на функционалната сигнификантност на стенозата или откриване на аномални напрежения, които турбулентният кръвоток може да създаде върху стените на кръвоносните съдове [20].

ТЪКАНЕН КОНТРАСТ ПРИ КМРТ

КМРТ претърпява значително развитие в технологично отношение през последните 15 години,

introduced to provide full volume coverage and comprehensive assessment of vascular hemodynamic in the region of interest. The sequence allows visualization of the direction of blood flow and three-dimensional visualization of hemodynamic in real time [20]. The sequence achieves three-dimensional velocity encoding by applying gradients along multiple axes that are sensitive to motion. Dynamic visualization of blood flow through large and complex cardiovascular areas is achieved. In practice, the sequence precompiles three-dimensional phase-contrast fMRT with the additional capability of time-lapse and the ability to acquire volumetric velocity data [8]. A limitation of the 4D blood flow sequence is its duration. The sequence duration varies between 5 and 20 minutes and depends on the patient's breathing pattern and heart rate. Furthermore, the limited spatial resolution limits the analysis in small vessels [20]. The post-processing of the acquired data includes a set of quantitative hemodynamic parameters, or biomarkers, such as pulse wave velocity (PWV), turbulence, wall shear stress (WSS) (the frictional force that blood flow exerts on the vessel wall), and flow eccentricity [20]. The method is promising and continues to evolve technically, with major developments directed toward assessing the functional significance of stenosis or detecting abnormal stresses that turbulent blood flow can create on blood vessel walls [20].

TISSUE CHARACTERIZATION IN CMRT

CMRT has undergone significant technological development over the past 15 years, becoming a valuable

превърщайки се в ценен метод за диагностика и клинични проучвания в областта на кардиологията. Разработването на контрастно усилени секвенции доведе до подобряване на диагностичните и прогностичните възможности на метода благодарение на ясното тъканно характеризирание на структурите на сърцето. Такъв тип секвенция е T1-претеглената (T1W) инверсия–възстановяване с късно гадолиниеве усилване (LGE), чрез която стана възможно разграничаването на исхемичните от неисхемичните кардиомиопатии. Аналогично, усъвършенстването на T2-претеглените (T2W) техники през годините утвърди ролята на КМРТ при характеризирането на миокардната тъкан, давайки възможност за откриване на оток и възпаление на миокарда [21]. Разработването на параметрични техники за картиране на миокарда, като T1- и T2-картирането, дадоха възможност за характеризирание на тъканите в количествено отношение [22]. Техниките за картиране позволяват получаването на обективна оценка на свойствата на миокардната тъкан чрез абсолютно количествено измерване, а не само на базата на субективни оценки чрез качествена (визуална) или полуколичествена оценка (сравняване на относителни сигнали), при които е възможно да се получи подценяване или надценяване на степента на заболяването [23].

Късно гадолиниеве усилване (LGE)

LGE при КМРТ е приет като референтен стандарт за неинвазивна оценка на виталността на миокарда [24]. След първоначалното валидиране на LGE като техника за хистологична оценка, късното гадолиниеве усилване силно се утвърди при разграничаването на зоните на миокарден инфаркт от нормалния миокард [25, 26]. Клиничното приложение на LGE значително се разшири, включително за откриване на неисхемични модели на усилване, предварителна оценка на аритмогенния субстрат и визуализиране на лезии при пациенти след радиочестотна аблация [27]. В областта на електрофизиологичните процедури LGE се наложи като обещаващ инструмент за навигиране при извършването на процедури за лечение на сърдечни аритмии [28]. КМРТ с LGE се превърна в мощен метод за диагностициране на широк спектър от исхемични и не-исхемични кардиомиопатии [28].

LGE изисква интравенозното прилагане на контрастна материя с гадолиний. Механизмът на късното усилване при КМРТ се основава на кинетиката на гадолиния. Гадолиний-съдържащите контрастни материали силно скъсяват времето за надлъжна релаксация (T1) и притежават изразено тъканно зависимо разпределение в тялото. Гадолиният притежава парамагнитни свойства. След интравенозно

method for diagnosis and clinical research in the field of cardiology. The development of contrast-enhanced sequences has improved the diagnostic and prognostic capabilities of the method due to the clear tissue characterization of cardiac structures. One such type of sequence is the T1-weighted (T1W) inversion-recovery late gadolinium enhancement (LGE) sequence, which has made it possible to distinguish ischemic from non-ischaemic cardiomyopathies. Similarly, the refinement of T2-weighted (T2W) techniques over the years has validated the role of CMRT in characterizing myocardial tissue, enabling detection of myocardial edema and inflammation [21]. The development of parametric myocardial mapping techniques, such as T1- and T2-mapping, has enabled quantitative tissue characterization [22]. Mapping techniques allow obtaining an objective assessment of myocardial tissue properties by absolute quantification, rather than solely on the basis of subjective assessments by qualitative (visual) or semiquantitative evaluation (comparison of relative signals), which may underestimate or overestimate the extent of severity [23].

Late gadolinium enhancement (LGE)

LGE in CMRT has been accepted as a reference standard for noninvasively assessment of myocardial viability [24]. Since the initial validation of LGE as a histological assessment technique, late gadolinium enhancement has become highly validated in differentiating areas of myocardial infarction from normal myocardium [25, 26]. The clinical application of LGE has expanded considerably, including detection of nonischaemic enhancement patterns, preliminary assessment of the arrhythmogenic substrate, and visualization of lesions in patients after radiofrequency ablation [27]. In the field of electrophysiologic procedures, LGE has emerged as a promising tool for navigating cardiac arrhythmia treatment procedures [28]. MRT with LGE has become a powerful method for the diagnosis of a wide range of ischemic and nonischaemic cardiomyopathies [28].

LGE requires the intravenous administration of gadolinium-based contrast material. The mechanism of late enhancement in CMRT is based on gadolinium kinetics. Gadolinium-based contrast agents strongly shorten the longitudinal relaxation time (T1) and have strong tissue-dependent distribution in the body. Gadolinium has paramagnetic properties. After intravenous injection, it passes from the plasma to the in-

инжектиране преминава от плазмата към интерстициалните пространства на тъканите по дифузен път, с типично екстрацелуларно разпределение. Времето след инжектирането на контрастната материя, необходимо за достигането ѝ до тъканите на сърцето, е ключов фактор за формирането на контраста в образа. Пълното му отмиване зависи от състоянието на миокардната тъкан, но настъпва между 10-20 минути след постъпването му в организма. При увреда на миокардната тъкан отмиването настъпва по-късно поради увеличения обем на разпределение на гадолиния. Това се дължи или на разкъсването на клетъчните мембрани, характерно при инфарктните лезии, или на разширеното интерстициално пространство, характерно при тъканна фиброза или възпаление. Забавеното отмиване се подсилва при използване на T1-претеглена секвенция на 10-15 минута след инжектирането на контрастната материя. Секвенцията позволява разграничаването на контрастираните с гадолиний ярки зони (LGE) от нормалните зони на миокарда с отмит контраст чрез увеличаване на зоните на натрупване на контрастната материя (хиперинтензитет) поради скъсеното T1 [8, 27, 28, 29].

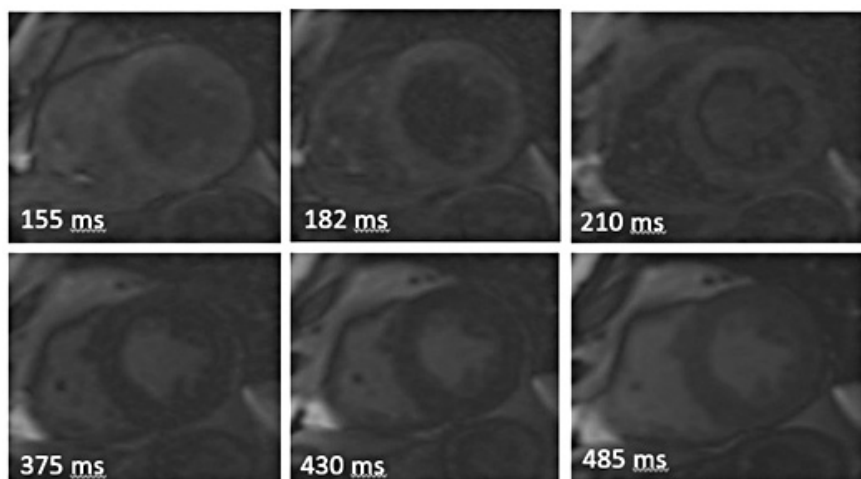
- *Конвенционална (стандартна) LGE секвенция*

В зоните на увреждане на миокарда се наблюдава силен спад на времето за надлъжна релаксация T1 поради продължителното натрупване на контрастната материя. След около 10-минутен период по-голямата част от гадолиния, натрупал се в нормалния миокард, вече е отмит, което води до много по-дълго T1 в него. За да се постигне максимално контрастиране между нормалния и увредения миокард, се прилага силна T1-претеглена сегментирано инверсия-възстановяване градиент-ехо пулсова секвенция [27]. Пулсовата секвенция инверсия-възстановяване стартира с прилагането на неселективен 180-градусов инверсионен радиочестотен импулс, който инвертира надлъжната намагнитеност на всички тъкани. По време на инверсията (TI) надлъжната намагнитеност на всички тъкани се възстановява до равновесното си състояние, като скоростта зависи от тъканноспецифичното време на релаксация T1. След TI се прилага градиент-ехо секвенция, с продължителност 100-150 ms, за да се прочете сигналът от подготвената с инверсия-възстановяване секвенция [27]. По този начин се нулира сигналът от нормалния миокард и се изобразява черен, а кръвта в сърдечната кухина и областите на увреждане на миокарда са с усилен сигнал поради скъсеното T1. Изборът на подходящо TI се подсилва чрез използването на пилотен образ (т.нар. look-locker) с ниска разделителна способност и при различна продължителност на TI преди същинското стартиране на пулсовата секвенция (фиг. 7) [30].

terstitial spaces of tissues by a diffusion, with a typical extracellular distribution. The time after injection of the contrast materia required for it to reach the tissues of the heart is a key factor in the formation of contrast in the image. Its complete washout depends on the condition of the myocardial tissue, but occurs between 10-20 minutes after its entry into the body. In the case of myocardial tissue damage, washout occurs later due to the increased volume of gadolinium distribution. This is due to either the rupture of cell membranes, characteristic of infarct lesions, or the dilated interstitial space, characteristic of tissue fibrosis or inflammation. Delayed washout is reinforced when using a T1-weighted sequence at 10-15 min after injection of the contrast materia. The sequence allows differentiation of gadolinium contrast-enhanced bright areas (LGE) from normal contrast-washed areas of the myocardium by increasing areas of contrast materia accumulation (hyperintensity) due to shortened T1 [8, 27, 28, 29].

- *Conventional (standard) LGE sequence*

In areas of myocardial injury, a strong decrease in longitudinal relaxation time T1 was observed due to the prolonged accumulation of contrast materia. After a time period of about 10 min, most of the gadolinium accumulated in the normal myocardium has already been washed-out, resulting in a much longer T1 in the myocardium. To maximize contrast between normal and damaged myocardium, a highly T1-weighted segmented inversion-recovery gradient-echo pulse sequence [27] was applied. The inversion-recovery pulse sequence starts with the application of a nonselective 180-degree inversion radiofrequency pulse that inverts the longitudinal magnetization of all tissues. During inversion (TI), the longitudinal magnetization of all tissues is restored to its equilibrium state, with the rate dependent on the tissue-specific relaxation time T1. After TI, a gradient-echo sequence, lasting 100-150 ms, is applied to read the signal from the inversion-recovery prepared sequence [27]. In this way, the signal from normal myocardium is zeroed and rendered black, and blood in the cardiac cavity and areas of myocardial damage have enhanced signal due to the shortened T1. The selection of an appropriate TI is ensured by the use of a pilot image (so-called Look-Locker) with low resolution and at different TI durations before the actual start of the pulse sequence (Fig. 7) [30].



Фиг. 7. Образи, получени с различна продължителност на времената на инверсия (T1); най-добро потискане на нормалния миокард в показания пример се постига при 430 ms T1

Fig. 7. Images acquired with different T1 values. The best suppression of normal myocardium is visualized with 430 ms T1

- **Фазово-чувствителна инверсия–възстановяване (PSIR) пулсова секвенция**

Предпочитана алтернативна на конвенционалната LGE секвенция е PSIR. При тази секвенция се прилага 180-градусов инверсен радиочестотен импулс веднъж на всеки два сърдечни удара чрез ЕКГ тригериране. За разлика от конвенционалната LGE секвенция, при PSIR се запазва посоката на поляритета на тъканите, докато се възстановява надлъжната намагнитеност от приложени инверсен импулс. По този начин формирането на сигнала е с по-малка чувствителност към вариациите на T1, което подобрява отношението контраст–шум в образа. Възбуждащ инверсен радиочестотен импулс под малък ъгъл, не по-голям от 5°, се прилага веднъж на всеки два сърдечни удара. По този начин се получава референтен образ за определяне на фазата, а оттам и на знака на магнитно-резонансните сигнали, получени при всеки първи сърдечен удар. Чрез секвенцията става възможно разграничаването на различните по поляритет нива на намагнитеност в реконструирания образ: зони с отрицателна надлъжна намагнитеност се изобразяват като най-тъмни, тези с нулева – средно сиви, а с положителна – светли [31]. При съчетаване на PSIR с конвенционална LGE секвенция е възможно да се регулират нивата на прозорците, така че допълнително да се затъмни нормалният миокард.

Предимствата на PSIR секвенцията са [8, 27]:

- качеството на образа зависи в по-малка степен от избраната дължина за T1, което от своя страна намалява артефактите;
- при възможност от страна на пациента да задържи многократно дишането за всеки един срез, се получават образи с висока разделителна способност за по-точна оценка и анализ на структури с тънки стени (дясна камера), фини лезии или идентифициране на границите на лезията. Чрез техниката може с го-

- **Phase-sensitive inversion-recovery (PSIR) pulse sequence**

A preferred alternative to the conventional LGE sequence is PSIR. In this sequence, a 180-degree inverse radiofrequency pulse is applied once every two heartbeats, via ECG gating. Unlike conventional LGE sequence, PSIR preserves the direction of tissue polarity while restoring longitudinal magnetization from the applied inverted pulse. Thus, the signal formation is less sensitive to T1 variations, which improves the contrast-to-noise ratio in the image. An excitatory inverse radiofrequency pulse at a small angle, no greater than 5 degrees, is applied once every two heartbeats. In this way, a reference image is obtained to determine the phase, and hence the sign, of the magnetic resonance signals obtained at each first heartbeat. The sequence makes it possible to distinguish the different polarity levels of magnetization in the reconstructed image: areas with negative longitudinal magnetization are represented as darkest, those with zero as medium grey, and those with positive as light [31]. When combining PSIR with a conventional LGE sequence, it is possible to adjust the window levels to further darken the normal myocardium.

The advantages of the PSIR sequence are as follows [8, 27]:

- Image quality is less dependent on the length chosen for T1, which in turn reduces artifacts;
- when the patient is able to hold breath repeatedly for each slice, high-resolution images are obtained for more accurate assessment and analysis of thin-walled structures (right ventricle), fine lesions,

ляма точност количествено да се определи зоната, която е изложена на риск от инфаркт на миокарда.

– прилага се само един инверсен RF импулс на всеки два сърдечни удара, поради което не зависи в такава голяма степен от сърдечната честота или наличието на аритмии, но за сметка на удвоено време на изследване.

- *Методи за избягване на двигателни артефакти в образа при LGE секвенции*

Еднокадрова свободна прецесия в стационарно състояние (single shot SSFP)

При некооперативни или аритмични пациенти, както и при пациенти със сърдечно-белодробна недостатъчност се препоръчва използването на по-бързи пулсови секвенции, с цел избягване на наличието на двигателни артефакти в образа. При single shot SSFP чрез различни техники за прочитане на образа от K-пространството, се получават множество срезове в рамките на едно задържане на дишането от страна на пациента. Секвенцията намалява броя на артефактите, но за сметка на частично влошена разделителна способност в образа [27].

Еднокадрова навигирана пулсова секвенция при свободно дишане

При пациенти с ограничени възможности за задържане на дишането по време на дадена пулсова секвенция се препоръчва използването на еднокадрова навигирана пулсова секвенция при свободно дишане (single-shot navigated free-breathing sequence). При нея се извършват многократно повтарящи се измервания на сигнала, които се осредняват по стойност. По този начин с намаляване на влиянието на фактора време, вследствие на ограничени възможности за задържане на дишането от страна на пациента, значително се подобрява качеството на образа, като се увеличава отношението сигнал–шум и се редуцира броят на двигателните артефакти [32].

3D методи със свободно дишане

При пациенти с влошено здравословно състояние и невъзможност за многократно задържане на дишането могат да бъдат използвани и тримерни секвенции с късно гадолиниеве усилване (3D LGE) за еднократно задържане на дишането или 3D протокол с навигатор на образа при свободно дишане. Използването на 3D методи със свободно дишане води до получаването на образи с по-висока разделителна способност (почти изотропна) за по-кратко време в сравнение с двумерните пулсови секвенции, които средно използват между 12 и 15 последователни задържания на дишането от страна на пациента. Тримерните методи позволяват реконструирането на образи в различни равнини, както и допълнителен анализ на данните чрез многорав-

or identification of lesion borders. The technique can quantify with high accuracy the area at risk of myocardial infarction.

– Only one inverted RF pulse is applied for every two heartbeats, therefore not as dependent on heart rate or the presence of arrhythmias, but at the price of doubled examination time.

- *Methods to avoid motion artifacts in the image in LGE sequences*

Single shot steady state free precession („single shot“ SSFP)

In non-operative or arrhythmic patients, as well as in patients with cardiopulmonary failure, the use of faster pulse sequences is recommended to avoid the presence of motion artifacts in the image. In „single shot“ SSFP, multiple slices are obtained within a single breath-hold by the patient using various K-space image reading techniques. Sequencing reduces the number of artifacts but at the expense of partially degraded image resolution [27].

Single-shot navigated pulse sequence in free breathing

In patients with limited ability to hold breath during a given pulse sequence, the use of a single-shot navigated free-breathing pulse sequence is recommended. This involves repeated measurements of the signal, which are averaged in value. Thus, by reducing the influence of the time factor due to limited breath-holding capabilities of the patient, the image quality is significantly improved by increasing the signal-to-noise ratio and reducing the number of motion artifacts [32].

3D free-breathing methods

In patients with compromised health and inability to repeatedly hold breath, 3D late gadolinium enhancement (3D LGE) sequences can also be used for single breath-hold or 3D image navigator protocol with free breathing. The use of 3D free-breathing methods results in higher resolution (nearly isotropic) images in a shorter time compared to two-dimensional pulse sequences, which on average use between 12 and 15 consecutive breath holds by the patient. Three-dimensional methods allow reconstruction of images in different planes, as well as additional data

нинни (MPR) реконструкции при минимална допълнителна намеса от страна на оператора (рентгеновия лаборант) [33].

- *Методи за разделяне на мазнините от водата*

Потискането на мазнините при тримерните LGE пулсови секвенции при свободно дишане е важно при пациенти с неравномерно и/или дълбоко дишане, за да се сведе до минимум появата на т.нар. ghost артефакти (фантомни артефакти) в образа от подкожната мастна тъкан. Тези артефакти възникват вследствие на химичното отместване от малката разлика между резонансните честоти на протоните във водата и в мазните тъкани. При MPT системи с 1,5 T напрегнатост на магнитното поле проблемът се решава чрез използването на първоначална навигатор-тригерирана 3D LGE пулсова секвенция при свободно дишане със селективен РЧ сигнал за потискане на епикардната, перикардната и подкожната мастна тъкан. При съвременните MPT системи с по-голяма напрегнатост на магнитното поле потискането на мазнините се затруднява поради по-големите хомогенни нееднородности в магнитното поле, водещи до по-ясно изразено химично отместване и относително ниско отношение сигнал/шум. При по-голяма от 1,5 T напрегнатост на магнитното поле се препоръчва използването на метод, който не зависи в такава степен от възникналите магнитни нееднородности, а именно разделяне на водата от мазнините по дву- или триточковия метод на Диксън. При метода на Диксън едновременно се получава сфазизиран и несфазизиран образ с по-голямо отношение сигнал/шум, където сигналите от водата и мазнините са или във, или извън фаза. По този начин се улеснява откриването на интрамиокардни мастни инфилтрати, като рисков фактор за бъдещи сърдечни инциденти.

КАРТИРАНЕ НА МИОКАРДА

При късното гадолиниево усилване липсва ясна граница между зоната в риск и миокардната некроза. Картирането на миокарда или параметричното картиране на миокарда позволява получаването на неинвазивна тъканна характеристика на миокарда. Чрез параметричното картиране количествено се оценяват фокални и дифузни заболявания на миокарда [22, 23, 34]. Чрез определянето на екстрацелуларния обем (ECV) патологичния процес на миокарда се оценява количествено, а пространственото му визуализиране се осъществява чрез проследяването на промените във времената на релаксация на миокарда T1 и T2. T1 картата се генерира при различни времеви интервали за надлъжната

analysis by multiplanar (MPR) reconstructions with minimal additional intervention by the operator (radiologist) [33].

- *Methods to separate fat from water*

Fat suppression in three-dimensional LGE pulse sequences during free breathing is important in patients with irregular and/or deep breathing to minimize the appearance of so-called „ghost“ artifacts (phantom artifacts) in the image from subcutaneous fat. These artefacts arise due to the chemical shift from the small difference between the resonant frequencies of protons in water and in adipose tissue. In MRT systems with 1.5 T magnetic field strength, the problem is solved by the use of an initial navigator-triggered 3D LGE pulse sequence in free breathing with selective RF signal suppression of epicardial, pericardial, and subcutaneous adipose tissue. In modern MRI systems with higher magnetic field strengths, fat suppression is complicated by larger inhomogeneities in the magnetic field, leading to more defined chemical shift and a relatively low signal-to-noise ratio. For magnetic field strengths greater than 1.5 T, it is recommended to use a method that is not as dependent on the magnetic inhomogeneities that arise, specifically the two-point or three-point Dixon separation of water from fat method. The Dixon method simultaneously produces a phased and a dephased image with a larger signal-to-noise ratio, where the water and fat signals are either in or out of phase. This facilitates the detection of intramyocardial fatty infiltrates as a risk factor for future cardiac events.

MYOCARDIAL MAPPING

In late gadolinium enhancement, there is no clear boundary between the area at risk and myocardial necrosis. Myocardial mapping or parametric myocardial mapping allows obtaining non-invasive tissue characterization of the myocardium. Focal and diffuse myocardial diseases are quantified by parametric mapping [22, 23, 34]. Extracellular volume (ECV) determinations quantify the myocardial disease process and spatially visualize by tracking changes in myocardial relaxation times T1 and T2. The T1-map is generated at different time intervals

релаксация, като по този начин се получава графична зависимост на интензитета на сигнала в зависимост от времето. От така получената графика може да се изчисли T1 във всяка една точка по нея [35]. Аналогично T2 или T2* картите се генерират от интензитет на сигнала в зависимост от времето при различни времена на напречната релаксация [36].

T1 картиране и ECV

Стойността на T1 зависи от характеристиките на веществото и от магнитната индукция на полето. T1 варира за отделните тъкани вследствие на енергийния обмен между протоните и околната среда. Веществата с по-малка намагнитеност (напр. водата) имат по-дълго време на релаксация T1 и се изобразяват с по-малка яркост, следователно T1 на миокарда се влияе от болестните процеси, които променят концентрациите на вода (при оток), интерстициален колаген или други протеини като амилоид. Наличието на елементи с по-голяма намагнитеност и парамагнитни свойства (напр. желязо при гадолиний-съдържаща контрастна материя) силно скъсяват T1 и се изобразяват с по-голяма яркост в образа [9, 10].

Използваните пулсови секвенции при T1 картиране са подобни на използваните при LGE. Секвенцията започва с прилагането на възбуждащ 180-градусов инверсен RF импулс, при което по предварително зададена времева схема, ЕКГ тригерирана, се получават серия от еднокадрови T1-претеглени образи при различни TI. Пулсовата секвенция стартира след всяко пълно възстановяване на вектора на надлъжната намагнитеност (T1). По този начин T1 картата показва надлъжната релаксация на миокарда, а стойността на T1 (ms) в даден пиксел от среза се кодира като интензитет на сигнала в картата.

Най-често използваните пулсови секвенции за T1 картиране са модифицираната Look-Locker инверсия-възстановяване (IR) секвенция (MOLLI) и съкратената MOLLI (ShMOLLI), които са производни на оригиналната Look-Locker секвенция. MOLLI се използва за получаване на IR претеглени образи при различни предварително зададени TI, като се използват едносрезови, еднокадрови прочитания на сигнала за едно задържане на дишането, в рамките на 17 сърдечни удара, след което в зависимост от зададените TI образите се групират в съответен набор от данни [37]. При съкратената ShMOLLI секвенция събирането на сигнала се осъществява за по-кратко време при по-кратко задържане на дишането, в рамките на 9 сърдечни цикъла. При ShMOLLI не се изисква пълно възстановяване на надлъжната намагнитеност [38].

for longitudinal relaxation, thus providing a graphical dependence of signal intensity versus time. From the resulting graph, T1 can be calculated at any point along it [35]. Similarly, T2 or T2*-maps are generated from the signal intensity versus time at different transverse relaxation times [36].

T1 mapping and ECV

The value of T1 depends on the characteristics of the tissue and the magnetic field induction. T1 varies for individual tissues due to the energy exchange between protons and the environment. Substances with lower magnetization (e.g., water) have longer T1 relaxation times and are imaged with less brightness; therefore, myocardial T1 is affected by disease processes that alter concentrations of water (in edema), interstitial collagen, or other proteins such as amyloid. The presence of elements with greater magnetization and paramagnetic properties (e.g., iron in gadolinium-containing contrast media) severely shorten T1 and are visualised with greater brightness in the image [9,10].

The pulse sequences used in T1 mapping are similar to those used in LGE. The sequence begins with the application of an excitatory 180-degree inversion RF pulse, whereby a series of single-shot T1-weighted images at different TIs are acquired according to a pre-set ECG-triggered timing scheme. The pulse sequence starts after each complete recovery of the longitudinal magnetization vector (T1). Thus, the T1-map indicates the longitudinal relaxation of the myocardium, and the T1 value (ms) at a given pixel of the slice is encoded as the signal intensity in the map.

The most commonly used pulse sequences for T1 mapping are the modified Look-Locker inversion-recovery (IR) sequence (MOLLI) and the shortened MOLLI (ShMOLLI), which are derivatives of the original Look-Locker sequence. MOLLI is used to acquire IR-weighted images at various pre-set TIs using single-slice, single-shot reads of the signal for a single breath hold, within 17 heartbeats, and then, depending on the pre-set TIs, the images are grouped into a corresponding data set [37]. In the abbreviated ShMOLLI sequence, signal acquisition occurs in a shorter time for a shorter breath hold, within nine cardiac cycles. With ShMOLLI, full recovery of longitudinal magnetization is not required [38].

Друга секвенция, която се използва за целите на T1 картирането, е за еднократно получаване на образа чрез възстановяване на насищането Shot Acquisition (SASHA), която използва сигнала от възстановяването на насищането (SR) вместо дължания се на инверсията импулс. Импулсът SR неселективно насища вектора на надлъжната намагнитеност до нула, което елиминира необходимостта от периоди на възстановяване между последователните импулси на насищане, тъй като възстановяването винаги започва от наситено състояние. Оценката на T1 чрез SASHA е по-прецизна и в по-малка степен зависи от сърдечната честота на пациента, но нараства шума в образа поради по-малкото отношение контраст/шум [39].

Прецизността на T1 картата зависи от това дали между IR и SR импулсите са използвани предварителни RF импулси за подготовка на намагнитеността. IR импулсът инвертира вектора на надлъжната намагнитеност от положителна намагнитеност към отрицателна, след което възстановяват големината и посоката си. По този начин се получава широк динамичен обхват за образи при различни стойности на IR, което от своя страна подобрява прецизността на T1 картирането. SR импулсът се използва за нулиране на вектора на надлъжна намагнитеност чрез последващ градиентен импулс [40].

Картирането на миокарда може да се използва като нативна T1 фаза за изследване на дифузни патологични промени в него. Дифузната фиброза повишава стойностите в T1 картата на миокарда, но по-високи стойности се наблюдават и при миокардит и инфаркт. Въвеждането на гадолиний води до съкращаване на T1. Гадолиниевите контрастни материали се разпространяват в интраваскуларните и интерстициалните пространства, а не в самите клетки. Съксяването T1 улеснява визуализирането на разширено интерстициално пространство поради наличие на колаген (фиброза на миокарда), протеин (амилоидоза), както и достъп до вътреклетъчното пространство при оток на миокарда или нарушаване на клетъчната мембрана при некроза или инфаркт на миокарда [41].

Най-стабилният параметър за количествено определяне на дифузната фиброза е чрез определянето на екстрацелуларния обем (ECV). ECV е обемната фракция, която не се поема от клетките, и обединява интерстициалното и интраваскуларното пространство. Екстрацелуларният обем може да се изчисли за определена област или определени воксели и да се генерира карта [41]. ECV дава обемното разпределение на гадолиния в миокарда и е по-малко чувствителен към скоростта на отмиране на гадолиния, параметрите на инжектиране на контрастната материя, състава на тъканите и други.

Another sequence that is used for T1 mapping purposes is single-shot image acquisition by saturation recovery single-shot acquisition (SASHA), which uses the signal from the saturation restoration (SR) instead of the one due to the inversion pulse. The SR pulse nonselectively saturates the longitudinal magnetization vector to zero, which eliminates the need for recovery periods between successive saturation pulses since recovery always starts from a saturated state. The estimation of T1 by SASHA is more accurate and less dependent on the patient's heart rate, but increases noise in the image because of the smaller contrast-to-noise ratio [39].

The precision of the T1 map depends on whether pre-RF pulses were used between the IR and SR pulses to prepare the magnetization. The IR pulse inverts the longitudinal magnetization vector from positive to negative magnetization, then restores its magnitude and direction. This produces a wide dynamic range for images at different IR values, which in turn improves the precision of T1 mapping. The SR pulse is used to reset the longitudinal magnetization vector by a subsequent gradient pulse [40].

Myocardial mapping can be used as a native T1 phase to study diffuse pathological changes in the myocardium. Diffuse fibrosis increases the values in T1 mapping of the myocardium, but higher values are also seen in myocarditis and infarction. Introduction of gadolinium leads to shortening of T1. Gadolinium contrast agents diffuse into intravascular and interstitial spaces rather than into the cells themselves. Shortened T1 facilitates visualization of an enlarged interstitial space due to the presence of collagen (myocardial fibrosis), protein (amyloidosis), and access to the intracellular space in myocardial edema or disruption of the cell membrane in myocardial necrosis or infarction [41].

The most robust parameter to quantify diffuse fibrosis is by determining extracellular volume (ECV). ECV represents the volume fraction that is not taken up by cells and combines the interstitial and intravascular space. Extracellular volume can be calculated for a specific area or specific voxels and a map generated [41]. ECV gives the volumetric distribution of gadolinium in the myocardium and is less sensitive to gadolinium washout rate, contrast media injection parameters, tissue composition, and others. ECV can be used as a

ECV може да се използва като допълващ метод към нативните T1 и T2 секвенции при диференцирането на различни сърдечни заболявания [8]. Фиброзата на миокарда и нарушения, засягащи миокарда, като сърдечна амилоидоза или миокардит, може да доведат до увеличаване на ECV. При спортисти се наблюдава намаляване на извънклетъчния обем [41].

T2 картиране на миокарда

T2 картите се получават чрез прилагането на различни потенциални T2-претеглени секвенции с мултиехо подход. За всеки отделен срез се получава серия от образи при различни големина на времето за получаване на ехо сигнал. Получава се карта на напречната релаксация (намагнитеност) на миокарда T2 чрез графична зависимост на интензитета на сигнала в зависимост от T2. От така получената крива може да се изчисли T2 във всяка точка по нея [36]. Намаляването на напречната намагнитеност се дължи на дефазирването на отделните протони в състава на даден воксел. Дефазирването от своя страна се дължи на микромагнитни нехомогенности, присъщи на структурата на веществото, както и характеристиките и молекулярната структура на веществото, като вещества с по-голяма намагнитеност имат по-дълго време на релаксация T2 и се изобразяват с по-голяма яркост (течности) [10]. T2 картирането на миокарда предлага потенциал за по-обективно откриване и количествено определяне на едем в миокарда при удължено T2, отколкото стандартните T2 и STIR образи с черна кръв, при които често се наблюдават артефакти [41].

ПЕРФУЗИЯ НА МИОКАРДА

Перфузията на миокарда може да се оцени с динамично КМРТ изследване по време на подаване на болус от контрастна материя. Получава се обективна количествена оценка на перфузията, която е от голямо значение при многосъдова обструктивна болест или микросъдова болест [42]. КМРТ е неинвазивен метод за оценка на миокардната перфузия, при който за разлика от сцинтиграфския метод, не се използват йонизиращи лъчения и се получават образи с по-добра разделителна способност. При перфузионната пулсова секвенция се прилага подготвителен инверсен или насищащ RF импулс, с който да се нулира както сигналът от миокарда, така и зависимостта от T1 при първото преминаване на гадолиний през миокарда след болус инжекция [43]. Обикновено се използва бърза "нарушена" градиент-ехо пулсова секвенция (fast spoiled gradient-echo sequence). Типичната схема включва две серии от болус инжекции. Първата болус инжекция е за изследване за наличието на перфузионни дефекти чрез стрес-пер-

complementary method to native T1 and T2 sequences in differentiating various cardiac diseases [8]. Myocardial fibrosis and disorders affecting the myocardium, such as cardiac amyloidosis or myocarditis, may lead to an increase in ECV. A decrease in extracellular volume has been observed in athletes [41].

T2 mapping of the myocardium

T2 maps are obtained by applying different potential T2-weighted sequences with a multi-echo approach. For each individual slice, a series of images are acquired at different magnitudes of echo signal acquisition time. A myocardial T2 transverse relaxation (magnetization) map is obtained by plotting the signal intensity versus T2. T2 obtained from the curve can be calculated at any point along it [36]. The decrease in transverse magnetization is due to the dephasing of individual protons in the composition of an individual voxel. Dephasing in turn is due to micromagnetic inhomogeneities inherent in the structure of the substance, as well as the characteristics and molecular structure of the substance, with substances with higher magnetization having longer T2 relaxation times and imaging with greater brightness (liquids) [10]. Myocardial T2 mapping provides better objectively detection and quantification of myocardial edema at prolonged T2 than standard T2 and dark-blood STIR imaging, which often exhibit artifacts. [41].

MYOCARDIAL PERFUSION

Myocardial perfusion can be evaluated with dynamic MRI during bolus injection of contrast material. Objective quantification of perfusion is obtained, which is of great importance in multivessel obstructive disease or microvascular disease [42]. CMRT is a non-invasive method of assessing myocardial perfusion that, unlike the scintigraphic method, does not use ionizing radiation and produces images with better resolution. In perfusion pulse sequence, a preparatory inversion or saturating RF pulse is applied to reset both the myocardial signal and the T1 dependence of the first passage of gadolinium through the myocardium after bolus injection [43]. A fast „spoiled“ gradient-echo pulse sequence is commonly used. The typical scheme involves two series of bolus injections. The first bolus injection is to test for the presence of perfusion defects by stress perfusion. This is fol-

фузия. Следва прилагането на секвенции за получаването на LGE и кино образи за количествена оценка на обема и контрактилитета. Двадесет минути по-късно се прилага втора болус инжекция, с която се цели получаването на перфузия в покой [8].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Използваните протоколи при КМРТ позволяват постигането на подобрен мекотъкнен контраст, адаптиране към вероятните диференциални диагнози, предлагат голям избор от пулсови секвенции, чрез които се подсигурява получаването на динамичен образ за функционална оценка на работата за сърцето. Технологичното развитие на метода не спира, като продължават да се разработват техники и секвенции за подобряване на диагностичните възможности при КМРТ, напр. подобрена оценка на коронарните артерии. Провеждането на кардиомагнитно-резонансна томография може да бъде предизвикателство като техническо изпълнение. Успешното изследване изисква правилно планиране, цялостно разбиране на сърдечните равнини и подходящ избор на техническите параметри за съответните секвенции в зависимост от търсената клинична находка.

Не е деклариран конфликт на интереси

Библиография / References

1. Frank H, Globits S. Magnetic resonance imaging evaluation of myocardial and pericardial disease. *J Magn Reson Imaging* 1999;10:617–626.
2. Francone M, Dymarkowski S, Kalantzi M, et al. Assessment of ventricular coupling with real-time cine MRI and its value to differentiate constrictive pericarditis from restrictive cardiomyopathy. *Eur Radiol* 2006;16:944–951.
3. Reeder SB, Faranesh AZ. Ultrafast pulse sequence techniques for cardiac magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging TMRI* 2000, 11(6):312–330.
4. Cosyns B, Plein S, Nihoyanopoulos P, et al. on behalf of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) and European Society of Cardiology Working Group (ESC WG) on Myocardial and Pericardial diseases. European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) position paper: multimodality imaging in pericardial disease. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;16:12–31.
5. Imazio M. Contemporary management of pericardial diseases. *Curr Opin Cardiol* 2012;27:308–317.
6. Alter P, Figiel JH, Rupp TP, et al. MR, CT, and PET imaging in pericardial disease. *Heart Fail Rev* 2013;18:289–306.
7. Lanzer P, Barta C, Botvinick EH et al. ECG-synchronised cardiac MR imaging: method and evaluation. *Radiology* 1985, 155:681–686.
8. Russo V, Lovato, L Ligabue G. Cardiac MRI: technical basis. *Radiol med* 125, 2000, 1040–1055.
9. e-MRI: MRI step-by-step, interactive course on magnetic resonance imaging Interactive course on the functioning and physics of MRI (Magnetic Resonance Imaging), nominated for an award by the French Society of Radiology.

lowed by the application of sequences to obtain LGE and cine images to quantify volume and contractility. Twenty minutes later, a second bolus injection is administered to obtain resting perfusion [8].

CONCLUSION

The protocols used in CMRT allow the achievement of improved soft tissue contrast, adaptation to the likely differential diagnoses, and offer a wide choice of pulse sequences to support the acquisition of dynamic imaging for functional assessment of performance for the heart. Technological development of the method has not stopped and techniques and sequences continue to be developed to improve the diagnostic capabilities of CMRT, e.g. improved assessment of the coronary arteries. Performing cardiac MRT can be challenging as a technical implementation. Successful imaging requires proper planning, a thorough understanding of the cardiac planes, and appropriate selection of technical parameters for relevant sequences depending on the clinical finding being addressed.

No conflict of interest was declared

10. Sprawls P. Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methods, and Techniques. Medical Physics Publishing (2000).
11. Francone M, Carbone I, Agati L et al. Utility of T2-weighted short-tau inversion recovery (STIR) sequences in cardiac MRI: an overview of clinical applications in ischaemic and non-ischaemic heart disease. *La Radiologia Medica* 2011,116(1):32–46.
12. Bogaert J, Francone M. Pericardial disease: value of CT and MR imaging. *Radiology* 2013;267:340–356.
13. Frank H, Globits S. Magnetic resonance imaging evaluation of myocardial and pericardial disease. *J Magn Reson Imaging* 1999;10:617–626.
14. Adler Y., Charron P, Imazio M, et al. ESC Scientific Document Group, 2015 ESC Guidelines for the diagnosis and management of pericardial diseases: The Task Force for the Diagnosis and Management of Pericardial Diseases of the European Society of Cardiology (ESC). Endorsed by: The European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). *Eur Heart J*, 2015;36(42): 2921–2964.
15. Schuster A, Hor KN, Kowallick JT, et al. Cardiovascular Magnetic Resonance Myocardial Feature Tracking: Concepts and Clinical Applications. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2016 Apr;9(4):e004077.
16. Riederer SJ, Stinson EG, Weavers PT. Technical Aspects of Contrast-enhanced MR Angiography: Current Status and New Applications. *Magn Reson Med Sci*. 2018;17(1):3–12.
17. Wymer DT, Patel KP, Burke III, et al. Phase-contrast MRI: physics, techniques, and clinical applications. *Radiographics*, 2020, 40(1), 122-140.
18. Nayak KS, Nielsen J, Bernstein MA et al. Cardiovascular magnetic resonance phase contrast imaging. *J Cardiovasc Magn Reson* 2015, 17:71.

19. Sidi D. Cardiac and pulmonary physiology in the functionally univentricular circulation with reference to the total cavo-pulmonary connection. *Cardiology in the young*. 2005. 15 Suppl, 3:26-30.
20. Stankovic Z, Allen BD, Garcia J, et al. 4D flow imaging with MRI. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2014 Apr;4(2):173-92.
21. Eitel I, Friedrich MG. T2-weighted cardiovascular magnetic resonance in acute cardiac disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2011;13:13.
22. Salerno M, Kramer CM. Advances in parametric mapping with CMR imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2013;6:806-822.
23. Ferreira VM, Piechnik SK, Robson MD, et al. Myocardial tissue characterization by magnetic resonance imaging: novel applications of T1 and T2 mapping. *J Thorac Imaging*. 2014 May;29(3):147-54.
24. Kramer CM, Barkhausen J, Bucciarelli-Ducci C et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson* 2020; 22: 17.
25. Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB et al. Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. *Circulation* 1999; 100: 1992-2002.
26. Simonetti OP, Kim RJ, Fieno DS et al. An improved MR imaging technique for the visualization of myocardial infarction. *Radiology* 2001; 218: 215-223.
27. Holtackers RJ, Emrich T, Botnar RM, et al. Late Gadolinium Enhancement Cardiac Magnetic Resonance Imaging: From Basic Concepts to Emerging Methods. *Rofo*. 2022 May;194(5):491-504.
28. Fochler F, Yamaguchi T, Kheirkahan M et al. Late gadolinium enhancement magnetic resonance imaging guided treatment of post-atrial fibrillation ablation recurrent arrhythmia. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019; 12: e007174
29. Mahrholdt H, Wagner A, Judd RM et al. Assessment of myocardial viability by cardiovascular magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 2002; 23: 602-619.
30. Look DC, Locker DR. Time saving in measurement of NMR and EPR relaxation times. *Rev Sci Instrum* 1970; 41: 250-251.
31. Kellman P, Arai AE, McVeigh ER et al. Phase-sensitive inversion recovery for detecting myocardial infarction using gadolinium-delayed hyperenhancement. *Magn Reson Med* 2002; 47: 372-383.
32. Muehlberg F, Arnhold K, Fritschi S et al. Comparison of fast multi-slice and standard segmented techniques for detection of late gadolinium enhancement in ischemic and non-ischemic cardiomyopathy – a prospective clinical cardiovascular magnetic resonance trial. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*, 2018, 20(1):13.
33. Bratis K, Henningsson M, Grigoras C et al. Image-navigated 3-dimensional late gadolinium enhancement cardiovascular magnetic resonance imaging: feasibility and initial clinical results. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson* 2017, 19(1):97.
34. Sanz J, LaRocca G, Mirelis J. Myocardial Mapping With Cardiac Magnetic Resonance: The Diagnostic Value of Novel Sequences. *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)*. 2016;69(9):849-61. doi:10.1016/j.rec.2016.04.045
35. Kellman P, Hansen M. T1-Mapping in the Heart: Accuracy and Precision. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014;16(1):2.
36. Sprinkart A, Luetkens J, Träber F et al. Gradient Spin Echo (GraSE) Imaging for Fast Myocardial T2 Mapping. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2015;17(1):12.
37. Messroghli DR, Radjenovic A, Kozerke S, et al. Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T1 mapping of the heart. *Magn Reson Med*. 2004;52:141-146.
38. Piechnik SK, Ferreira VM, Dall'Armellina E, et al. Shortened Modified Look-Locker Inversion recovery (ShMOLLI) for clinical myocardial T1-mapping at 1.5 and 3 T within a 9 heartbeat breathhold. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:69.
39. Chow K, Flewitt JA, Green JD, et al. Saturation recovery single-shot acquisition (SASHA) for myocardial T(1) mapping. *Magn Reson Med*. 2014;71:2082-2095.
40. Roujol S, Weingärtner S, Foppa M, et al. Accuracy, precision, and reproducibility of four T1 mapping sequences: a head-to-head comparison of MOLLI, ShMOLLI, SASHA, and SAPPHIRE. *Radiology*. 2014;272:683-689.
41. Messroghli D, Moon J, Ferreira V et al. Clinical Recommendations for Cardiovascular Magnetic Resonance Mapping of T1, T2, T2* and Extracellular Volume: A Consensus Statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) Endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI). *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19(1):75.
42. Kellman P, Hansen MS, Nielles-Vallespin S, et al. Myocardial perfusion cardiovascular magnetic resonance: optimized dual sequence and reconstruction for quantification. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2017 Apr 7;19(1):43.
43. Higgins CB, De Roos A. *Cardiovascular MRI and MRA*. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia 2003.