

## Functional parameters of the left ventricle: comparison of cardiac MRI and cardiac CT in a large population

### *Parametri funzionali del ventricolo sinistro: confronto tra cardio-RM e cardio-TC in un'ampia popolazione*

A. Palumbo<sup>1,2</sup> • E. Maffei<sup>1</sup> • C. Martini<sup>1</sup> • G. Messalli<sup>3,4</sup> • S. Seitun<sup>1</sup> • R. Malagò<sup>5</sup> • A. Aldrovandi<sup>1</sup>  
E. Emiliano<sup>1</sup> • A. Cuttone<sup>1</sup> • A. Weustink<sup>2</sup> • N. Mollet<sup>2</sup> • F. Cademartiri<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Dipartimento di Radiologia e Cardiologia, Azienda Ospedaliero-Universitaria, Parma, Italy

<sup>2</sup>Radiology and Cardiology Department, Erasmus Medical Centre, Rotterdam, The Netherlands

<sup>3</sup>Dipartimento di Radiologia, Università degli Studi di Napoli "Federico II", Napoli, Italy

<sup>4</sup>Dipartimento di Radiologia, SDN Fondazione IRCCS, Napoli, Italy

<sup>5</sup>Dipartimento di Radiologia, Università di Verona, Verona, Italy

Correspondence to: F. Cademartiri, Dipartimento di Radiologia e Diagnostica per Immagini, c/o Piastra Tecnica – Piano 0, Azienda Ospedaliero-Universitaria, Via Gramsci 14, 43100 Parma, Italy, Tel.: +39-0521-703516, Fax: +39-0521-704838, e-mail: filippocademartiri@hotmail.com

Received: 24 April 2009 / Accepted: 7 July 2009 / Published online: 22 February 2010

© Springer-Verlag 2010

#### Abstract

**Purpose.** The authors sought to compare magnetic resonance imaging (MRI) and computed tomography (CT) for assessing left ventricular (LV) function parameters in a large patient population.

**Materials and methods.** The study was conducted on 181 patients who underwent cardiac MRI and cardiac CT for various indications. For MRI, we used two-dimensional cine balanced steady-state free precession (b-SSFP) sequences, and for CT we used multiphase short-axis reconstructions. Volume data sets were evaluated with dedicated software. Results were compared with a paired, two-tailed Student's *t* test, Pearson's correlation (*r*), and Bland-Altman analysis.

**Results.** A high level of concordance was observed between cardiac MRI and CT. Ejection fraction (EF) was  $53\pm 14\%$  for MRI vs.  $53\pm 15\%$  for CT. There was good correlation for EF ( $r=0.71$ ;  $p>0.05$ ) and end-systolic volume ( $r=0.74$ ;  $p>0.05$ ). End-diastolic volume ( $74\pm 23$  ml at MRI vs.  $71\pm 19$  ml at CT;  $r=0.58$ ;  $p<0.05$ ) and myocardial mass ( $63\pm 20$  g at MRI and  $56\pm 18$  g at CT;  $r=0.89$ ;  $p<0.01$ ) showed statistically significant differences, although the discrepancy had no clinical impact.

**Conclusions.** MRI and CT show a good level of agreement in assessing LV function parameters, and both can be used interchangeably in clinical practice.

#### Riassunto

**Obiettivo.** Obiettivo di questo lavoro è stato confrontare la risonanza magnetica (RM) e la tomografia computerizzata (TC) per la valutazione dei parametri funzionali del ventricolo sinistro (*Vsin*) in una vasta popolazione di pazienti.

**Materiali e metodi.** Sono stati arruolati 181 pazienti che sono stati sottoposti ad esame cardio-RM e cardio-TC. Per la cardio-RM abbiamo utilizzato sequenze 2D cine b-steady-state free-precession (SSFP) e per la TC abbiamo utilizzato delle ricostruzioni multifasiche in asse corto. I data-set di volume sono stati analizzati con un software dedicato: Argus (versione Va60C). I risultati sono stati confrontati con il test *t* di Student a due code per dati appaiati, la correlazione di Pearson ed l'analisi di Bland-Altman.

**Risultati.** È stata osservata una elevata concordanza tra la cardio-RM e la cardio-TC. La frazione di eiezione (FE) è stata  $53\pm 14\%$  per la RM e  $53\pm 15\%$  per la TC. Buona correlazione è stata osservata per la FE ( $r=0,71$ ;  $p>0,05$ ) e per il volume tele-sistolico (VTS) ( $r=0,74$ ;  $p>0,05$ ). Il volume tele-diastolico ( $74\pm 23$  ml per RM e  $71\pm 19$  ml per TC;  $r=0,58$ ;  $p<0,05$ ) e la massa miocardica ( $63\pm 20$  g per RM e  $56\pm 18$  g per TC;  $r=0,89$ ;  $p<0,01$ ) hanno dimostrato differenze statisticamente significative anche se prive di impatto clinico.

**Conclusioni.** Gli esami cardio-RM e cardio-TC mostrano

**Keywords** Cardiac magnetic resonance · Cardiac computed tomography · Left ventricular volumes · Quantitative software · Ejection fraction

*una eccellente concordanza per la valutazione dei parametri funzionali del Vsin e possono quindi essere utilizzati indifferentemente nella pratica clinica.*

**Parole chiave** Risonanza magnetica cardiaca · Tomografia computerizzata cardiaca · Volumi del ventricolo sinistro · Software quantitativo · Frazione di eiezione

## Introduction

Accurate and reproducible assessment of left ventricular (LV) function parameters, and in particular of ejection fraction (EF), is fundamental in diagnostic, therapeutic and prognostic classification of patients with cardiac disease [1–6]. In addition, EF is used as a parameter to determine optimal timing of major therapeutic procedures, such as corrective or palliative surgery. By offering a high temporal, spatial and contrast resolution in a single technique, magnetic resonance imaging (MRI) completely fulfils the requirements of a gold standard in assessing LV volumes [7, 8]. In recent years, the possibility of obtaining a noninvasive evaluation of the coronary tree and heart in general with computed tomography (CT) has led numerous researchers to investigate the ability of CT to assess LV function parameters in comparison with MRI [9–18]. These studies have, however, been conducted on small patient populations, and MR and CT images were analysed with different software applications. We report on our routine clinical experience in 181 patients in whom LV function and mass were studied with both MRI and CT and analysed using the same quantitative software.

## Materials and methods

### Patients

Between April 2007 and April 2009, we enrolled 181 patients (mean age  $55 \pm 17$  years; 111 men and 70 women) (Table 1) who underwent coronary angiography with multislice CT to rule out the presence of coronary disease. After completing the CT angiography study, patients were transferred to the MRI room where they underwent MRI with specific sequences for studying cardiac function. Patients were excluded if they met the commonly reported exclusion criteria for CT and/or MRI [19–21]. In particular, patients were excluded from the CT study if they had a heart rate (HR)  $>65$  beats per minute (bpm) unresponsive to beta blockers, atrial fibrillation and high ventricular response, known allergy to contrast media, kidney failure and/or

## Introduzione

*Una valutazione corretta e riproducibile dei parametri funzionali del ventricolo sinistro (Vsin), ed in particolare della frazione di eiezione (FE), rappresenta un momento fondamentale nell'inquadramento diagnostico, terapeutico e prognostico del paziente con patologie cardiache [1–6]. La FE è peraltro un parametro utilizzato per definire l'esatto timing della necessità di procedure terapeutiche maggiori come per esempio interventi chirurgici correttivi o palliativi. Grazie alla possibilità di ottenere con una sola tecnica una elevata risoluzione temporale, spaziale e di contrasto, la risonanza magnetica (RM) soddisfa a pieno i requisiti di gold standard per la valutazione dei volumi del Vsin [7, 8]. Recentemente, grazie alla possibilità di ottenere una valutazione non invasiva dell'albero arterioso coronarico, e del cuore in genere, molteplici studi sono stati condotti per valutare l'effettiva capacità della metodica di tomografia computerizzata (TC) nel fornire, al pari della RM, anche i parametri funzionali del Vsin [9–18]; tuttavia tali studi sono stati condotti su casistiche limitate ed inoltre le immagini RM e TC sono state sempre analizzate utilizzando software differenti per le due metodiche. Abbiamo voluto riportare la nostra esperienza desunta dalla comune pratica clinica in 181 pazienti in cui la funzione e la massa del ventricolo sinistro sono state studiate sia con RM che con TC e sono state analizzate con il medesimo software quantitativo.*

## Materiali e metodi

### Pazienti

*Da aprile 2007 a aprile 2009 abbiamo arruolato nel nostro studio 181 pazienti (età media  $55 \pm 17$  anni; 111 maschi e 70 femmine) (Tabella 1) che sono stati sottoposti ad una angiografia coronarica mediante tomografia computerizzata multi-strato (TCMS) con lo scopo di escludere la presenza di patologia coronarica; tali pazienti alla fine dell'acquisizione angiografica sono stati condotti in RM per l'acquisizione delle sequenze dedicate allo studio della funzionalità cardiaca.*

**Table 1** Patients' characteristics

	Total
<b>Population</b>	
Number of patients studied	181
Age (mean±SD; range)	55±17 (24–89)
Men/women	111/70
<b>Cardiovascular risk factors</b>	
Hypertension	97 (54)
Dyslipidaemia	69 (38)
Diabetes	19 (11)
Smoking	36 (20)
Family history of CAD	102 (56)
BMI (kg/m <sup>2</sup> ; mean±SD)	26±4
BSA (m <sup>2</sup> ; mean±SD)	1.8±0.2

SD, standard deviation; BMI, body mass index; BSA, body surface area (Mosteller formula); CAD, coronary artery disease

**Tabella 1** Caratteristiche dei pazienti

	Totale
<b>Popolazione</b>	
Numero pazienti studiati	181
Età (media±SD; intervallo)	55±17 (24–89)
Uomini/Donne	111/70
<b>Fattori di rischio cardiovascolare</b>	
Ipertensione	97 (54)
Dislipidemia	69 (38)
Diabete	19 (11)
Fumo di sigaretta	36 (20)
Familiarità per CAD	102 (56)
BMI (kg/m <sup>2</sup> ; media±DS)	26±4
BSA (m <sup>2</sup> ; media±DS)	1,8±0,2

DS, deviazione standard; BMI, body mass index; BSA, body surface area (formula di Mosteller); CAD, malattia coronarica

impaired respiratory function; patients were excluded from the MRI study if they had claustrophobia, pacemaker and/or other MR-incompatible devices [20]. Out of 200 patients enrolled prospectively, ten were excluded a priori, as they met the exclusion criteria for cardiac CT, whereas nine were eligible for CT but not for MRI due to claustrophobia. The study was approved by the local ethics committee, and written informed consent was obtained from all patients.

#### CT scan protocol

On the patient's arrival, blood pressure and HR were monitored. In particular, patients with HR >65 bpm received an intravenous beta blocker (atenolol) to lower the HR to <65 bpm. All scans were performed with retrospective electrocardiographic (ECG) gating on a

*Sono stati rispettati i criteri di esclusione più volte riportati in letteratura per i pazienti non adatti ad un esame TC e/o RM [19–21]; in particolare, per lo studio TC sono stati esclusi i pazienti con frequenza >65 battiti per minuto (bpm) non responsivi ai farmaci beta-bloccanti, i pazienti con fibrillazione atriale ad elevata risposta ventricolare, quelli con nota allergia ai mezzi di contrasto, con insufficienza renale e/o con compromissione della funzionalità respiratoria; per lo studio RM sono stati esclusi i pazienti con claustrofobia, quelli portatori di pace-maker e/o di qualunque altro dispositivo non compatibile con l'ambiente RM [20]. Su un totale di 200 pazienti arruolati prospettivamente, 10 pazienti sono stati esclusi a priori in quanto rientravano nei criteri di esclusione per l'esame cardio-TC, mentre in 9 pazienti siamo stati in grado di portare a termine l'esame TC, ma non siamo riusciti a portare a termine l'acquisizione RM per claustrofobia. Lo studio è stato approvato dal comitato etico locale e tutti i pazienti hanno fornito per iscritto il loro consenso informato.*

#### Protocollo di scansione TC

*All'arrivo di ogni paziente è stata monitorata la pressione arteriosa e la frequenza cardiaca (FC); in particolare i pazienti con FC>65 bpm sono stati beta-bloccati con somministrazione di atenololo endovena (ev) fino al raggiungimento di una FC<65 bpm. Tutte le acquisizioni, sincronizzate retrospettivamente con la traccia elettrocardiografica (ECG), sono state effettuate con una apparecchiatura TC 64 strati (Sensation 64, Siemens, Forchheim, Germania). Per l'acquisizione angiografica (collimazione detettoriale: 32×0,6 mm abbinata a tecnologia "z-flying focal spot"; tempo di rotazione del gantry: 330 ms; risoluzione temporale effettiva: 165 ms; avanzamento del lettino porta-pazienti: 3,84 mm/rotazione; tensione del tubo: 120 kVp; corrente 800–850 mA; direzione della scansione cranio-caudale) sono stati preventivamente somministrati per via sub-linguale 0,3 mg di nitroderivati (Trinitrina) e sono stati iniettati ev 100 ml di mezzo di contrasto (MdC) iodato idrosolubile (Iomeprol, Iomeron 400, Bracco SpA, Milano, Italia) ad una velocità di 5 ml/s (2 gI/s), seguiti da una iniezione alla stessa velocità di 30 ml di soluzione salina. Per la sincronizzazione del bolo di MdC, è stata utilizzata una tecnica di bolus tracking con posizionamento di regioni di interesse (ROI) nell'aorta ascendente e partenza dell'acquisizione dopo il rilevamento di un incremento densitometrico di 100 UH rispetto al valore misurato nelle scansioni senza MdC. Tutte le immagini sono state acquisite durante una apnea inspiratoria della durata di circa 11 secondi (11±2 s). I set di dati sono stati ricostruiti immediatamente dopo la scansione. Sui dati grezzi sono stati effettuati due tipi di retro-ricostruzioni entrambi utilizzando un algoritmo di ricostruzione half scan con dati ottenuti dalla rotazione del tubo di 180° (dati ottenuti da un solo ciclo cardiaco), un campo di vista (FOV)*

64-detector CT scanner (Sensation 64, Siemens, Forchheim, Germany) with the following parameters: detector collimation 32×0.6mm combined with z-flying focal spot technology, gantry rotation time 330 ms, effective temporal resolution 165 ms, table feed 3.84 mm/rotation, tube voltage 120 kVp, current 800–850 mAs, scan direction craniocaudal. Prior to the angiographic scan, patients received 0.3 mg sublingual nitroglycerin (trinitrin) and 100 ml of water-soluble iodinated contrast medium (Iomeprol, Iomeron 400, Bracco S.p.A., Milan, Italy) injected intravenously at a rate of 5 ml/s (2 gI/s), followed by 30 ml of saline at the same rate. To synchronise the scan with the arrival of the bolus, the bolus-tracking technique was used, with a region of interest (ROI) placed in the ascending aorta and scan trigger set at 100 HU over baseline. All images were acquired during an inspiratory breath-hold of around 11 s ( $11 \pm 2$  s). Data sets were reconstructed immediately after the scan. Two types of reconstruction were used, both using a half-scan algorithm with data from a tube rotation of 180° (data from a single cardiac cycle), a field of view (FOV) restricted to the area of interest and a smooth convolution filter (B30f) [22]. The first reconstruction, used for angiographic analysis and assessment of the coronary tree, was done at mid- to end-diastole (reconstruction window placed using the absolute reverse technique, e.g. -350 ms) and at end-systole (reconstruction window placed using the absolute technique, e.g. +275 ms), with a slice thickness of 0.75 mm and an increment of 0.5 mm. The second reconstruction, used for the analysis of cardiac function, was performed with CT software (Syngo CT-2007A, Siemens). A multiphase, multiplanar reconstruction (MPR) was obtained in a four-chamber (4CH) plane; multiphase short-axis views were generated from the heart base to the apex such that they were perpendicular to the LV long axis in the 4CH view with the aim of acquiring 20 phases with 2-mm slice thickness and 1-mm increment throughout the cardiac cycle.

#### MR scan protocol

All acquisitions were performed on a 1.5-T scanner (Achieva, Philips Medical Systems, Best, The Netherlands) with a maximum achievable gradient of 66 mT/m and a maximum slew rate of 180 mT/m/ms. During the cine balanced steady-state free precession (b-SSFP) sequences, the maximum gradient achieved was 33 mT/m and the maximum slew rate was 180 mT/m/ms. A five-element coil and a vector electrocardiogram were used for signal reception and cardiac synchronisation, respectively. A standard scan protocol was used to identify the true LV short axis, and subsequently a 2D cine b-SSFP sequence was acquired along that axis with sampling of the LV from base to apex. All acquisitions were performed during

*ristretto all'area di interesse ed un filtro di smoothing B30f [22]; a) la prima retro-ricostruzione, dedicata all'analisi angiografica ed alla valutazione dell'albero arterioso coronarico, è stata effettuata in fase medio-/tele-diastolica (finestra temporale di ricostruzione posizionata con tecnica "absolute reverse", -350 ms) e tele-sistolica (finestra temporale di ricostruzione posizionata con tecnica "absolute", +275 ms) con spessore di strato 0,75 mm ed avanzamento di strato 0,5 mm; b) la seconda retro-ricostruzione, dedicata all'analisi della funzione cardiaca, è stata effettuata utilizzando il software implementato sulla TC (Syngo CT-2007A, Siemens); è stata eseguita una ricostruzione multi-planare (MPR) multi-fasica secondo un piano "quattro camere" (4CH); le "viste" multi-fasiche in asse corto sono state create dalla base all'apice in modo da essere perpendicolari al maggior asse del Vsin in 4CH, e con il fine di ricoprire interamente il ciclo cardiaco con 20 fasi con spessore di strato 2 mm ed avanzamento di strato 1 mm.*

#### Protocollo di scansione RM

*Tutte le acquisizioni sono state effettuate con uno scanner da 1,5 T (Achieva, Philips Medical Systems, Best, Olanda) caratterizzato da una massima forza di gradiente sviluppabile di 66 mT/m e massimo slew/rate sviluppabile di 180 mT/m/ms. Durante le sequenze Cine b-SSFP la massima forza di gradiente raggiunta è stata 33mT/m e il massimo slew/rate di 180mT/m/ms. Sono stati utilizzati una bobina a 5 elementi ed un elettrocardiogramma vettoriale rispettivamente per la ricezione del segnale e per la sincronizzazione cardiaca. Un protocollo di scansione standard è stato seguito per individuare il vero asse corto del Vsin, dopodiché la sequenza 2D cine b- steady-state free-precession (SSFP) è stata acquisita lungo quest'ultimo asse campionando il Vsin dalla base all'apice; tutte le acquisizioni sono state effettuate in massima espirazione, per evitare il non corretto allineamento delle singole sezioni, così come già descritto in letteratura [23, 24]. I parametri relativi alla sequenza 2D utilizzata sono stati: tempo di ripetizione (TR) 3,1, tempo di eco (TE) 1,53; flip angle 60°; banda 1249,7 Hx/pixel; risoluzione in plane 2×2,3 mm; spessore di strato 8 mm; intervallo tra strati 2 mm; risoluzione temporale 32±6 ms (dipendente dalla frequenza cardiaca); fasi cardiache 30; SENSE off; Half scan on.*

#### Analisi dei dati

*Trecentosessantadue data-set di volume in asse corto, 181 ottenuti dalle acquisizioni RM e 181 dalle ricostruzioni MPR multi-fasiche TC, sono stati inviati alla medesima consolle (Syngo MMWP, Siemens) su cui era implementato il software di analisi Argus Va60c (Siemens, Forchheim, Germania) (Fig. 1) capace di gestire file in formato digital imaging and communications in medicine (DICOM) provenienti da*



maximum expiration to avoid incorrect alignment of the single sections, as described in the literature [23, 24]. The parameters for the 2D sequence were TR 3.1, TE 1.53, flip angle 60°, bandwidth 1,249.7 Hz/pixel, in-plane resolution 2×2.3 mm, slice thickness 8 mm, interval between slices 2 mm, temporal resolution 32±6 ms (depending on HR), heart phases 30, sensitivity encoding (SENSE) off, half scan on.

#### Data analysis

A total of 362 short-axis volume data sets –181 from MRI acquisitions and 181 from multiphase CT MPR – were sent to the same workstation (Syngo MMWP, Siemens) running Argus Va60c software (Siemens, Forchheim, Germany) (Fig. 1), which is able to process Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) files from different modalities. An experienced observer analysed all images in a blinded fashion to calculate EF, end-diastolic volume (EDV), end-systolic volume (ESV), stroke volume (SV) and LV mass, according to published criteria [25]. The first image of the cardiac cycle (acquired at R wave) was considered to be end diastolic, whereas the image displaying the smallest LV cavity was considered end systolic [9]. After identifying the correct end-diastolic and end-systolic phases, the endocardial and epicardial contours were traced on the end-diastole images, and the endocardial contours were then propagated to end-systole with the aid of semiautomated software. Manual corrections were made where necessary. The papillary muscles and subendocardial trabeculae were included in the LV cavity [26–28]. The most apical LV section with a visible

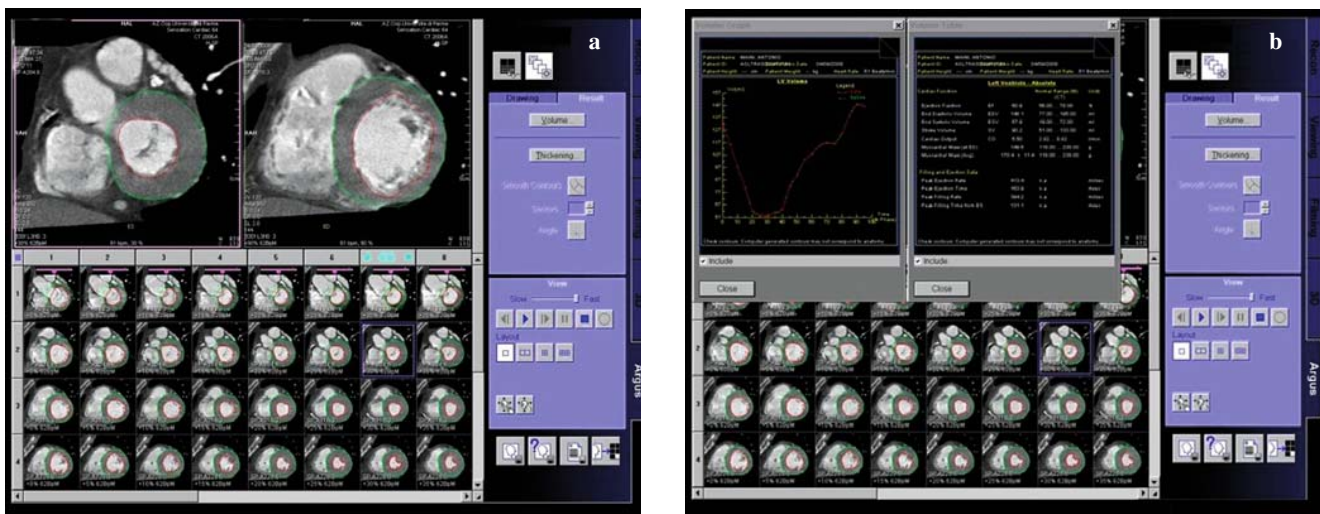
*differenti modalità. Un operatore esperto ha analizzato in cieco tutte le immagini con il fine di calcolare la FE, il volume tele-diastolico (VTD), il volume tele-sistolico (VTS), la gittata sistolica (GS), e la massa del Vsin, secondo i criteri pubblicati in letteratura [25]. La prima immagine del ciclo cardiaco (acquisita in corrispondenza dell'onda R) è stata considerata essere tele-diastolica, mentre l'immagine con la più piccola cavità del Vsin visibile è stata considerata tele-sistolica [9]. Dopo aver individuato la corretta fase tele-diastolica e la corretta fase tele-sistolica, sono stati tracciati i contorni endocardici ed epicardici sulle immagini in tele-diastole e successivamente i contorni endocardici sono stati "propagati" in tele-sistole con l'aiuto del software semi-automatico; correzioni manuali sono state effettuate dove necessario; i muscoli papillari e la trabecolatura sub-endocardica sono stati inclusi nella cavità del Vsin [26–28]. La sezione più apicale del Vsin con cavità visibile è stata considerata essere l'apice, mentre la sezione più basale circondata da almeno il 50% di miocardio è stata considerata essere la base [14]. Il VTD ed il VTS sono stati calcolati con la regola di Simpson.*

#### Analisi statistiche

*Tutti i dati sono stati analizzati mediante test t di Student per dati appaiati, test di correlazione lineare (r) e test di Bland-Altman (Fig. 2).*

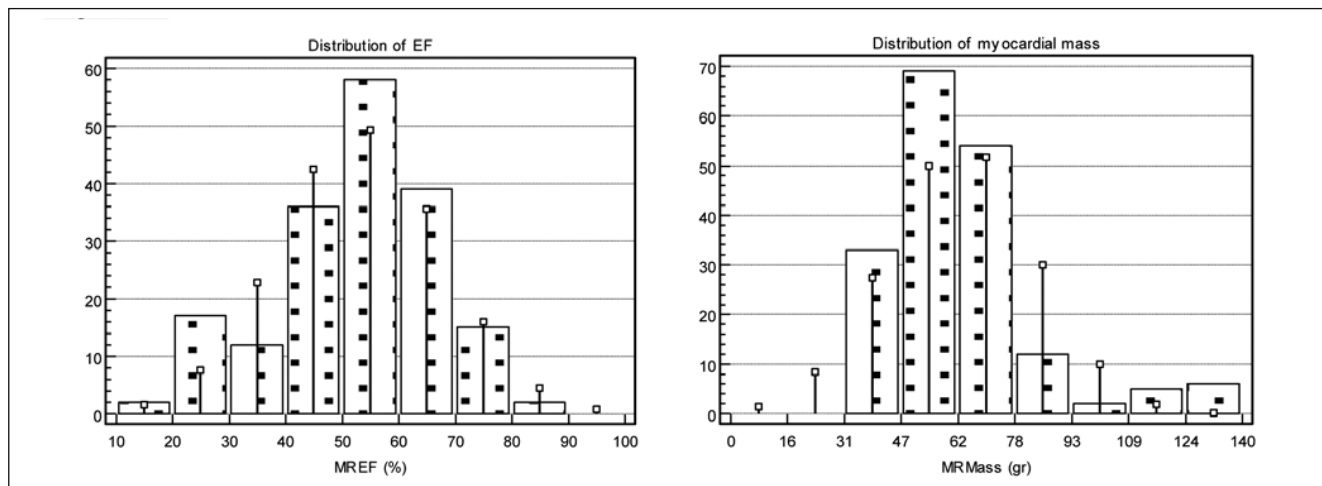
#### Risultati

*È stata osservata una buona correlazione ed un'ottima concordanza tra i parametri funzionali del Vsin ottenuti con*



**Fig. 1a,b** Screenshot of software platform used to analyse left ventricular function parameters. **a** Display used for defining the endocardial and epicardial borders; **b** display showing results.

**Fig. 1a,b** Piattaforma software. Screenshot della piattaforma software utilizzata per l'analisi dei parametri del Vsin. **a** Schermata utilizzata per la definizione dei contorni endocardici ed epicardici; **b** schermata in cui vengono visualizzati i risultati.



**Fig. 2** Distribution of ejection fraction and left ventricular mass in the patient population. These two parameters show normal distribution within the population studied, with the reference standard being magnetic resonance imaging. *MREF* ejection fraction measured with magnetic resonance imaging, *MRMass* left ventricular mass measured with magnetic resonance imaging.

**Fig. 2** Distribuzione della frazione di eiezione e della massa del ventricolo sinistro nella popolazione. I due parametri mostrati mostrano distribuzione normale all'interno della popolazione studiata utilizzando lo standard di riferimento ossia la RM. *MREF*, frazione di eiezione misurata con RM; *MRMass*, massa del *Vsin* misurata con RM.

lumen was considered to be the apex, whereas the most basal section surrounded by at least 50% myocardium was considered to be the base [14]. The EDV and ESV were calculated using the Simpson rule.

#### Statistical analyses

All data were analysed using Student's *t* test for paired data, the linear correlation test (*r*) and Bland-Altman analysis (Fig. 2).

#### Results

Good correlation and excellent concordance were observed between LV function parameters obtained with MRI and CT (Table 2). No statistically significant difference in EF values measured with MRI ( $53\% \pm 14\%$ ) and CT ( $53\% \pm 15\%$ ) ( $r=0.72$ ,  $p>0.05$ ) was observed (Figs. 3 and 4). The standard error had no negative impact on clinical management (bias  $<1\%$ ) (Fig. 5).

EDV and the LV mass differed significantly between the two modalities ( $p<0.05$ ), but the standard error had no clinical impact (EDV bias=3.7%; mass bias=11.9%).

#### Discussion

A correct and reproducible assessment of LV function parameters, in particular, EF, is a fundamental step in establishing diagnosis, therapy and prognosis of patients with

RM e TC (Tabella 2). Non è stata osservata nessuna differenza statisticamente significativa nei valori di frazione d'eiezione misurati con RM ( $53\% \pm 14\%$ ) e con TC ( $53\% \pm 15\%$ ) ( $r=0.72$ ,  $p>0.05$ ) (Figg. 3, 4); l'errore standard non ha mostrato nessun impatto negativo sul management clinico (bias  $<1\%$ ) (Fig. 5).

Il VTD e la massa del *Vsin* hanno mostrato differenze significative tra le due metodiche ( $p<0.05$ ), tuttavia l'errore standard non ha avuto alcun impatto clinico (bias VTD=3,7%; bias massa=11,9%).

#### Discussione

Una valutazione corretta e riproducibile dei parametri funzionali del *Vsin*, ed in particolare della FE, rappresenta un momento fondamentale nell'inquadramento diagnostico, clinico e prognostico del paziente con patologie cardiache. Molteplici studi hanno dimostrato che nei pazienti coronaropatici ed in quelli non coronaropatici l'aspettativa di vita è correlata con il rimodellamento negativo e con la ridotta FE; in conseguenza di ciò, per il management dei pazienti coronaropatici e non, sono state stilate delle linee guida ampiamente basate sui valori di FE. In questo studio abbiamo valutato la concordanza tra i parametri funzionali del *Vsin* misurati con metodica cardio-RM e cardio-TC. Sebbene i risultati del nostro studio abbiano dimostrato una ottima concordanza per la valutazione della funzione del *Vsin* tra RM e TC, è alquanto improbabile che quest'ultima metodica venga utilizzata in prima istanza prettamente per la valutazione della funzione del *Vsin* a causa dell'esposizione a radiazioni

**Table 2** Left ventricular function parameters

	EF (%)	EDV (ml)	ESV (ml)	SV (%)	Mass (g)
<b>MRI</b>					
Mean±SD (Median)	53±14 (57)	74±23 (71)	36±22 (30)	37±10 (37)	63±20 (59)
Min–max	17–82	38–189	7–141	19–72	36–135
<b>CT</b>					
Mean±SD (Median)	53±15 (57)	71±19 (71)	35±18 (30)	36±11 (36)	56±18 (55)
Min–max	16–81	20–146	8–118	9–87	29–127
Student's <i>t</i> test	0.905	0.034*	0.083	0.118	0.000**
Pearson's correlation ( <i>r</i> )	0.7195	0.577	0.748	0.512	0.884

Left ventricular function parameters measured with magnetic resonance imaging (MRI) and computed tomography (CT)

EF, ejection fraction; EDV, end-diastolic volume; ESV, end-systolic volume; SV, stroke volume; SD, standard deviation; Min, minimum value; Max, maximum value

\* $p < 0.05$ ; \*\* $p < 0.01$

**Tabella 2** Parametri di funzione ventricolare sinistra

	FE (%)	VTD (ml)	VTS (ml)	GS (%)	Massa (g)
<b>RM</b>					
Media±DS (mediana)	53±14 (57)	74±23 (71)	36±22 (30)	37±10 (37)	63±20 (59)
Min–Max	17–82	38–189	7–141	19–72	36–135
<b>TC</b>					
Media±DS (mediana)	53±15 (57)	71±19 (71)	35±18 (30)	36±11 (36)	56±18 (55)
Min–Max	16–81	20–146	8–118	9–87	29–127
Student's <i>t</i> test	0,905	0,034*	0,083	0,118	0,000**
Correlazione di Pearson ( <i>r</i> )	0,7195	0,577	0,748	0,512	0,884

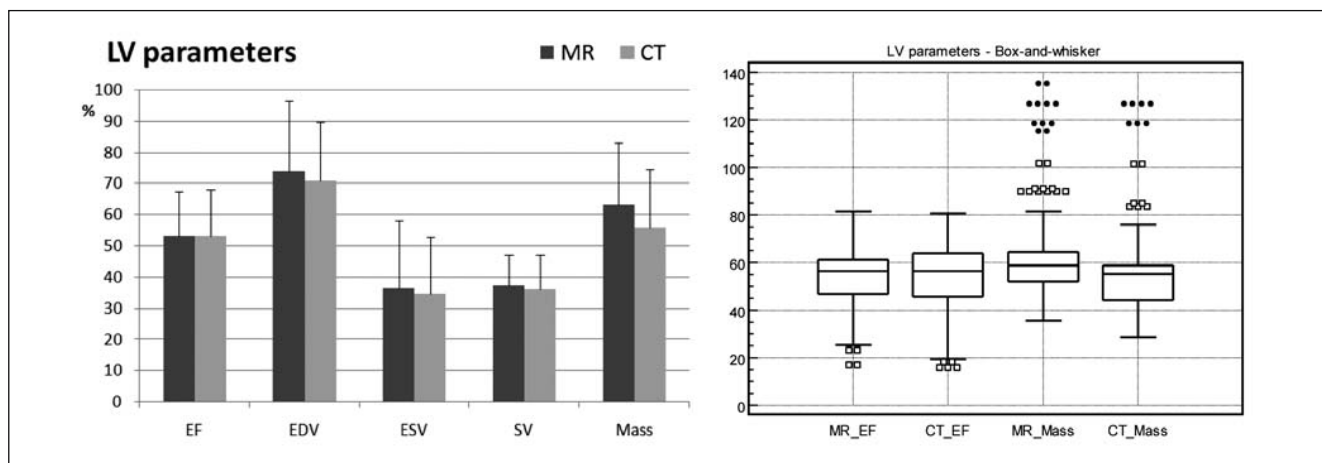
Parametri funzionali del ventricolo sinistro misurati con risonanza magnetica (RM) e tomografia computerizzata (TC).

FE, frazione di eiezione; VTD, volume tele-diastolico; VTS, volume tele-sistolico; GS, gittata sistolica; DS, deviazione standard; Min, valore minimo; Max, valore massimo.

\* $p < 0,05$ ; \*\* $p < 0,01$

cardiac disease. Many studies have demonstrated that in patients with and without coronary disease, life expectancy is correlated with negative remodelling and reduced EF. As a consequence, guidelines based on EF values have been developed to assist in the management of patients with or without coronary disease. In this study, we assessed concordance of LV function parameters measured using cardiac MRI and CT. Although our results showed excellent concordance of MRI and CT in assessing LV function, it is very unlikely that CT can be used as a first-line investigation owing to exposure to ionising radiation and intravenous iodinated contrast material. However, if the same raw data provided by CT coronary angiography are used to reconstruct a multiphase data set, LV function can be assessed without exposing the patient to any further dose of radiation or contrast material, and the anatomical study can be integrated with a functional study that has the same accuracy as MRI. The appropriateness criteria for cardiac MRI and cardiac CT have been published recently [29]. CT was given an appropriateness score of 5 in evaluating LV function following myocardial infarction in patients with technically limited images

ionizzanti ed alla somministrazione del MdC iodato endo-vena; tuttavia, utilizzando gli stessi dati grezzi disponibili per una angiografia coronarica TC, è possibile ricostruire un data-set multifasico con cui valutare la funzionalità del ventricolo sinistro senza necessità di una ulteriore esposizione a radiazioni ionizzanti e/o di una quantità aggiuntiva di MdC, permettendo così di integrare il dato anatomico con un dato funzionale accurato al pari della RM. Recentemente sono stati pubblicati i criteri di appropriatezza per l'esecuzione di un esame cardio-RM e cardio-TC [29]; quest'ultima ha ottenuto un livello di appropriatezza "5" nella valutazione della funzione del Vsin dei pazienti colpiti da infarto miocardico in cui non si riescono ad ottenere immagini diagnostiche all'ecocardiografia; crediamo che la cardio-TC possa essere utilizzata per la valutazione della funzione del Vsin dei pazienti colpiti da infarto miocardico, non solo in quelli con finestra ecocardiografica non ottimale, ma anche in quelli portatori di pace-maker (fattore importante in pazienti cardiopatici), claustrofobici e/o con altri materiali ferromagnetici indovati nel proprio corpo in quanto la cardio-TC riesce a by-passare anche queste controindicazioni relative ad un esame RM; in definitiva la TC, quindi, potrebbe



**Fig. 3** Bar chart (left) shows left ventricular function parameters obtained from MRI and CT images, with their respective standard deviations. CT tends to underestimate all parameters except for the ejection fraction, which is closely comparable between CT and MRI. The box-and-whiskers plot shows the median (middle line), lower and upper quartiles (25th and 75th percentile; main box) and the minimum and maximum values for ejection fraction and myocardial mass (vertical lines). Outside values and far-out values are shown separately. An outside value is defined as a value that is smaller than the lower quartile minus 1.5 times the interquartile range, or greater than the upper quartile plus 1.5 times the interquartile range (empty square). A far-out value is defined as a value smaller than the lower quartile minus 3 times the interquartile range, or greater than the upper quartile plus 3 times the interquartile range (black dot). EF, ejection fraction; EDV, end-diastolic volume; ESV, end-systolic volume; SV, stroke volume; Mass, myocardial mass measured at end-diastole.

**Fig. 3** Parametri funzionali del Vsin. Il grafico “a barre” (a sinistra) mostra i parametri funzionali del Vsin derivati dalle immagini RM e TC con le relative deviazioni standard. La TC tende a sottostimare tutti i parametri tranne la frazione di eiezione che risulta strettamente comparabile tra le due differenti modalità. Il grafico “box-and-whiskers” mostra la mediana (linea di mezzo), il quartile inferiore e superiore (25° e 75° percentile; box principale), ed il valore minimo e massimo di frazione di eiezione e massa miocardica (linee verticali). I valori più esterni (“outside values” e “far out values”) vengono mostrati separatamente. Un “outside value” viene definito come un valore che è più piccolo del quartile inferiore meno 1,5 volte il range interquartile, o più grande del quartile superiore più 1,5 volte il range interquartile (valori rappresentati con un quadratino vuoto). Un “far out value” viene definito come un valore più piccolo del quartile inferiore meno 3 volte il range interquartile, o più grande del quartile superiore più 3 volte il range interquartile (valori rappresentati con un puntino nero). EF, frazione di eiezione; EDV, volume tele-diastolico; ESV, volume tele-sistolico; SV, gittata sistolica; Mass, massa miocardica misurata in tele-diastole.

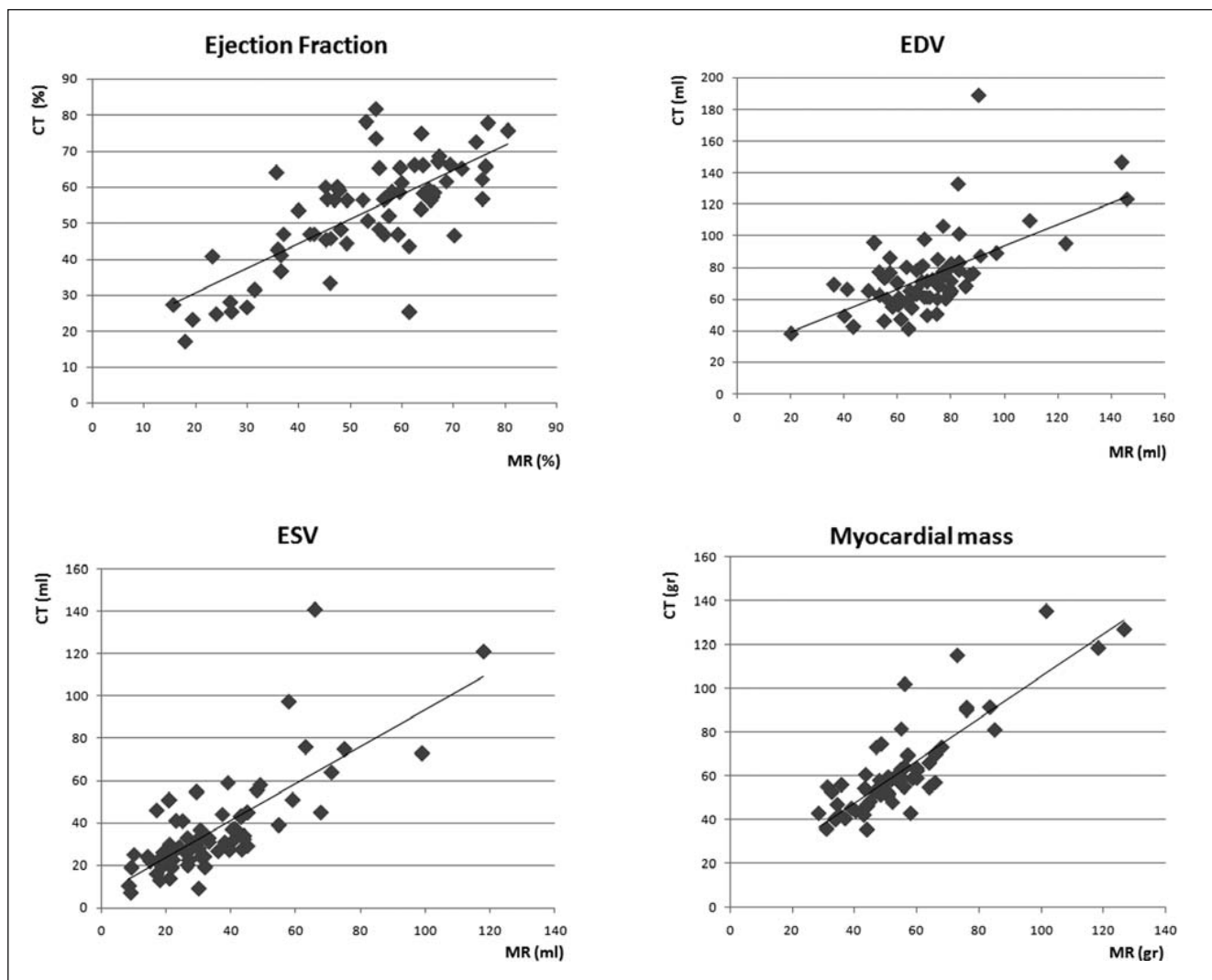
from echocardiography. We believe that cardiac CT can be used to assess LV function following myocardial infarction not only in patients with suboptimal echocardiographic window but also in those with a pacemaker (an important factor in patients with heart disease) and/or other ferromagnetic materials, as well as in claustrophobic patients because cardiac CT is not limited by the contraindications of MRI. CT might even be considered an alternative to MRI in assessing ventricular function in selected cases.

In our study, there was a statistically significant difference (though without clinical impact) in EDV, with CT showing a tendency to underestimate EDV. In our view, this underestimation cannot be attributed to limited temporal resolution, as it was not supported by a simultaneous overestimation of ESV, which is theoretically more heavily dependent on temporal resolution (volume changes are clearly faster at end-systole than at end-diastole). We believe that this significant and systematic underestimation of EDV combined with a systematic – albeit not significant – underestimation of ESV is related to the different respiratory phases in which the data sets are acquired with the two modalities: maximum expiration

addirittura assumere un ruolo alternativo alla RM anche per la sola valutazione della funzione ventricolare in alcuni casi selezionati.

Nel nostro studio abbiamo osservato una differenza statisticamente significativa (anche se non accompagnata da impatto clinico) con una sottostima del VTD da parte della metodica TC; a nostro avviso tale sottostima non è riconducibile ad una limitata risoluzione temporale in quanto non è supportata da una contemporanea sovrastima del VTS che in teoria dovrebbe essere maggiormente condizionato dalla risoluzione temporale (in tele-sistole i cambiamenti di volume sono sicuramente più repentini che in tele-diastole); crediamo che questa significativa e sistematica sottostima del VTD collegata ad una sistematica sebbene non significativa sottostima del VTS siano da relazionare alla differente fase respiratoria in cui i data-set vengono acquisiti con le due differenti metodiche, e cioè massima espirazione in RM e massima inspirazione in TC; in particolare in massima inspirazione si ha una fisiologica riduzione del ritorno venoso al Vsin con riduzione del VTD e conseguente riduzione del VTS; grazie a questa differenza sistematica riscontrata sia nel VTD che nel VTS, la FE, parametro fondamentale nel decision making del paziente con patologie cardiache, è risultata praticamente identica tra



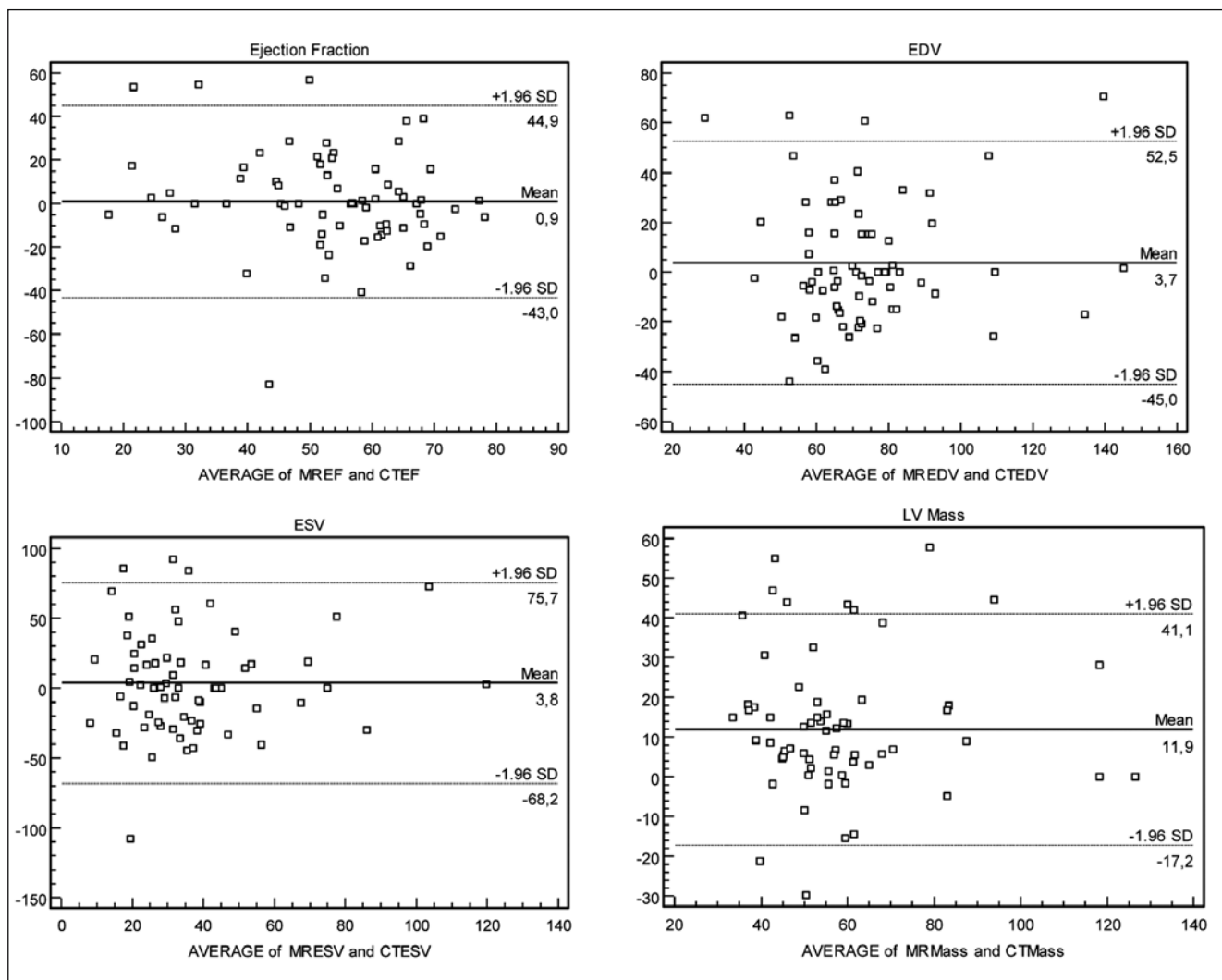


**Fig. 4** Dispersion of data obtained with MRI and CT imaging and used to analyse left ventricle parameters. *Myocardial mass* refers to the mass of the left ventricle measured at end-diastole. *EDV*, end-diastolic volume; *ESV*, end-systolic volume.

**Fig. 4** Grafico di dispersione. Il grafico dimostra la dispersione dei dati raccolti utilizzando le due differenti metodiche (RM e TC) per l'analisi dei parametri del *Vsin*. *Ejection fraction*, frazione di eiezione; *Myocardial mass*, massa del *Vsin* misurata in tele-diastole; *EDV*, volume tele-diastolico; *ESV*, volume tele-sistolico; *MR*, risonanza magnetica; *CT*, tomografia computerizzata.

at MRI and maximum inspiration at CT. In particular, during maximum inspiration, there is a physiological reduction of venous return to the LV, with a consequent reduction in EDV and ESV. As a result of this systematic difference in both EDV and ESV, EF – a crucial factor in treatment decisions for patients with heart disease – was practically identical in the two modalities ( $53\% \pm 14\%$  at MRI vs.  $53\% \pm 15\%$  at CT), with a high level of concordance and an optimal bias for interchangeability of the modalities in routine clinical practice (bias  $< 1\%$ ). We believe the systematic underestimation of LV mass to be also due to the different respiratory phase in which the data sets are acquired with the two modalities. Ventricular mass is calculated for each slice at end-diastole by

le due metodiche ( $53\% \pm 14\%$  con RM vs  $53\% \pm 15\%$  con TC), mostrando un alto grado di concordanza ed un bias ottimale per l'interscambiabilità nella pratica clinica routinaria delle due metodiche (bias  $< 1\%$ ). Crediamo che la sistematica sottostima della massa del *Vsin* sia anch'essa dovuta alla differente fase del respiro in cui vengono acquisiti i data-set con le differenti metodiche; la massa ventricolare viene calcolata per singola sezione in tele-diastole sottraendo l'area delimitata dal contorno endocardico dall'area delimitata dal contorno epicardico; la massa ottenuta dalle singole sezioni viene poi sommata per ottenere la massa totale del *Vsin*; è intuitivo che se per i motivi di cui sopra l'area delimitata dal contorno endocardico si riduce in inspirazione, diminuirà anche l'area delimitata dal contorno epicardico, tuttavia quest'ultima si



**Fig. 5** Bland-Altman analysis of left ventricular parameters obtained from MRI and CT data sets. Limits of agreement were set at  $\pm 1.96$  SD. EDV, end-diastolic volume; ESV, end-systolic volume; LV, mass left ventricular mass; SD, standard deviation; Ejection fraction, ejection fraction of the left ventricle.

**Fig. 5** Grafico di Bland-Altman. Analisi di Bland-Altman dei parametri del Vsin ottenuti dai data-set RM e TC; sono stati utilizzati dei limiti di concordanza di  $\pm 1,96$  DS. EDV, volume tele-diastolico; ESV, volume tele-sistolico; LV Mass, massa ventricolo sinistro; SD, deviazione standard; Ejection Fraction, frazione di eiezione del ventricolo sinistro.

subtracting the area delimited by the endocardial borders from that delimited by the epicardial borders. The mass obtained from the single slices is then summed to obtain total LV mass. It is clear that if, for the reasons stated above, the area delimited by the endocardial borders is reduced at inspiration, the area delimited by the epicardial borders will also be reduced, but this reduction will occur in an exponential quadratic fashion and hence faster than the area within the endocardial borders, leading to a smaller difference between the two areas and to an underestimation of myocardial mass compared with that estimated with MRI during maximum expiration.

Even though we made no quantitative assessment of the time required to analyse the MRI and CT data sets, we

ridurrà in maniera esponenziale quadratica e quindi maggiore rispetto all'area delimitata dal contorno endocardico, portando ad una minore differenza tra le due aree ed in ultimo ad una sottostima della massa miocardica relativamente alla stessa calcolata con metodica RM in massima espirazione.

Anche se non abbiamo effettuato una analisi quantitativa del tempo impiegato per analizzare i data-set ottenuti dalla RM e dalla TC, ci sembra opportuno segnalare un evidente minor tempo di analisi per la metodica TC dovuto a nostro avviso alla maggiore facilità con cui il software è riuscito a riconoscere automaticamente il bordo endocardico, verosimilmente grazie alla migliore risoluzione spaziale ottenuta con TC, che ci ha permesso di limitare

should point out that the analysis was evidently faster for CT. This is related, in our opinion, to the greater ease with which the software performed the automatic recognition of endocardial borders, probably a result of the improved spatial resolution obtained with CT, which considerably limited the need for manual corrections compared with MRI.

#### Limitations

We did not evaluate intra- and interobserver variability, as we aimed to describe our routine clinical experience and because the intra- and interobserver variability of the two modalities has already been widely investigated [8–17, 24, 25, 27, 28]. We did not perform a regional analysis of LV function because it is not routinely performed on patients undergoing CT coronary angiography at our hospital.

#### Conclusions

We found excellent concordance between LV function parameters studied with cardiac MRI and cardiac CT in a large population of patients. We therefore believe that, in addition to its validated and indisputable role in coronary tree imaging, CT is as valuable as MRI in providing information on LV function. Consequently, the morphological data should always be integrated by a functional assessment in patients undergoing cardiac CT.

**Conflict of interest** None

#### References/Bibliografia

- Moise A, Bourassa MG, Theroux P et al (1985) Prognostic significance of progression of coronary artery disease. *Am J Cardiol* 55:941–946
- Emond M, Mock MB, Davis KB et al (1994) Long-term survival of medically treated patients in the Coronary Artery Surgery Study (CASS) registry. *Circulation* 90:2645–2657
- Juergens KU, Fischbach R (2006) Left ventricular function studied with MDCT. *Eur Radiol* 16:342–357
- de Feyter PJ, van Eenige MJ, Dighton DH et al (1982) Prognostic value of exercise testing, coronary angiography and left ventriculography 6–8 weeks after myocardial infarction. *Circulation* 66:527–536
- Taylor GJ, Humphries JO, Mellits ED et al (1980) Predictors of clinical course, coronary anatomy and left ventricular function after recovery from acute myocardial infarction. *Circulation* 62:960–970
- White HD, Norris RM, Brown MA et al (1987) Left ventricular end-systolic volume as the major determinant of survival after recovery from myocardial infarction. *Circulation* 76:44–51
- Peshock RM, Willett DL, Sayad DE et al (1996) Quantitative MR imaging of the heart. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 4:287–305
- Rathi VK, Biedermann RW (2004) Imaging of ventricular function by cardiovascular magnetic resonance. *Curr Cardiol Rep* 6:55–61
- Belge B, Coche E, Pasquet A et al (2006) Accurate estimation of global and regional cardiac function by retrospectively gated multidetector row computed tomography. Comparison with cine magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 16:1424–1433
- Abbara S, Chowa BJW, Pena AJ et al (2008) Assessment of left ventricular function with 16- and 64-slice multidetector computed tomography. *Eur J Radiol* 67:481–486

*notevolmente il ricorso alla correzione manuale, più volte necessaria invece sui data-set di RM.*

#### Limitazioni

*Non abbiamo effettuato la valutazione della variabilità intra- ed inter-osservatore in quanto volevamo riportare la nostra esperienza desunta dalla routinaria pratica clinica ed in quanto la variabilità intra- ed inter-osservatore relativa alle singole metodologie discusse erano state già ampiamente valutate in precedenti articoli [8–17, 24, 25, 27, 28]. Non abbiamo riportato una analisi regionale della funzione del Vsin in quanto nel nostro centro non viene eseguita routinariamente su tutti i pazienti sottoposti ad una angiografia coronarica con TC multistrato.*

#### Conclusioni

*Abbiamo riscontrato un'ottima concordanza tra i parametri funzionali del Vsin studiati con cardio-RM e con cardio-TC in una vasta popolazione di pazienti; riteniamo, pertanto, che la metodica TC oltre a fornire delle ormai validate ed indiscutibili informazioni sullo stato dell'albero arterioso coronarico, possa, al pari della RM, fornire preziose informazioni anche sulla funzione ventricolare sinistra. L'integrazione pertanto dei dati morfologici dovrebbe essere sempre accoppiata alla valutazione funzionale nei pazienti sottoposti ad esame cardio-TC.*

11. Bansal D, Singh RM, Sarkar M et al (2008) Assessment of left ventricular function: comparison of cardiac multidetector-row computed tomography with two-dimension standard echocardiography for assessment of left ventricular function. *Int J Cardiovasc Imaging* 24:317–325
12. Heuschmid M, Rothfuss JK, Schroeder S et al (2006) Assessment of left ventricular myocardial function using 16-slice multidetector-row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and echocardiography. *Eur Radiol* 16:551–559
13. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L et al (2006) Quantitative Assessment of Left Ventricular Size and Function. Side-by-Side Comparison of Real-Time Three-Dimensional Echocardiography and Computed Tomography With Magnetic Resonance Reference. *Circulation* 114:654–661
14. Wu YW, Tadamura E, Yamamuro M et al (2008) Estimation of global and regional cardiac function using 64-slice computed tomography: a comparison study with echocardiography, gated-SPECT and cardiovascular magnetic resonance. 128:69–76
15. Puesken M, Fischbach R, Wenker M et al (2008) Global left-ventricular function assessment using dual-source multidetector CT: effect of improved temporal resolution on ventricular volume measurement. *Eur Radiol* 18:2087–2094
16. Krishnam MS, Tomasian A, Ruehm SG et al (2008) Left ventricular ejection fraction using 64-slice CT coronary angiography and new evaluation software: initial experience. *Br J Radiol* 81:450–455
17. Busch S, Johnson TRC, Wintersperger J et al (2008) Quantitative assessment of left ventricular function with dual-source CT in comparison to cardiac magnetic resonance imaging: initial findings. *Eur Radiol* 18:570–575
18. Brodoefel H, Reimann R, Klumpp B et al (2007) Sixty-four-slice CT in the assessment of global and regional left ventricular function: Comparison with MRI in a porcine model of acute and subacute myocardial infarction. *Eur Radiol* 17:2948–2956
19. Levine GN, Gomes AS, Arai AE et al (2007) Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: an American Heart Association scientific statement from the Committee on Diagnostic and Interventional Cardiac Catheterization. *Circulation* 116:2878–2891
20. Shellock FG, Spinazzi A (2008) MRI Safety Update: 2008, Part 2, Screening patients for MRI. *AJR Am J Roentgenol* 191:12–21
21. Cademartiri F, Romano M, Seitun S et al (2008) Prevalence and characteristics of coronary artery disease in a population with suspected ischaemic heart disease using CT coronary angiography: correlations with cardiovascular risk factors and clinical presentation. *Radiol Med* 113:363–372
22. Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A et al (2002) Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography. Experience in 94 patients. *J Clin Imaging* 26:106–111
23. Partridge JB, Anderson RH (2009) Left ventricular anatomy: its nomenclature, segmentation, and planes of imaging. *Clinical Anatomy* 22:77–84
24. Hergan K, Schuster A, Frühwald J et al (2008) Comparison of left and right ventricular volume measurement using the Simpson's method and the area length method. *Eur J Radiol* 65:270–278
25. Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL et al (1999) Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson* 1:7–21
26. Miller S, Simonetti OP, Carr J et al (2002) MR imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology* 223:263–269
27. van Geuns RJ, Baks T, Gronenschild EH et al (2006) Automatic quantitative left ventricular analysis of cine MR images by using three-dimensional information for contour detection. *Radiology* 240:215–221
28. Sievers B, Kirchberg S, Bakan A et al (2004) Impact of papillary muscles in ventricular volume and ejection fraction assessment by cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 6:9–16
29. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM et al (2006) ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging: a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group, American College of Radiology, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, American Society of Nuclear Cardiology, North American Society for Cardiac Imaging, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Interventional Radiology. *J Am Coll Cardiol* 48:1475–1497