

## Tecniche per ottimizzare l'opacizzazione coronarica in angiografia non invasiva con TC multistrato a 16 detettori

Filippo CADEMARTIRI - Giacomo LUCCICHENTI\*  
Riccardo MARANO\*\* - Paolo PAVONE\*

**Scopo.** Confrontare due tecniche differenti per la sincronizzazione della scansione con il passaggio del mezzo di contrasto (mdc) nell'angiografia con tomografia computerizzata (TCMS) delle arterie coronarie.

**Materiale e metodi.** Trenta pazienti consecutivi sono stati suddivisi in due gruppi. Nel gruppo 1 la sincronizzazione è stata effettuata con bolus test somministrando 20 ml di mdc, 4 ml/s. Nel gruppo 2 è stata impiegata la tecnica del bolus tracking per monitorare il passaggio del mdc e innescare la scansione angiografica. Questa è stata effettuata in entrambi i gruppi somministrando 100 ml di mdc a 4 ml/s con TCMS con i seguenti parametri: collimazione 16x0,75, tempo di rotazione 0,42s, gating retrospettivo ECG. Il valore medio di attenuazione (regioni di interesse - ROI) è stato ottenuto: 1) nell'aorta ascendente (ROI 1), 2) nell'aorta discendente (ROI 2), 3) nell'arteria polmonare (ROI 3). I valori di attenuazione sono stati ottenuti anche a livello delle origini delle arterie coronarie e dei loro rami principali.

**Risultati.** La curva media tempo/attenuazione in ROI 1 e ROI 2 nel gruppo 1 ha presentato minore enhancement rispetto al gruppo 2 nei primi 4 e 7 secondi, rispettivamente ( $p < 0,05$ ). Il valore del massimo enhancement in ROI 1 e ROI 2 nel gruppo 1 è stato di 342 HU e 347 HU rispettivamente mentre nel gruppo 2 è stato di 356 HU and 352 HU rispettivamente. I valori di attenuazione a livello delle origini delle arterie coronarie principali sono stati maggiori nel gruppo 2 rispetto al gruppo 1 ( $p < 0,05$ ).

**Conclusioni.** La tecnica del bolus tracking è accurata, permette di ridurre la quantità del mdc del 20% e di ottenere una opacizzazione più omogenea.

PAROLE CHIAVE: Arterie coronarie - Angiografia TC - Bolo test - Tracking del bolo - Mezzo di contrasto.

### *Techniques for the optimisation of coronary artery opacification in non-invasive angiography with a 16-row multislice Computed Tomography*

**Purpose.** To compare two different techniques to improve vessels opacification in coronary angiography with multislice CT (MSCT) scanner.

**Materials and methods.** Thirty consecutive patients were divided into two groups. In group 1, the synchronisation was obtained administering 20 ml of cm at 4 ml/s during a dynamic monitoring sequence. In group 2, the real time monitoring of the main bolus was used to trigger the scan. The CT angiography was performed in both groups by administering 100 ml of cm at 4 ml/s, with MSCT scanner and the following parameters: collimation 16x0.75 mm, rotation time 0.42s, retrospective ECG gating. Three regions of interest were created in order to measure attenuation at: 1) ascending aorta (ROI 1); 2) descending aorta (ROI 2); 3) pulmonary artery (ROI 3). Attenuation was also measured at the origin of the main coronary arteries and their larger branches.

**Results.** The average time/density curve showed lower enhancement in group 1 compared to group 2 in the first 4s and 7s in ROI 1 and ROI 2, respectively ( $p < 0.05$ ). The maximum enhancement value were 342 HU and 347 HU for group 1 in ROI 1 and ROI 2, and 356 HU and 352 HU for group 2 in ROI 1 and ROI 2, respectively. The attenuation at the origin of the main coronary arteries was higher in group 2 than in group 1 ( $p < 0.05$ ).

**Conclusions.** Real time monitoring technique allows to use 20% less cm and provides better and more homogenous enhancement.

KEY WORDS: Coronary arteries - CT Angiography - Bolus test - Real time monitoring - Contrast agent.

### Introduzione

La tecnologia multistrato ha permesso l'applicazione della tomografia computerizzata spirale per lo studio delle arterie coronarie. Le apparecchiature a 4 file di detettori (4-MSCT) hanno fornito risultati promettenti nonostante una elevata percentuale di rami coronarici non valutabile a causa delle insufficienti risoluzioni spaziale e temporale e di un tempo di scansione di circa 40 secondi [1, 3]. Lo sviluppo di apparecchiature a 16 file di detettori (16-MSCT), che abbreviano il tempo di scansione a circa 20 s, ha permesso di ridurre alcuni questi fattori limitanti e migliorato drasticamente la valutazione delle arterie coronarie [4, 8].

La sincronizzazione tra il passaggio del bolo di mezzo di

### Introduction

*Multislice technology has enabled the application of spiral computed tomography to the study of coronary arteries. The scanners with 4 rows of detectors (4-MSCT) have shown promising results even though with a high percentage of non assessable branches due to the inadequate spatial and temporal resolution and to a scan time of approximately 40 seconds [1-3]. The introduction of scanners with 16 rows of detectors (16-MSCT), which decrease scan time to approximately 20s, has allowed the reduction of some limiting factors and significantly improved the evaluation of coronary arteries [4-8].*

*The synchronisation between the passage of the bolus*

TABELLA I. — Pazienti.

	Gruppo 1	Gruppo 2
Tecnica	Bolo test	Bolus tracking
N. pazienti	15	15
Maschi/Femmine	14/1	14/1
Età media (range)	59 (42-78)	61 (45-80)
Peso medio (range)	74 (55-89)	73 (58-86)
Frequenza cardiaca media (range)	56 (45-66)	57 (48-68)
Ritardo medio calcolato (DS)*	14,8s (1,3s)	20,3s (2,0s)
Durata scansione media (DS)	17,8s (1,7s)	16,5s (1,7s)
*) p<0,05		

TABLE I.—Patients.

	Group 1	Group 2
Technique	Bolus test	Bolus tracking
Patients no.	15	15
Males/Females	14/1	14/1
Mean age (range)	59 (42-78)	61 (45-80)
Mean weight (range)	74 (55-89)	73 (58-86)
Mean heart rate (range)	56 (45-66)	57 (48-68)
Calculated mean delay (DS)*	14,8s (1,3s)	20,3s (2,0s)
Mean scan time (DS)	17,8s (1,7s)	16,5s (1,7s)
*) p<0,05		

contrasto (mdc) nel vaso studiato e la scansione è cruciale per l'esecuzione dell'angiografia coronarica con TC [9]. Tuttavia, il breve tempo di circolo delle arterie coronarie, la variabilità emodinamica dei pazienti e il ridotto tempo di scansione la rendono difficoltosa. La sincronizzazione ottimale può essere tentata con tre tecniche: il ritardo fisso, il bolus test e il bolus tracking. Quest'ultima tecnica ha fornito ottimi risultati per lo studio del fegato ed è stata proposta come tecnica di riferimento [10, 14]. In angiografia coronarica 4-MSCT sono state testate solamente le prime due tecniche essendo impossibile conciliare l'iperventilazione necessaria per garantire un'apnea di 40 s con la tecnica del bolus tracking [1-3, 15, 16]. Poiché la riduzione del tempo di scansione ottenibile con la 16-MSCT permette l'impiego di questa tecnica in questo studio si è voluto mettere a confronto bolus test e bolus tracking.

## Materiale e metodi

### Pazienti

Sono stati selezionati trenta pazienti consecutivi (28 maschi, 2 femmine, età media 60 anni, range 42-81) con malattia coronarica sospetta o nota. I criteri di esclusione sono stati i seguenti: aritmia, pregresse reazioni allergiche al mdc iodato, insufficienza renale (creatinina sierica >120 mmol/L), gravidanza, insufficienza respiratoria, stato clinico defedato e marcata insufficienza cardiaca. Lo studio è stato approvato dal comitato etico e i pazienti hanno fornito il loro consenso informato. I pazienti inclusi sono stati assegnati con modalità random a due gruppi. Nel primo gruppo (Gruppo 1; 15 pazienti) il timing tra scansione e passaggio del bolo di mdc è stato effettuato con bolus test. Nel secondo (Gruppo 2; 15 pazienti) è stata utilizzata la tecnica di bolus tracking. Di ciascun paziente sono stati registrati età, peso corporeo e frequenza cardiaca al momento della scansione (Tabella I). Sono stati somministrati 100 mg di metoprololo per os un'ora prima dell'esame ai pazienti con frequenza cardiaca superiore a 65 bpm. Un agocannula da 18 Gauge è stata posizionata in una vena antecubitale e collegata ad un iniettore automatico (EnVision – MedRAD,

*of contrast material (CM) in the study vessel and the scan is crucial for the scan of coronary arteries with CT [9]. Nevertheless, the short circulation time of the coronary vessels, the hemodynamic variability between patients and the reduced scan time make it difficult. Optimal synchronisation can be attempted by the use of three techniques: fixed delay, test bolus and bolus tracking. The last of these has provided good results in the study of the liver and has been proposed as a reference technique [10-14]. In coronary angiography with 4-MSCT only the first two techniques have been used because it is not possible to reconcile the hyperventilation required for a 40s breath-hold with the bolus tracking technique [1-3, 15, 16]. Because the shorter scan times of 16-MSCT allow the use of this technique, in this study we compared test bolus with bolus tracking.*

## Materials and methods

### Patients

*Thirty consecutive patients (28 males, 2 females, mean age 60 years, range 42-81) with suspected or known coronary artery disease were selected for the study. The exclusion criteria were: arrhythmia, previous allergic reactions to iodinated contrast material, renal failure (serum creatinine >120 mmol/L), pregnancy, respiratory insufficiency, poor clinical condition and severe heart failure. The local ethics committee approved the study and patients gave informed consent. The patients were randomly assigned to two groups. In the first group (Group 1; 15 patients) the timing between the scan and the passage of the CM bolus was performed with test bolus. In the second (Group 2; 15 patients) the bolus tracking technique was used. Each patient's age, body weight and heart rate during the scan were recorded (Table I). One hundred milligrams of metoprolol were administered orally one hour before the scan when the patient had a heart rate above 65 bpm. An 18-Gauge cannula was positioned in an ante-*

Pittsburgh, USA) dotato di siringa riempita di mdc (Iodixanol 320 mgI/ml – Visipaque, Amersham Health, UK).

#### *Tecnica del bolus test*

Nella tecnica del bolus test, sono stati iniettati 20 ml di mdc a 4 ml/s. Il monitoraggio del passaggio del piccolo bolo di mdc è stato effettuato con serie di scansioni consecutive, separate da 1,25 secondi l'una dall'altra, con bassa dose di esposizione ai raggi X (120 kV, 20-40mAs), di uno stesso livello dell'aorta ascendente. Le relative immagini erano disponibili a partire da 10 s dopo l'inizio dell'iniezione. Le misure di attenuazione nella regione di interesse (ROI) del lume dell'aorta ascendente hanno generato una curva di enhancement e identificato il suo picco massimo (VMA) (DynEVA – Siemens, Forchheim, Germany). È stato misurato il tempo intercorrente dall'inizio dell'iniezione al raggiungimento del picco di massimo enhancement (tVMA). Successivamente impostato come ritardo per l'inizio della scansione tomografica delle coronarie [1, 3, 16, 17].

#### *Tecnica del bolus tracking*

Anche la tecnica del bolus tracking si avvale del monitoraggio del passaggio del bolo angiografico con una serie di scansioni consecutive a bassa dose di raggi X (120 kV, 20-40mAs), ad un intervallo di 1,25 s l'una dall'altra, di uno stesso strato (CARE bolus – Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). La differenza con il bolo test è che viene somministrato direttamente il bolo angiografico e la scansione delle arterie coronarie viene innescata automaticamente quando il valore di attenuazione di una ROI posizionata nel lume dell'aorta ascendente supera il valore medio di +100 Unità Hounsfield (HU). Al superamento della soglia il tavolo si posiziona per l'inizio della scansione mentre il paziente viene istruito a effettuare una inspirazione profonda e a sospendere il respiro. Il tempo intercorrente tra il superamento del valore soglia di attenuazione nella ROI e l'inizio della scansione angiografica è di circa 4 s.

#### *Tecnica di scansione*

Per la scansione angiografica delle arterie coronarie, in entrambi i gruppi, sono stati iniettati 100 ml di mdc ad una velocità di infusione di 4 ml/s. L'esame di angiografia con 16-MSCT delle arterie coronarie è stato effettuato con apparecchiatura a 16 file di detectori (Sensation 16 – Siemens, Forchheim, Germany) con i seguenti parametri di scansione: numero di detectori 16, spessore di un detettore 0,75mm, tempo di rivoluzione del gantry 420 ms, kVp 120, mAs 400, avanzamento del tavolo per rotazione 3,0 mm, direzione della scansione cranio-caudale. Le immagini sono state ricostruite mediante sincronizzazione retrospettiva dei dati con il tracciato elettrocardiografico (ECG). Per le finalità di questo studio sono state ricostruite due serie di immagini con la medesima finestra temporale situata 400 ms prima dell'onda R successiva (tecnica del ritardo assoluto inverso) [18]: la prima serie con uno spessore effettivo di strato di 3 mm, al fine di ridurre il rumore nelle misurazioni, un incremento di ricostruzione di 3 mm, campo di vista 200 mm, e kernel per i tessuti molli; la seconda serie con uno spessore effettivo di strato di 1 mm, un incremento di ricostruzione di 0,5 mm, campo di vista 200 mm, e kernel per i tessuti molli al fine di visualizzare e misu-

*cular vein and connected to an automatic power injector (EnVision - MedRAD, Pittsburgh, USA) with a syringe filled with CM (Iodixanol 320 mg/ml - Visipaque, Amersham Health, UK).*

#### *Test Bolus technique*

*For the test bolus technique, 20ml of CM was injected at a rate of 4 ml/s. To monitor the passage of the small CM bolus a dynamic series of low-dose monitoring scans (120 kV, 20-40 mAs) was performed at the level of the ascending aorta. Related images were available 10s after the beginning of the injection. The measurements of attenuation in the region of interest (ROI) in the lumen of the ascending aorta generated an enhancement curve and identified the peak (VMA) (DynEVA – Siemens, Forchheim, Germany). The time between the beginning of the injection and the peak of enhancement (tVMA) was calculated. This was used as the scan delay for the main CT scan of the coronary arteries [1, 3, 16, 17].*

#### *Bolus Tracking technique*

*Also the bolus tracking technique uses dynamic monitoring with low-dose (120 kV, 20-40 mAs) consecutive scans performed at the same level (CARE bolus – Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). It differs from the test bolus in that the angiographic bolus is administered directly and the scan of coronary arteries is automatically triggered when a threshold attenuation of +100 Hounsfield Units (HU) is reached in a ROI positioned in the lumen of the ascending aorta. When the threshold is reached, the table feeds to its starting position while the patient is instructed to perform the breath-hold. The delay between the triggering of the threshold and the start of the angiographic scan is 4 s.*

#### *Scan technique*

*For the angiographic scan of the coronary arteries, in both groups, 100ml of CM was administered at 4ml/s. The 16-MSCT angiography of the coronary arteries was performed with a 16-row scanner (Sensation 16 – Siemens, Forchheim, Germany) and the following parameters: number of detector rows, detector width 0.75 mm, gantry rotation time 420 ms, kVp 120, mAs 400, feed/rotation 3.0 mm, cranio-caudal scan direction. Images were reconstructed by means of retrospective synchronisation based on the electrocardiogram (ECG). For the purpose of our study two datasets were reconstructed with the same temporal window at 400 ms before the next R wave (absolute reverse delay technique) [18]: the first dataset with an effective slice width of 3 mm, to reduce the noise of the measurements, an increment of 3 mm, a field of view of 200 mm, and a kernel for soft tissue; the second dataset with an effective slice width of 1 mm, an increment of 0.5 mm, a field view of 200 mm, and a kernel for soft tissue to visualise and measure the attenuation in the coronary arteries. Images were sent to a workstation and analysed with a dedicated software (Leonardo – Siemens, Forchheim, Germany).*

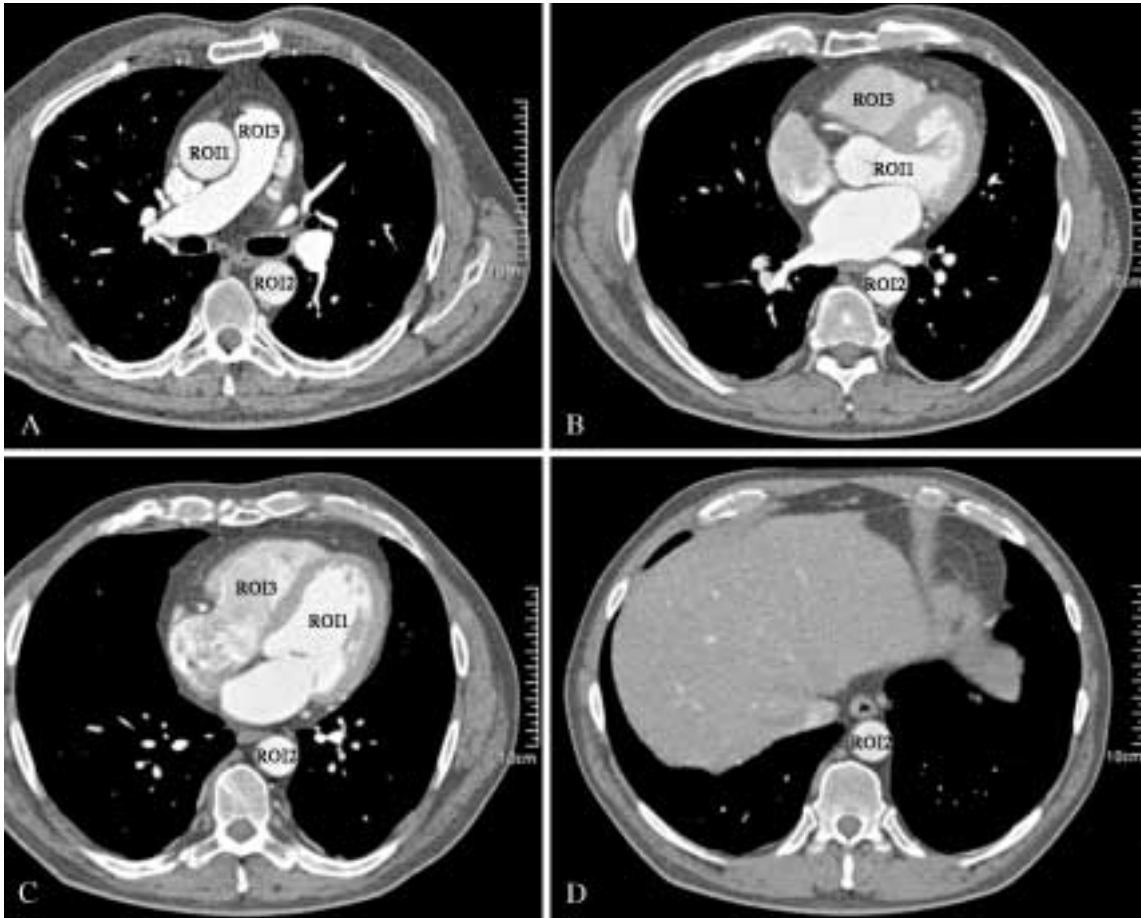


Fig. 1. — Il posizionamento delle tre regioni di interesse a livello dei grossi vasi è mostrato in figura. La ROI 1 dell'aorta ascendente (A), la ROI 2 dell'aorta discendente (A-D), e la ROI 3 dell'arteria polmonare (A-C). La ROI 1 e ROI 3 nella porzione più distale del range di scansione corrispondono alle cavità dei ventricoli (C). Per questo motivo non sono stati utilizzati per i calcoli delle curve di attenuazione.

*The enhancement of the three region of interest is shown. ROI 1 is in the ascending aorta (A), ROI 2 in the descending aorta (A-D), and ROI 3 in the pulmonary artery (A-C). ROI 1 and ROI 3 extend, in the more caudal scans, in the left and right ventricle respectively (C). Hence, the measurements were not considered in these scans.*

rare la attenuazione nelle coronarie. Le immagini sono state trasferite ad una stazione di lavoro ed analizzate con un software dedicato (Leonardo – Siemens, Forchheim, Germany).

#### Rilevazione dei dati

Sono stati ottenuti i valori medi di attenuazione di ROI localizzate: a livello dell'aorta ascendente (ROI 1), dell'aorta discendente (ROI 2) e dell'arteria polmonare (ROI 3). I valori di attenuazione di queste ROI sono stati correlati al tempo trascorso dall'inizio della scansione (in secondi e millisecondi), ottenuto dalla lettura dell'ora di scansione sulle immagini DICOM.

La geometria del potenziamento consiste nella variazione nel tempo della attenuazione vascolare misurata in una regione di interesse [9]. Le modalità di rappresentazione e rilevazione della geometria del bolo sono importanti per poter studiare e comparare differenti protocolli di somministrazione del mdc.

La ROI 1 rappresenta il potenziamento del mdc che fluisce nelle arterie coronarie. ROI 2 rappresenta la geometria di

#### Data collection

*The mean attenuation values were obtained in the ROIs located: at the level of ascending aorta (ROI 1), descending aorta (ROI 2), and pulmonary artery (ROI 3). The attenuation values of these ROIs were correlated with the delay from the beginning of the scan (in seconds and milliseconds), obtained from the image time on the DICOM layout.*

*The geometry of enhancement consists of the variation of the vascular attenuation during time measured in a region of interest [9]. The modalities to represent and calculate bolus geometry are important in order to study and compare different protocols for the intra-venous administration of CM.*

*ROI 1 represents the enhancement of the flows into the coronary arteries.*

*ROI 2 represents the geometry of enhancement of the main bolus because the descending aorta runs parallel to*

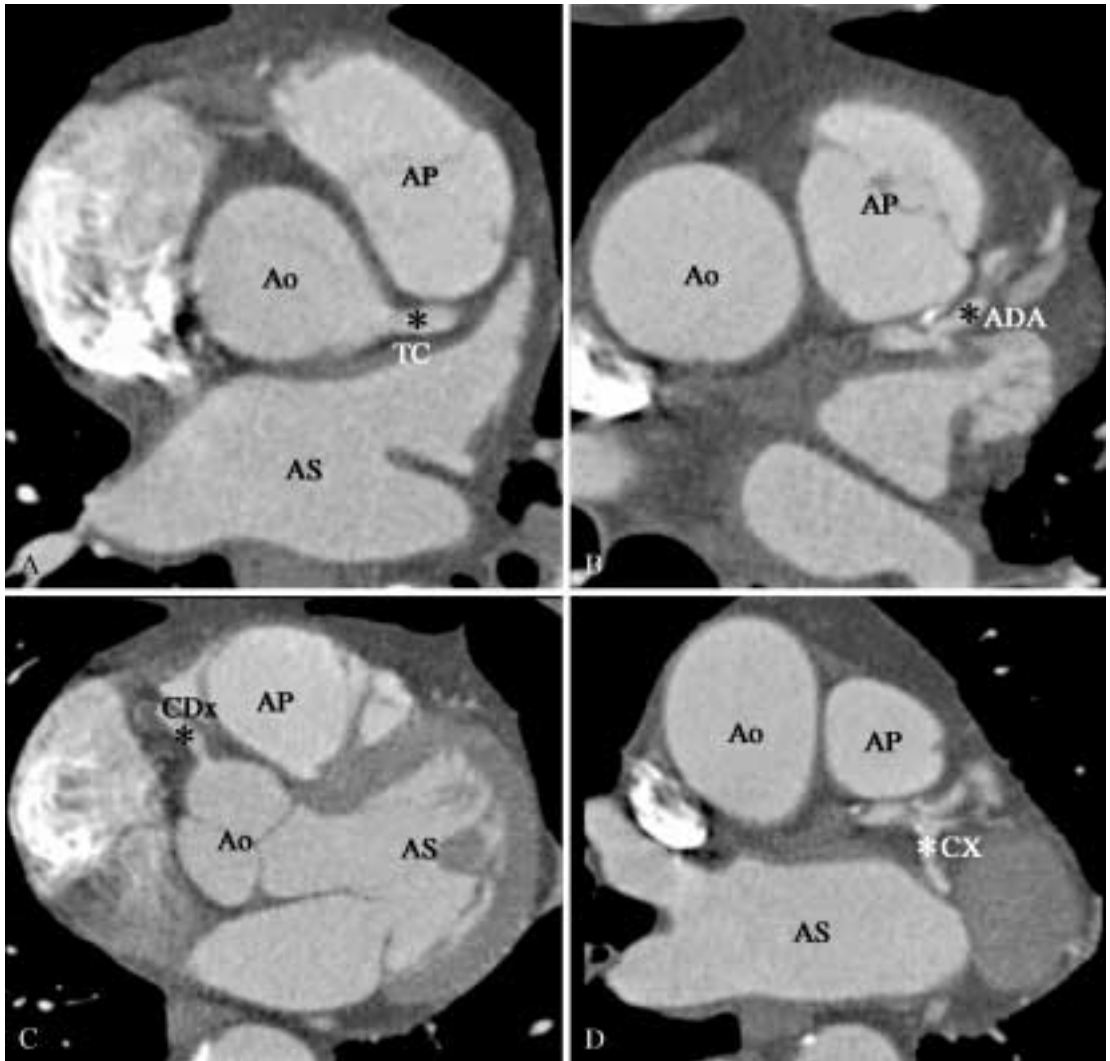


Fig. 2. — Posizionamento delle 4 regioni di interesse per la misurazione della attenuazione a livello dei vasi coronarici. ROI per il tronco comune (asterisco - TC in A), per la arteria discendente anteriore (asterisco - ADA in B), per la coronaria destra (asterisco - CDx in C), e per la arteria circonflessa (asterisco - Cx in D). Positioning of the 4 ROIs in order to measure the attenuation of the main coronary vessels. ROI for the common trunk (asterisk in A), left anterior descending (asterisk ADA in B), right coronary artery (asterisk - CDx in C) and left circumflex (asterisk - Cx in D).

potenziamento del bolo di mdc di riferimento poiché l'aorta discendente corre parallela all'asse longitudinale di scansione, che corrisponde all'asse temporale della scansione. La ROI 3 rappresenta la riserva di contrasto nell'arteria polmonare e nel cuore destro. Le ROI sono state selezionate in maniera da coprire la più estesa area possibile del lume vascolare. La differente emodinamica dei vasi studiati genera un enhancement variabile dei vasi nella stessa scansione. Per questo motivo, per ciascuna ROI, sono state effettuate misurazioni in relazione al tempo. Per questo motivo le misurazioni della ROI 2 hanno durata maggiore rispetto alle ROI 1 e ROI 3.

Sono stati inoltre ottenuti valori medi di attenuazione di ROI localizzate in corrispondenza delle principali arterie coronarie: tronco comune coronaria sinistra (TC), arteria discendente anteriore (ADA), arteria circonflessa sinistra (Cx), arteria coronaria destra (CDx) (fig. 2).

#### Analisi dei dati

Il ritardo tra iniezione di mdc e inizio della scansione è stato ottenuto in entrambi i gruppi, aggiungendo 4 s nei ritar-

the longitudinal axis of the scan that corresponds to the temporal axis of the scan. ROI 3 represents the reservoir of CM in the pulmonary artery and right heart. The ROIs were selected in order to cover the most extended range of the vessel in the longitudinal axis. The variable hemodynamics produces different enhancement in the vessels during the same scan. For this reason, for each ROI, time-related measurements were performed. For the same reason measurements in ROI 2 had longer duration compared to ROI 1 and ROI 3.

The mean attenuation values in ROIs located at the origin of the main coronary arteries were obtained: left main (TC), left anterior descending (ADA), circumflex (Cx), right coronary artery (CDx) (fig. 2).

#### Data analysis

The delay between CM injection and scan start was obtained in both groups, adding 4 s in group 2, and the results were analysed with a *t* test. Curves correlating attenuation during

TABELLA II. — Riassunto risultati curve di attenuazione.

	Aorta ascendente			Aorta discendente			Arteria polmonare		
	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p
Tempo 0 (HU)	253,9±42,8	322.5±70.2	<0,05	209,3±52,5	292,9±79,2	<0,05	359,3±86,0	372,0±104,3	>0,05
VMA (HU)	342,4±68,6	356,4±46,7	>0,05	347,2±77,6	352,3±50,0	<0,05	385,9±102,9	372,0±104,3	>0,05
TVMA (HU)	+12s	+5s		14s	6s		+5s	+0s	
Periodo >300 HU (s)	+4s to 12s	+0s to 12s		+6s to 14s	+1s to 14s		+0s to 8s	+0s to 6s	

In corsivo sono evidenziati valori caratterizzati da differenze statisticamente significative.

TABLE II.—*Resume of results of time attenuation curves.*

	Ascending aorta			Descending aorta			Pulmonary artery		
	Group 1	Group 2	p	Group 1	Group 2	p	Group 1	Group 2	p
Time 0 (HU)	253,9±42,8	322.5±70.2	<0,05	209,3±52,5	292,9±79,2	<0,05	359,3±86,0	372,0±104,3	>0,05
VMA (HU)	342,4±68,6	356,4±46,7	>0,05	347,2±77,6	352,3±50,0	<0,05	385,9±102,9	372,0±104,3	>0,05
TVMA (HU)	+12s	+5s		14s	6s		+5s	+0s	
Period >300 HU (s)	+4s to 12s	+0s to 12s		+6s to 14s	+1s to 14s		+0s to 8s	+0s to 6s	

*Italic characters show the values with statistical significant differences.*

di del gruppo 2, e i risultati sono stati analizzati con test t. Sono state generate delle curve di attenuazione rispetto al tempo (tempo/attenuazione) per ciascuna ROI. In ciascun gruppo, per ciascuna ROI sono stati inoltre ottenuti il valore di massima attenuazione (VMA), il tempo necessario al raggiungimento della stessa (tVMA), e il tempo durante il quale nella ROI era misurabile una attenuazione superiore a 300 HU. L'attenuazione media delle ROI dei quattro vasi coronarici principali è stata calcolata e analizzata con test t per ciascun gruppo.

## Risultati

I due gruppi di pazienti non differivano significativamente per età, peso corporeo e frequenza cardiaca (tab. I). Le tecniche di timing del contrasto e le scansioni angiografiche sono state condotte con successo in tutti i pazienti in assenza di reazioni avverse al mdc. Tutti i pazienti hanno mantenuto l'apnea per l'intera durata della scansione.

Il ritardo medio tra l'inizio dell'iniezione del mdc e l'inizio della scansione è stato nel Gruppo 1, basato sul bolus test di circa 14,8 s, mentre nel Gruppo 2 nel quale è stata impiegata la tecnica del bolus tracking di 20,3 s ( $p<0,05$ ). Il ritardo è stato quindi di circa 6 s più lungo nel Gruppo 2 rispetto al Gruppo 1. Il tempo di scansione non è stato significativamente diverso tra i due gruppi (tab. I).

### Aorta ascendente

La curva media tempo/attenuazione del Gruppo 1 era caratterizzata da minore enhancement nei primi 4 secondi di scansione rispetto al Gruppo 2. I valori di attenuazione

*time were generated (time/attenuation) for each ROI. In each group, for each ROI the maximum attenuation values (VMA), the time needed to reach the VMA (tVMA), and the time in which the ROI showed attenuation above 300HU. The mean attenuation of the ROI s for the 4 main coronary vessels was calculated and analysed with a t test for each group.*

## Results

*The two groups of patients were not significantly different regarding age, body weight and heart rate (Table I). The timing techniques and the angiographic scans were successfully completed in all cases without any reported adverse reaction to intravenous CM administration. All patients complied with the breath-hold requirements for the entire duration of the scan.*

*The mean delay between CM injection and the start of the scan was in group 1, based on test bolus 14.8 s, while in group 2 with bolus tracking technique it was 20.3 s ( $p<0,05$ ). The delay was therefore 6s longer in Group 2 compared to Group 1. The scan time was not significantly different between the two groups (tab. I).*

### Ascending aorta

*The mean time/attenuation curve in Group 1 was characterised by a lower enhancement in the earlier 4 s of the scan compared to Group 2. The attenuation values in the ascending aorta at the beginning of the scan were 254 HU and 323 HU in group 1 and 2, respectively ( $p<0,05$ ). The*

TABELLA III. — Risultati curve di attenuazione.

	Aorta ascendente (HU)			Aorta discendente (HU)			Arteria polmonare (HU)		
	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p
Tempo 0	253,9	322,5	<0,05	209,3	292,9	<0,05	359,3	372,0	>0,05
1s	270,3	331,4	<0,05	235,7	310,5	<0,05	359,3	358,1	>0,05
2s	285,9	332,4	<0,05	257,6	325,8	<0,05	353,9	350,7	>0,05
3s	295,5	339,1	<0,05	269,6	330,9	<0,05	370,7	338,4	>0,05
4s	307,4	347,9	<0,05	282,4	338,6	<0,05	385,2	340,0	>0,05
5s	318,6	356,4	>0,05	294,5	347,4	<0,05	385,9	322,2	<0,05
6s	320,8	347,0	>0,05	300,2	352,3	<0,05	367,3	300,5	<0,05
7s	315,2	341,0	>0,05	305,7	345,3	<0,05	367,9	286,0	<0,05
8s	319,4	339,7	>0,05	307,2	339,9	>0,05	339,9	260,1	<0,05
9s	329,6	333,1	>0,05	305,2	342,8	>0,05	—	—	—
10s	334,8	331,8	>0,05	310,1	345,9	>0,05	—	—	—
11s	338,6	335,5	>0,05	318,7	347,3	>0,05	—	—	—
12s	342,4	334,3	>0,05	325,3	344,5	>0,05	—	—	—
13s	—	—	—	341,7	343,8	>0,05	—	—	—
14s	—	—	—	347,2	345,0	>0,05	—	—	—

In corsivo i valori caratterizzati da differenze statisticamente significative.

TABLE III. — Results of time-attenuation curves.

	Ascending aorta (HU)			Descending aorta (HU)			Pulmonary artery (HU)		
	Group 1	Group 2	p	Group 1	Group 2	p	Group 1	Group 2	p
Tempo 0	253,9	322,5	<0,05	209,3	292,9	<0,05	359,3	372,0	>0,05
1s	270,3	331,4	<0,05	235,7	310,5	<0,05	359,3	358,1	>0,05
2s	285,9	332,4	<0,05	257,6	325,8	<0,05	353,9	350,7	>0,05
3s	295,5	339,1	<0,05	269,6	330,9	<0,05	370,7	338,4	>0,05
4s	307,4	347,9	<0,05	282,4	338,6	<0,05	385,2	340,0	>0,05
5s	318,6	356,4	>0,05	294,5	347,4	<0,05	385,9	322,2	<0,05
6s	320,8	347,0	>0,05	300,2	352,3	<0,05	367,3	300,5	<0,05
7s	315,2	341,0	>0,05	305,7	345,3	<0,05	367,9	286,0	<0,05
8s	319,4	339,7	>0,05	307,2	339,9	>0,05	339,9	260,1	<0,05
9s	329,6	333,1	>0,05	305,2	342,8	>0,05	—	—	—
10s	334,8	331,8	>0,05	310,1	345,9	>0,05	—	—	—
11s	338,6	335,5	>0,05	318,7	347,3	>0,05	—	—	—
12s	342,4	334,3	>0,05	325,3	344,5	>0,05	—	—	—
13s	—	—	—	341,7	343,8	>0,05	—	—	—
14s	—	—	—	347,2	345,0	>0,05	—	—	—

Italic characters show the values with statistical significant differences.

nell'aorta ascendente all'inizio della scansione erano di 254 HU e 323 HU nei gruppi 1 e 2 rispettivamente ( $p<0,05$ ). Il VMA era di 342 HU a +12 s nel Gruppo 1 e 356 HU a +5 s nel Gruppo 2 rispettivamente ( $p<0,05$ ). Nel Gruppo 2 una attenuazione  $>300$  HU è stata mantenuta durante tutto la scansione mentre nel gruppo 1 la curva tempo/attenuazione è risultata al di sopra di questo valore solo dopo i primi 4 s dall'inizio della scansione (tab. II, III e fig. 3).

#### Aorta discendente

La curva media tempo/attenuazione è stata caratterizzata da un minor enhancement nel Gruppo 1 rispetto al Gruppo 2 nei primi 7 s di scansione. I valori di attenuazione nell'aorta discendente all'inizio della scansione erano 209 HU e 293 HU nei Gruppo 1 e Gruppo 2 rispettivamente ( $p<0,05$ ). I VMA erano 347 HU a +14 s e 352 HU a +6 s nel Gruppo 1 e nel Gruppo 2 rispettivamente (con un ritardo di 8 s). La curva del Gruppo 2 è risultata al di sopra di 300 HU duran-

VMA was 342 HU at +12 s in Group 1 and 356 HU at +5 s in Group 2, respectively ( $p<0,05$ ). In Group 2 an attenuation  $>300$  HU was maintained during the whole scan, while in Group 1 the time/attenuation curve was above this value only after the first 4 s from the beginning of the scan (tab. II, III and fig. 3).

#### Descending aorta

The time/attenuation curve was characterised by a lower enhancement in Group 1 compared to Group 2 in the earlier 7s of the scan. The attenuation values in the descending aorta at the beginning of the scan were 209 HU and 293 HU in Group 1 and Group 2, respectively ( $p<0,05$ ). The VMA was 347 HU at +14s and 352 HU at +6s in Group 1 and Group 2, respectively (with a delay of 8s). The time/attenuation curve in Group 2 was above 300 HU during almost the whole scan (1s after the beginning), while the curve in

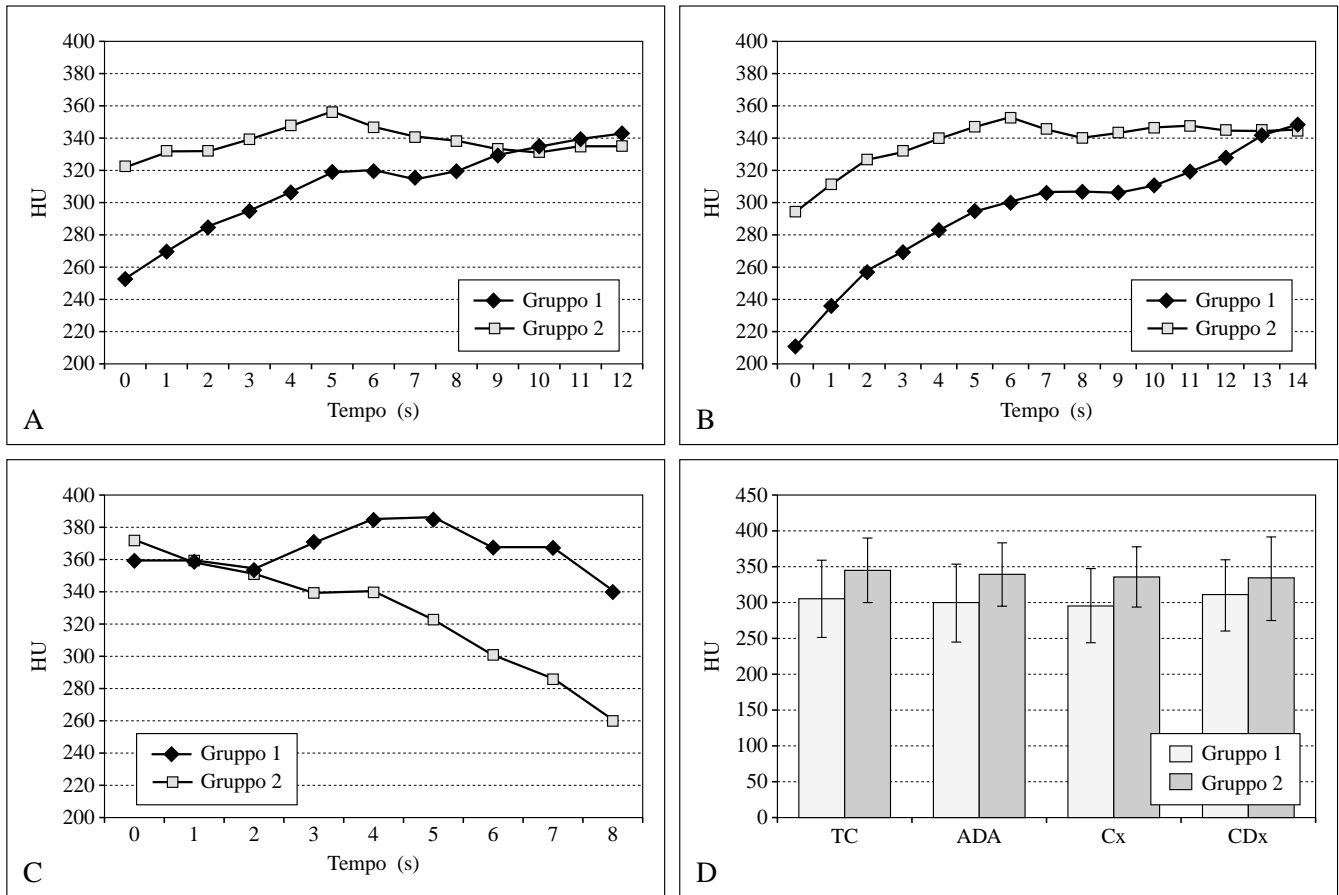


Fig. 3. — A) Curva media tempo/attenuazione della ROI 1. B) Curva media tempo/attenuazione della ROI 2. C) Curva media tempo/attenuazione della ROI 3. D) Istogrammi delle attenuazione medie (+SD) delle ROI nelle arterie coronarie (TC: tronco comune arteria coronaria sinistra; ADA: arteria discendente anteriore; Cx: arteria circonflessa sinistra; CDx: arteria coronaria destra).

A) Average time/attenuation curve of ROI 1. B) average time/attenuation curve of ROI 2. C) Average time/attenuation curve of ROI 3. D) Histograms of the mean (+SD) attenuation values of ROIs into the coronary arteries. (TC: left main; ADA: left anterior descending artery; Cx: left circumflex; CDx: right coronary artery).

te quasi tutta la scansione (1 s dopo l'inizio), mentre la curva nel Gruppo 1 ha raggiunto il valore di 300 HU dopo circa 6 s dall'inizio della scansione (tab. II, III e fig. 3)

**Arteria polmonare**

La curva media tempo/attenuazione è stata caratterizzata da un maggior enhancement nel Gruppo 2 rispetto al Gruppo 1 dopo i primi 5 s di scansione. I valori di attenuazione nell'arteria polmonare all'inizio della scansione erano 359 HU e 372 HU nel Gruppo 1 e nel Gruppo 2 rispettivamente ( $p < 0,05$ ). I VMA erano 386 HU a +5 s e 372 HU a +0 s nel Gruppo 1 e nel Gruppo 2 rispettivamente (con un ritardo di 5 s). La curva del Gruppo 2 è risultata al di sopra di 300 HU durante tutta la scansione, mentre la curva nel Gruppo 1 è scesa al di sotto di 300 HU dopo circa 7 s dall'inizio della scansione (tab. II, III e fig. 3).

**Arterie coronarie**

L'attenuazione media dei TC, ADA, Cx è stata significativamente maggiore nel Gruppo 2 rispetto al Gruppo 1

Group 1 reached 300 HU 6s after the beginning of the scan (tab. II, III and fig. 3).

**Pulmonary artery**

The mean time/attenuation curve was characterised by a higher enhancement in Group 2 compared to Group 1 after the earlier 5s of the scan. The attenuation values in the pulmonary artery at the beginning of the scan were 359 HU and 372 HU in Group 1 and in Group 2, respectively ( $p < 0.05$ ).

The VMA was 386 HU at +5s and 372 HU at +0s in Group 1 and in Group 2, respectively (with a delay of 5s). The time/attenuation curve in Group 2 resulted above 300 HU during the whole scan, while the curve in Group 1 decreased below 300 HU 7s after the beginning of the scan (tab. II, III and fig. 3).

**Coronary arteries**

The mean attenuation of TC, ADA, Cx was significantly higher in Group 2 compared to Group 1 ( $p < 0.05$ ).

( $p < 0,05$ ). La differenza non era significativa per la CDx (tab. IV e fig. 3).

## Discussione

I ridotti tempi di scansione resi possibili dalla tecnologia multistrato richiedono una sincronizzazione precisa della scansione con il passaggio del mdc al fine di ottenere immagini ottimali [19].

Ad oggi, il timing della scansione con il passaggio di mdc nella coronarografia con MSCT è stata effettuata utilizzando un ritardo fisso [2, 15] o il bolus test [1, 3, 16]. Pur essendo disponibile da tempo la tecnica del bolus tracking, essa non è stata impiegata nello studio delle coronarie sostanzialmente per due motivi:

1) con la 4-MSCT il tempo di scansione per l'esame delle coronarie è di circa 40 s. Il mantenimento di una apnea così prolungata richiede, in particolare nei pazienti con ridotta funzionalità cardiaca di una manovra di iperventilazione, che richiede circa 8-10 s. Le escursioni delle strutture vascolari toraciche prodotte dalla manovra di iperventilazione durante la fase di monitoraggio del bolus tracking non permettono la misurazione automatica dell'attenuazione del lume vascolare dell'aorta ascendente. D'altra parte non vi è tempo sufficiente per effettuare una iperventilazione dopo il raggiungimento del valore di attenuazione soglia che, una volta superato, innesca la scansione angiografica. In entrambi i casi si verifica quindi un errore nell'innescamento della scansione angiografica (e.g. mis-triggering);

2) software: fino a tempi relativamente recenti il tempo necessario per passare dalla fase di monitoraggio alla fase di scansione era compreso tra 5 s e 15 s [10, 20-22]. Questo tempo dipende dal riposizionamento del tavolo porta-paziente, perché il monitoraggio viene compiuto ad un livello differente rispetto a quello dell'inizio della scansione [10, 20]. Inoltre, anche il tempo tra due scansioni di monitoraggio influenza il monitoraggio del passaggio del bolo di mdc ed era compreso tra 0,33 s e 6,0 s [10, 20-22]. Un intervallo prolungato influenza negativamente la precisione del monitoraggio.

Le apparecchiature multistrato a 16 strati offrono soluzioni che superano questi inconvenienti [4-8]. Al paziente è richiesto minore impegno nel mantenimento dell'apnea e non è necessaria l'iperventilazione. Inoltre, con la riduzione del tempo di scansione a circa 20 s, la quantità di mdc somministrato può essere ridotta.

In questo studio la tecnica del bolus tracking si è dimostrata più precisa ed efficace del bolus test. Rispetto al Gruppo 1, nel quale il ritardo è stato ottenuto con bolus test, il Gruppo 2, nel quale è stata impiegata la tecnica del bolus tracking, ha infatti ottenuto una migliore curva media attenuazione/tempo con un potenziamento maggiore e più omogeneo. Inoltre, la quantità di mdc somministrato nel Gruppo 2 del bolus tracking è stata inferiore del 20% rispetto al Gruppo 1 del bolus test.

La curva media attenuazione/tempo dell'arteria polmonare dimostra che nel Gruppo 1 alla fine della scansione vi era ancora una quantità maggiore di mdc nel cuore destro rispetto al Gruppo 2. Questo mdc in pratica non viene impiegato nella scansione delle arterie coronarie ed inoltre riduce la qualità delle immagini perché «maschera» alcuni tratti delle coronarie (soprattutto nelle proiezioni di massima inten-

*The difference was not significant for CDx (tab. IV and fig. 3).*

## Discussion

*The reduced scan times allowed by multislice technology require a sharp synchronisation between the scan and the passage of CM in order to obtain optimal image quality [19].*

*Until now, the timing in MSCT coronary angiography was performed using fixed delay [2, 15] or the test bolus technique [1, 3, 16]. Even though available for a few years, the bolus tracking technique was not employed for the study of coronary arteries for two main reasons:*

*1) with 4-MSCT the scan time for coronary angiography was approximately 40 s. In order to safely maintain such a long breath-hold, in particular in patients with reduced heart function, a hyperventilation manoeuvre is required, that takes 8 s to 10 s. The motion of thoracic vascular structures due to hyperventilation during the monitoring phase of bolus tracking do not allow the automatic measurement of the attenuation in the lumen of ascending aorta. Nevertheless, there is not enough time to perform hyperventilation after the threshold value is reached. In both cases there is an error in the triggering of the angiographic scan (mis-triggering);*

*2) software: until recently the time needed to shift from the monitoring phase to the actual scan was 5s to 15s [10, 20-22]. This delay depends on the table repositioning, because the monitoring scans are performed at a different level than the scan start position [10, 20]. Moreover, also the delay between two consecutive monitoring scans influences the accuracy of the monitoring of the passage of CM and was reported between 0.33s and 6.0s [10, 20-22]. A long interval influences negatively the accuracy of the monitoring.*

*Sixteen-row MSCT scanners offer solutions that overcome these problems [4-8]. For the patient a shorter apnoea is needed and hyperventilation is not required. Moreover, with the reduction of the scan time to 20s, the volume of CM can be reduced.*

*In this study the bolus tracking technique showed better accuracy and efficacy compared to the test bolus. Compared to Group 1, in which the delay was obtained with test bolus, Group 2, in which the bolus tracking technique was used, showed a better time/attenuation curve with a higher and more homogeneous enhancement. Moreover, the volume of CM administered in Group 2 with bolus tracking was 20% lower compared to Group 1 with test bolus.*

*The mean time/attenuation curve in the pulmonary artery demonstrated that, at the end of the scan, there was more CM in the right heart in Group 1 compared to Group 2. This CM is virtually not employed for the scan of coronary arteries and moreover reduces image quality because it "masks" some segments of the coronary arteries (especially in the maximum intensity projections (MIP)). In Group 2 instead the same volume of CM is better exploited because*

sità, ossia i MIP). Al contrario nel Gruppo 2 lo stesso volume di mdc viene meglio utilizzato in quanto si trova nelle sezioni sinistre del cuore durante la scansione. Il ritardo medio della scansione è stato più lungo di 6 s nel gruppo 2 rispetto al Gruppo 1. Il VMA non è stato significativamente differente tra ROI 1 e ROI 2 mentre il tVMA è stato più tardivo nel gruppo 2 rispetto al gruppo 1, 7 s nella ROI 1 e 8 s nella ROI2. Ciò suggerisce che il protocollo per il bolo test possa essere ottimizzato aggiungendo un ulteriore ritardo di 6-8 s al ritardo calcolato dal picco di massimo enhancement.

L'impiego del bolo test presuppone una relazione tra la geometria del bolo test e del bolo angiografico. In due studi non è stata osservata una correlazione significativa tra il tempo per raggiungere il picco di massimo enhancement del bolo test e del bolo angiografico [23, 24], mentre in uno studio solamente è stata osservata una moderata correlazione [25]. È stata osservata una correlazione tra il picco di massimo enhancement nel bolo test e il tempo necessario al raggiungimento, con il bolo angiografico di una soglia di attenuazione corrispondente a 50 HU [24], 100 HU [24], 150 HU [23, 24] e 200 HU [23], ma non con il PME. Queste osservazioni suggeriscono che il bolo test ha geometria differente rispetto al bolo angiografico. La geometria del bolo test induce a sottostimare il ritardo ottimale da impiegare con il bolo angiografico.

Una possibile limitazione di questo studio è che, per ragioni pratiche, la geometria del bolo di mdc è stata ottenuta durante il movimento del tavolo. Per definizione la geometria del bolo dovrebbe essere ottenuta in una posizione statica secondo una modalità di scansione definita «dinamica» [9]. Tuttavia, l'asse longitudinale del tavolo si muove a velocità costante durante la scansione. L'asse longitudinale è quindi correlato all'asse temporale. Riteniamo quindi che le curve tempo/attenuazione estratte con la modalità da noi descritta riflettano la geometria del mdc nei distretti vascolari studiati.

In conclusione la tecnica del bolo test necessita di una aggiunta al ritardo calcolato di 6-8 s e l'esame comporta l'impiego di una maggiore quantità di mdc. Al contrario, la tecnica del bolo tracking permette, senza calcoli e con elevata precisione, la sincronizzazione della scansione con il passaggio del mdc nell'angiografia con 16-MSCT delle arterie coronarie.

*it is the left heart during the scan. The mean scan delay was 6s longer in Group 2 compared to Group 1. The VMA was not significantly different in ROI 1 and ROI 2 while the tVMA was delayed in Group 2 compared to Group 1, 7s in ROI 1 and 8 s in ROI 2. This suggests that the protocol for test bolus could be used adding an additional delay of 6-8s to the calculated delay based on the peak of maximum enhancement.*

*The use of test bolus is based on the assumption that there is relationship between the geometry of test bolus and the angiographic bolus. In two studies there was no significant correlation between the time to reach the peak of maximum enhancement of test bolus and of the angiographic bolus [23, 24], while in one study only a moderate correlation was found [25]. A correlation between the peak of maximum enhancement of test bolus and the time needed to reach with the angiographic bolus a threshold of 50HU [24], 100HU [24], 150HU [23, 24] and 200HU [23] was reported but not with the absolute peak of maximum enhancement. These observations suggest that test bolus has a different geometry compared to the angiographic bolus. The geometry of test bolus tends to underestimate the optimal delay for the angiographic bolus.*

*A possible limitation of this study is that, for practical reasons, the geometry of the bolus of CM was obtained during table motion. By definition, bolus geometry should be obtained in a static position following a scan modality defined as "dynamic" [9]. Nevertheless, the longitudinal axis of the table feeds with constant speed during the scan. The longitudinal axis is therefore related to the temporal axis. We believe that time/attenuation curves extracted with the method herein described reflect the geometry of CM in the vascular regions.*

*In conclusion, the test bolus technique needs an additional delay of 6-8s and the scan implies a higher volume of CM. The bolus tracking technique instead allows, without calculation and with high accuracy, the synchronisation of the scan with the passage of CM in coronary angiography with 16-MSCT.*

## Bibliografia/References

- 1) Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U *et al.*: Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 102: 2823-2828, 2000.
- 2) Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ *et al.*: Coronary angiography with multislice computed tomography. *Lancet* 357: 599-603, 2001.
- 3) Knez A, Becker CR, Leber A *et al.*: Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 88: 1191-1194, 2001.
- 4) Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H *et al.*: New technical developments in multislice CT - Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 174: 839-845, 2002.
- 5) Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K *et al.*: New technical developments in multislice CT, Part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 174: 1022-1027, 2002.
- 6) Heuschmid M, Kuttner A, Flohr T *et al.*: Visualization of coronary arteries in CT as assessed by a new 16 slice technology and reduced gantry rotation time: first experiences. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 174: 721-724, 2002.
- 7) Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA *et al.*: Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 106: 2051-2054, 2002.
- 8) Ropers D, Baum U, Pohle K *et al.*: Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 107: 664-666, 2003.
- 9) Cademartiri F, van der Lugt A, Luccichenti G *et al.*: Parameters affecting bolus geometry in CTA: a review. *J Comput Assist Tomogr* 26: 596-607, 2002.
- 10) Kopka L, Rodenwaldt J, Fischer U *et al.*: Dual-phase helical CT of the liver: effects of bolus tracking and different volumes of contrast material. *Radiology* 201: 321-326, 1996.
- 11) Kirchner J, Kickuth R, Laufer U *et al.*: Optimized enhancement in helical CT: experiences with a real-time bolus tracking system in 628 patients. *Clin Radiol* 55: 368-373, 2000.
- 12) Mehnert F, Pereira PL, Trubenbach J *et al.*: Automatic bolus tracking in monophasic spiral CT of the liver: liver-to-lesion conspicuity. *Eur Radiol* 11: 580-584, 2001.
- 13) Mehnert F, Pereira PL, Trubenbach J *et al.*: Biphasic spiral CT of the liver: automatic bolus tracking or time delay? *Eur Radiol* 11: 427-431, 2001.
- 14) Sandstede JJ, Tschammler A, Beer M *et al.*: Optimization of automatic bolus tracking for timing of the arterial phase of helical liver CT. *Eur Radiol* 11: 1396-1400, 2001.
- 15) Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ *et al.*: Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 89: 913-918, 2002.
- 16) Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T *et al.*: Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. *Radiology* 223: 212-220, 2002.
- 17) Achenbach S, Giesler T, Ropers D *et al.*: Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation* 103: 2535-2538, 2001.
- 18) Ohnesorge B, Flohr T, Becker C *et al.*: Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 217: 564-571, 2000.
- 19) Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol* 36: 86-96, 2000.
- 20) Paulson EK, Fisher AJ, DeLong DM *et al.*: Helical liver CT with computer-assisted bolus-tracking technology: is it

possible to predict which patients will not achieve a threshold of enhancement? *Radiology* 209: 787-792, 1998.

21) Sadick M, Lehmann KJ, Diehl SJ *et al*: Bolus tracking and NaCl bolus in biphasic spiral CT of the abdomen. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 167: 371-376, 1997.

22) Mochizuki T, Murase K, Higashino

H *et al*: Two- and three-dimensional CT ventriculography: a new application of helical CT. *AJR* 174: 203-208, 2000.

23) Platt JF, Reige KA, Ellis JH: Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics. *AJR* 172: 53-56, 1999.

24) van Hoe L, Marchal G, Baert AL *et*

*al*: Determination of scan delay time in spiral CT-angiography: utility of a test bolus injection. *J Comput Assist Tomogr* 19: 216-220, 1995.

25) Kaatee R, Van Leeuwen MS, De Lange EE *et al*: Spiral CT angiography of the renal arteries: should a scan delay based on a test bolus injection or a fixed scan delay be used to obtain maximum

enhancement of the vessels? *J Comput Assist Tomogr* 22: 541-547, 1998.

*Dott. F. Cademartiri*  
*Viale Rustici, 2*  
*43100 Parma PR*  
*Tel. 0521/961833*  
*E-mail: filippocademartiri@hotmail.com*