

La Radiologia Medica - Radiol Med 107: 489-496, 2004  
Edizioni Minerva Medica - Torino

## Confronto tra tecnica monofasica e tecnica bifasica di somministrazione del mezzo di contrasto in coronarografia non invasiva mediante TC multistrato a 16 canali

Filippo CADEMARTIRI - Giacomo LUCCICHENTI\*  
Riccardo MARANO\*\* - Massimo GUALERZI\*\*\*  
Lorenzo BRAMBILLA\*\*\* - Paolo CORUZZI\*\*\*

**Scopo.** Confrontare due differenti tecniche di somministrazione del mezzo di contrasto (mdc) endovenoso in coronarografia con tomografia computerizzata multistrato (MSCT) a 16 canali.

**Materiale e metodi.** Trenta pazienti consecutivi sono stati suddivisi in due gruppi. Nel gruppo 1 il mdc è stato somministrato con tecnica monofasica (140 ml a 4 ml/s), mentre nel gruppo 2 è stata utilizzata una tecnica bifasica (70 ml a 5 ml/s + 70 ml a 3 ml/s). L'acquisizione è stata effettuata con uno scanner MSCT a 16 strati. Il valore medio di attenuazione (regioni di interesse - ROI) è stato ottenuto: 1) nell'aorta ascendente (ROI1), 2) nell'aorta discendente (ROI2), 3) nell'arteria polmonare (ROI3); e a livello dei principali rami coronarici.

**Risultati.** A livello dei principali rami coronarici non sono state rilevate significative differenze nei valori di attenuazione ( $p > 0.05$ ). Il profilo di attenuazione mostrato dal protocollo monofasico presenta valori di attenuazione più elevati e duraturi rispetto al protocollo bifasico.

**Conclusioni:** L'utilizzo di un protocollo multifasico di somministrazione del mdc endovenoso in coronarografia TC a 16 strati, non mostra significativi vantaggi su quello monofasico, in termini di attenuazione a livello dei grossi vasi del torace e delle arterie coronarie.

PAROLE CHIAVE: Tomografia computerizzata, multistrato - Arterie coronarie, angiografia TC, mezzi di contrasto.

### *Comparison of monophasic vs biphasic administration of contrast material in non-invasive coronary angiography using a 16-row multislice Computed Tomography*

**Purpose.** To compare two different techniques for the administration of the bolus of contrast material (cm) in coronary angiography with multislice CT (MSCT) scanner.

**Materials and methods.** Thirty consecutive patients were divided into two groups. In group 1 contrast material was administered with the monophasic protocol (140 ml of cm at 4 ml/s). In group 2 contrast material was administered with the biphasic protocol (70 ml of cm at 4 ml/s and 70 ml at 3 ml/s). The angiographic scan was performed in both groups with a 16-row MSCT scanner. Three regions of interest were drawn in each scan throughout the data-set in order to measure attenuation: 1) ascending aorta (ROI1); 2) descending aorta (ROI2); 3) pulmonary artery (ROI3). Attenuation was also assessed at the origin of the main coronary arteries.

**Results.** No significant differences of the attenuation values were observed at the origin of the coronary arteries ( $p > 0.05$ ). The attenuation profile of the monophasic protocol showed higher and longer attenuation values than the biphasic protocol.

**Conclusion.** The biphasic administration of contrast material does not supply significant advantages on the enhancement of the great vessels and the coronary arteries in 16-row MSCT coronary angiography.

KEY WORDS: Computed tomography, multislice - Coronary arteries, CT angiography, contrast media.

## Introduzione

Lo sviluppo della tecnologia multistrato ha permesso l'applicazione della tomografia computerizzata spirale per lo studio delle arterie coronarie. Le apparecchiature a 4 canali (4-MSCT) hanno fornito risultati promettenti, nonostante alcune limitazioni legate alla insufficiente risoluzione spaziale e temporale ed ad un tempo di scansione prossimo ai 40 s [1-5]. Lo sviluppo di tomografi a 16 detettori (16-MSCT) ha permesso di ovviare a questi fattori limitanti riducendo il tempo di scansione a circa 20 s migliorando drasticamente la valutazione delle arterie coronarie [6-10].

L'impiego del bolus tracking come tecnica di sincronizzazione ha permesso di ottimizzare il timing del bolo di mezzo di contrasto (mdc) con 16-MSCT [11, 12]. Un ulteriore fattore essenziale per l'ottenimento di un potenziamento vascolare adeguato è rappresentato dalla geometria del bolo di mdc [13].

## Introduction

*The development of multislice technology has allowed the application of spiral computed tomography to the study of coronary arteries. Four-row multislice CT scanners (4-MSCT) showed promising results, even though they suffered several limitations due to the insufficient spatial and temporal resolution and to a scan time close to 40s [1-5]. The development of scanners with 16 rows (16-MSCT) has reduced those limitations with a reduced scan time of about 20s with a drastic improvement in the evaluation of coronary arteries [6-10].*

*The use of bolus tracking as a synchronisation technique has allowed optimization of the timing of the bolus of contrast material (cm) with 16-MSCT [11, 12]. The geometry of the bolus of cm is another important parameter for an adequate vascular enhancement [13]. It has*

Dipartimento di Radiologia - Erasmus Medical Center - Rotterdam (Olanda) - \*Istituto di Radiologia - Università degli Studi di Parma - Parma - \*\*Istituto di Radiologia - Università degli Studi di Chieti - Chieti - \*\*\*UO di Prevenzione e Riabilitazione Cardiovascolare, Fondazione Don Gnocchi - ONLUS - Università degli Studi di Parma.

Pervenuto alla Redazione il 16.9.2003; revisionato il 22.10.2003; restituito corretto il 19.11.2003; accettato per la pubblicazione il 20.11.2003.

Indirizzo per la richiesta di estratti: Dott. F. Cademartiri - Viale Rustici, 2 - 43100 Parma PR - Tel. 0521/961833. E-mail: filippocademartiri@hotmail.com

TABELLA I. — Protocolli di somministrazione del mezzo di contrasto.

	Gruppo 1	Gruppo 2
Volume MDC	140 ml	140 ml
Modalità	Monofasica	Bifasica
Velocità di somministrazione MDC	4 ml/s	70 ml a 5 ml/s+ 70 ml a 3 ml/s
Tempo totale di somministrazione	35 s	37 s

TABELLA II. — Dati di popolazione.

	Gruppo 1	Gruppo 2
Numero di pazienti	15	15
Maschi/Femmine	11/4	14/1
Età media (anni±DS)	58±11	58±18
Peso medio (kg±DS)	71±10	72±7
Frequenza cardiaca media (bpm±DS)	58±8	57±7
Ritardo medio (secondi±DS)	21,7±1,8	20,5±2,7
Durata media della scansione (secondi±DS)	17,6±1,3	17,5±1,6

È stato in precedenza riportato come una somministrazione del mdc bifasica o multifasica possa migliorare l'omogeneità e la persistenza del contrasto nel distretto arterioso [14-16]. Le novità introdotte con le nuove apparecchiature, in particolare il tempo di scansione, rendono necessaria l'ottimizzazione della geometria del mdc alla durata della scansione.

Il presente studio ha confrontato un protocollo di somministrazione del mdc monofasico con un protocollo bifasico in coronarografia con 16-MSCT.

## Materiale e metodi

### Popolazione

Trenta pazienti consecutivi (25 maschi e 5 femmine, età media 58±12 anni), con malattia coronarica sospetta o nota sono stati selezionati per questo studio. I criteri di esclusione sono stati i seguenti: aritmia, pregresse reazioni allergiche al mdc iodato, insufficienza renale (creatinina sierica >120 mmol/L), stato di gravidanza, insufficienza respiratoria, stato clinico defedato e marcata insufficienza cardiaca. Questo studio è stato approvato dal comitato etico e i pazienti hanno fornito il loro consenso informato. I pazienti inclusi sono stati suddivisi con modalità random in due gruppi. Nel primo gruppo (Gruppo 1; 15 pazienti) il mdc (Iodixanol 320 mg/ml, Visipaque, Amersham Health, UK) è stato somministrato con tecnica monofasica, mentre nel secondo gruppo (Gruppo 2; 15 pazienti) è stata utilizzata una tecnica bifasica (Tabella I). Di ciascun paziente sono state registrati età, peso corporeo e frequenza cardiaca al momento della scansione (Tabella II). Sono stati somministrati 100 mg di metoprololo per os un'ora prima dell'esame ai pazienti con frequenza cardiaca superiore a 65 bpm. Una agocannula da 18 Gauge è stata posi-

TABLE I.—Protocols for contrast material and administration.

	Group 1	Group 2
Volume MDC	140 ml	140 ml
Modality	Monophasic	Biphasic
Administration rate	4 ml/s	70 ml at 5 ml/s+ 70 ml at 3 ml/s
Total administration time	35 s	37 s

TABLE II.—Patient data.

	Group 1	Group 2
Number of patients	15	15
Males/Females	11/4	14/1
Mean age (years±SD)	58±11	58±18
Mean weight (kg±SD)	71±10	72±7
Mean heart rate (bpm±SD)	58±8	57±7
Mean delay (seconds±SD)	21,7±1,8	20,5±2,7
Mean scan duration (seconds±DS)	17,6±1,3	17,5±1,6

been previously reported how biphasic or multiphasic administration of cm would improve homogeneity and persistence of arterial enhancement [14-16]. The new features of recent scanners, in particular the scan time, require optimisation between cm geometry and duration of the scan.

The present study compared a monophasic protocol versus a biphasic protocol for cm administration in 16-MSCT coronary angiography.

## Materials and methods

### Population

Thirty consecutive patients (25 males and 5 females, mean age 58±12yrs), with suspected or known coronary artery disease were enrolled in the study. Exclusion criteria were: arrhythmia, previous allergic reaction to iodinated cm, renal failure (serum creatinine >120mmol/L), pregnancy, respiratory failure, poor clinical status and congestive heart failure. The Medical Ethical Committee approved the study and patients gave informed consent. The patients were randomly divided into two groups. In the first group (Group 1; 15 patients) the cm (Iodixanol 320 mg/ml, Visipaque, Amersham Health, UK) was administered with a monophasic technique, while in the second group (Group 2; 15 patients) it was administered using a biphasic technique (Table I). Age, body weight and heart rate during the scan were recorded (Table II). One hundred milligrams of metoprolol-tartrate were administered per os one hour prior to the scan in the patients with a heart rate above 65bpm. An 18G cannu-

zionata in una vena antecubitale e collegata ad un iniettore automatico (EnVision, MedRAD, Pittsburgh, USA).

#### *Tecnica di scansione*

Lo studio angiografico non invasivo delle arterie coronarie è stato effettuato con apparecchiatura MSCT a 16 canali (Sensation 16, Siemens, Forchheim, Germany).

Per la sincronizzazione tra l'arrivo del mdc e l'inizio della scansione è stata utilizzata una tecnica di bolus tracking che consiste nel monitoraggio del passaggio del bolo angiografico con una serie di scansioni dinamiche consecutive a bassa dose di raggi X (120 kV, 20-40 mAs), ad intervalli di 1,25 s (CARE bolus, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). 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 di +100 Unità Hounsfield (HU). Al superamento della soglia il tavolo si posiziona per l'inizio della scansione e 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.

I seguenti parametri sono stati utilizzati per la scansione: numero di detettori 16, spessore individuale del detettore 0,75mm, periodo di rotazione 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 stati ricostruiti due dataset con la medesima finestra temporale situata 400 ms prima dell'onda R successiva (tecnica del ritardo assoluto inverso): il primo dataset 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; il secondo dataset con uno spessore effettivo di strato di 1 mm, al fine di visualizzare e misurare la attenuazione nelle coronarie, un incremento di ricostruzione di 0,5 mm, campo di vista 200 mm, e kernel per i tessuti molli. Le immagini sono state trasferite ad una stazione di lavoro ed analizzate con un software dedicato (Leonardo, Siemens, Forchheim, Germania).

#### *Analisi delle immagini*

Sono stati ottenuti i valori medi di attenuazione di ROI localizzate a livello dell'aorta ascendente (ROI1), dell'aorta discendente (ROI2) e dell'arteria polmonare (ROI3) (fig. 1). Le ROI sono state selezionate in maniera da coprire la più estesa area possibile del lume vascolare.

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). I valori di attenuazione di queste ROI sono stati correlati al tempo trascorso dall'inizio della scansione (in secondi), ottenuto dalla lettura dell'ora di scansione sulle immagini DICOM.

#### *Analisi dei dati*

Il ritardo tra infusione di mdc e inizio della scansione è stato ottenuto in entrambi i gruppi, aggiungendo 4 s e i risultati sono

*la was positioned in an antecubital vein and connected to an automatic power injector (EnVision, MedRAD, Pittsburgh, USA).*

#### *Scan technique*

*The angiographic study of coronary arteries was performed with a 16-row MSCT scanner (Sensation 16, Siemens, Forchheim, Germany).*

*To synchronize the arrival of cm and the start of the scan we applied the bolus tracking technique. This technique consists in monitoring the passage of the angiographic bolus with a series of dynamic low-dose scans (120 kV, 20-40mAs), with intervals of 1.25 s (CARE bolus, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). The scan of the coronary arteries is automatically triggered when the attenuation in a ROI set inside the lumen of the aortic root increases above +100 Hounsfield units (HU). When the threshold is reached, the table feeds to the angiographic starting position and the patient to breathe in deeply and hold his breath. The time between the triggering of the threshold in the ROI and the beginning of the angiographic scan is 4 s.*

*The following parameters were used for the scan: number of detector rows 16, individual detector width 0.75 mm, gantry rotation time 420 ms, kVp 120, mAs 400, feed/rotation 3.0 mm, scan direction cranio-caudal. Images were reconstructed with retrospective gating using the electrocardiographic (ECG) tracing. For the purpose of the study we reconstructed two datasets with the same temporal window located at 400ms prior the next R wave (absolute reverse delay): the first dataset with an effective slice width of 3 mm, to reduce the noise of the measurements, an increment of 3 mm, field of view 200 mm, and kernel for soft tissues; the second dataset with an effective slice width of 1mm, to visualize and measure the attenuation in the coronary arteries, an increment of 0.5 mm, field of view 200 mm, and kernel for soft tissues. Images were sent to a workstation and analysed with dedicated software (Leonardo, Siemens, Forchheim, Germany).*

#### *Image analysis*

*Mean attenuation values were obtained in the ROIs located in the ascending aorta (ROI1), descending aorta (ROI2) and pulmonary artery (ROI3) (fig. 1). The ROIs were selected in order to extend to the maximum vascular area.*

*Mean attenuation values were also obtained in the ROIs located at the origin of the main coronary arteries: left main (TC), left anterior descending (ADA), left circumflex (Cx), right coronary artery (CDx) (fig. 2). The attenuation values of those ROIs were related to the time from the beginning of the scan (in seconds), obtained from the time information on the DICOM layout of the image.*

#### *Data analysis*

*The delay between cm administration and beginning of the scan was calculated in both groups by adding 4 s to the monitoring sequences and the results were compared*

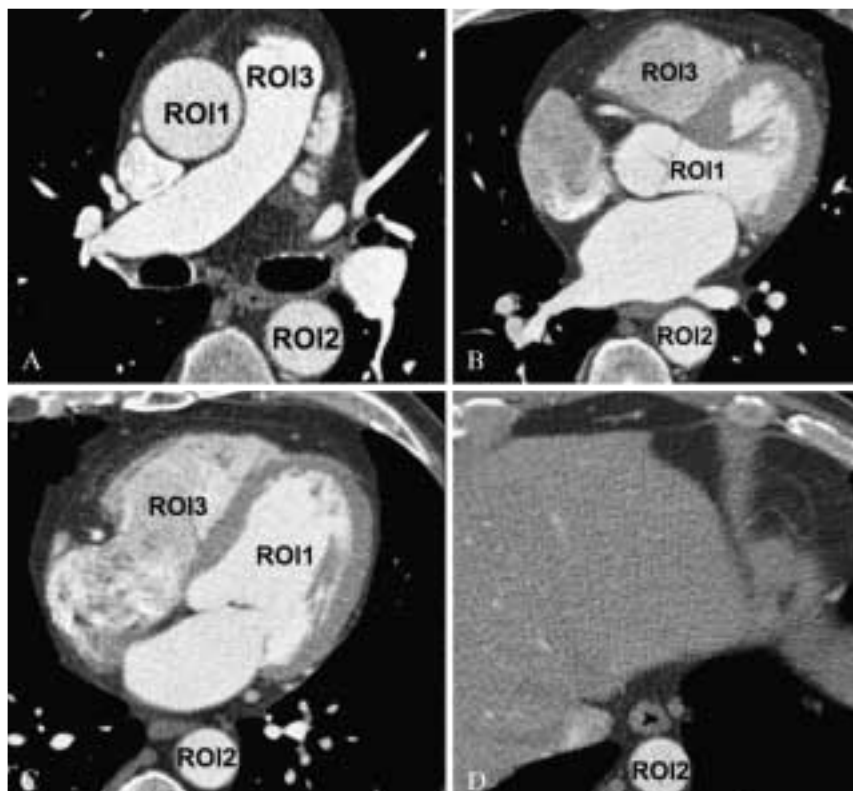


Figura 1. — Il posizionamento delle tre regioni di interesse a livello dei grossi vasi è mostrato in figura. La ROI1 relativa all'aorta ascendente (A), la ROI2 relativa all'aorta discendente (A, B, C, e D), e la ROI3 relativa all'arteria polmonare (A e B). La ROI1 e ROI3 nella porzione più distale del range di scansione vanno a proseguire dapprima nei tratti di efflusso dei ventricoli (in B) e quindi all'interno del lume del ventricolo sinistro e destro (in C).  
*The position of the three regions of interest at the level of the great vessels of the thorax is displayed. ROI1 is in the ascending aorta (A), ROI2 in the descending aorta (A, B, C, e D), and ROI3 in the pulmonary artery (A and B). ROI1 and ROI3 extend, in the more caudal scans, first in the outflow tracts of the ventricles (B) and then in the lumen of left and right ventricles (C).*

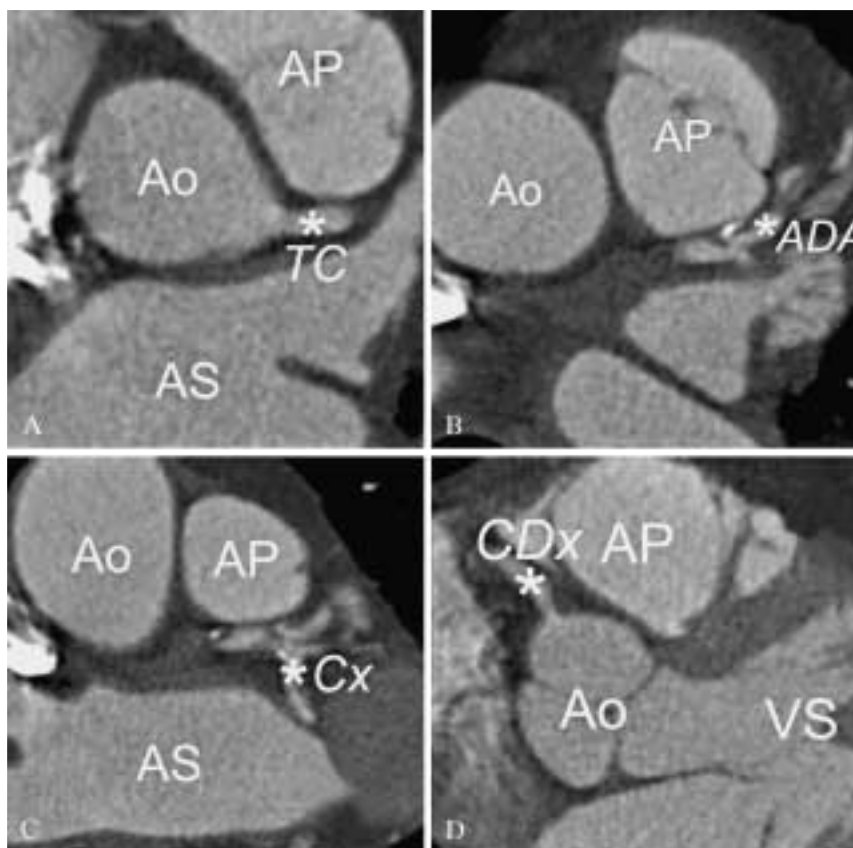


Figura 2. — Il posizionamento delle 4 regioni di interesse per la misurazione della attenuazione a livello dei vasi coronari è mostrato in figura. La ROI per il tronco comune (asterisco - TC in A), per la arteria discendente anteriore (asterisco - ADA in B), per la arteria circonflessa (asterisco - Cx in C) per la coronaria destra (asterisco - CDx 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), left circumflex (asterisk - Cx in C), and right coronary artery (asterisk - CDx in D).*

TABELLA II. — Dati di popolazione.

	Gruppo 1	Gruppo 2
Numero di pazienti	15	15
Maschi/Femmine	11/4	14/1
Età media (anni±DS)	58±11	58±18
Peso medio (kg±DS)	71±10	72±7
Frequenza cardiaca media (bpm±DS)	58±8	57±7
Ritardo medio (secondi±DS)	21,7±1,8	20,5±2,7
Durata media della scansione (secondi±DS)	17,6±1,3	17,5±1,6

TABLE II.—Patient data.

	Group 1	Group 2
Number of patients	15	15
Males/Females	11/4	14/1
Mean age (years±SD)	58±11	58±18
Mean weight (kg±SD)	71±10	72±7
Mean heart rate (bpm±SD)	58±8	57±7
Mean delay (seconds±SD)	21,7±1,8	20,5±2,7
Mean scan duration (seconds±DS)	17,6±1,3	17,5±1,6

TABELLA III. — Riassunto delle curve tempo/attenuazione e della geometria del bolo.

	Aorta ascendente			Aorta discendente			Aorta polmonare		
	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p
Tempo 0 (HU)	310±40	338±57	>0,05	289±33	318±51	>0,05	313±69	305±53	>0,05
VMA (HU)	329±43	348±61	>0,05	330±69	341±63	>0,05	355±123	351±57	>0,05
TVMA (s)	2	1	—	14	3	—	6	8	—
Periodo >300 HU (s)	+0 s a 8 s	+0 s a +6s	—	+1 s a +14 s	+0 s a +7 s e +14 s	—	—	—	—

TABELLA III.—Summary of time/attenuation curves and bolus geometry.

	Ascending aorta			Descending aorta			Pulmonary artery		
	Group 1	Group 2	p	Group 1	Group 2	p	Group 1	Group 2	p
Time 0 (HU)	310±40	338±57	>0.05	289±33	318±51	>0.05	313±69	305±53	>0.05
VMA (HU)	329±43	348±61	>0.05	330±69	341±63	>0.05	355±123	351±57	>0.05
TVMA (s)	2	1	—	14	3	—	6	8	—
Period >300 HU (s)	+0 s to 8 s	+0 s to +6 s	—	+1 s to +14 s	+0 s to +7 s and +14 s	—	—	—	—

stati analizzati con test t di Student. Sono state generate delle curve di attenuazione rispetto al tempo (attenuazione/tempo) per ciascuna ROI. In ciascun gruppo, per ciascuna ROI sono stati inoltre ottenuti il valore di attenuazione al tempo 0, 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, frequenza cardiaca, ritardo medio della scansione e durata media della scansione ( $p>0,05$ ) (Tabella II). Le tecniche di timing del contrasto e le scansioni angiografiche sono state condotte con successo in tutti i pazienti sen-

using Student's "t" test. Time/attenuation curves were generated for each ROI. For each group, the attenuation at time 0, the maximum attenuation value (VMA), the time to reach the VMA (TVMA), and the time during which the attenuation in the ROI was above 300 HU, were calculated. The mean attenuation of the four ROIs of the main coronary vessels was calculated and analysed with the t test in each group.

## Results

There was no significant difference between the two groups regarding age, body weight, heart rate, mean scan delay and mean scan duration ( $p>0.05$ ) (Table II). The timing techniques and angiographic scans were performed successfully in all patients without adverse reaction to cm.

TABELLA IV. — Attenuazione nelle arterie coronarie.

	Gruppo 1	Gruppo 2	p
Tronco comune coronaria sinistra (HU)	321±51	314±54	>0,05
Arteria discendente anteriore (HU)	316±52	310±53	>0,05
Arteria circonflessa (HU)	309±52	299±49	>0,05
Arteria coronaria destra (HU)	298±50	290±46	>0,05

za che si siano verificate reazioni avverse al mdc. Tutti i pazienti hanno mantenuto l'apnea per l'intera durata della scansione. I risultati sono riassunti in Tabella III e IV.

*Aorta ascendente* (fig. 3A). — I valori di attenuazione al tempo 0 ed il VMA non sono risultati significativamente differenti tra i due gruppi. Il TVMA è stato raggiunto dopo 2 secondi e dopo 1 secondo per il gruppo 1 e 2, rispettivamente. La curva di attenuazione del gruppo 1 è rimasta in media al di sopra dei 300 HU per tutto il range analizzato, mentre quella del gruppo 2 dopo 6 secondi è scesa al di sotto dei 300 HU.

*Aorta discendente* (fig. 3B). — I valori di attenuazione al tempo 0 ed il VMA non sono risultati significativamente differenti tra i due gruppi. Il TVMA è stato raggiunto dopo 14 secondi e dopo 1 secondo per il gruppo 1 e 2, rispettivamente. La curva di attenuazione del gruppo 1 è rimasta in media al di sopra dei 300 HU dopo 1 secondo e per tutto il range analizzato, mentre quella del gruppo 2 dopo 7 secondi è scesa al di sotto dei 300 HU per risalire dopo 14 secondi.

*Arteria polmonare* (fig. 3C). — I valori di attenuazione al tempo 0 ed il VMA non sono risultati significativamente differenti tra i due gruppi. Il TVMA è stato raggiunto dopo 6 secondi e dopo 8 secondi per il gruppo 1 e 2, rispettivamente.

*Arterie coronarie* (fig. 3D). — Non sono state osservate differenze significative ( $p>0,05$ ) tra i due gruppi dei valori di attenuazione ottenuti all'origine dei quattro rami principali delle arterie coronarie.

## Discussione

Il timing e la geometria del bolo di mdc rappresentano dei fattori cruciali in angiografia con MSCT [13, 17]. L'imaging coronarico si fonda sulla creazione, mediante l'impiego del mdc, di un adeguato contrasto tra il lume vascolare e i tessuti circostanti. L'evoluzione delle apparecchiature multistrato, in particolare la riduzione dei tempi di scansione, rende necessaria una ottimizzazione del timing e della geometria del mdc.

La tecnica di timing del bolo di mdc non era lo scopo di questo lavoro. L'assenza di differenze significative nei valori di attenuazione dell'origine delle arterie coronarie dimostra tuttavia la solidità della tecnica del bolus tracking in entrambi i protocolli.

Per ciò che concerne la geometria del bolo di mdc, l'attenuazione misurata a livello dell'aorta ascendente (ROI1) riflette la concentrazione di mdc che fluisce nelle arterie coronarie. L'attenuazione misurata a livello dell'aorta discendente (ROI2) riflette la geometria del bolo di mdc rispetto al

TABLE IV.—Attenuation in the coronary arteries.

	Group 1	Group 2	p
Left main (HU)	321±51	314±54	>0,05
Anterior ascending artery (HU)	316±52	310±53	>0,05
Circumflex arteria (HU)	309±52	299±49	>0,05
Right coronary (HU)	298±50	290±46	>0,05

*All patients maintained the breath-hold for the entire duration of the scan. The results are summarized in Tables III and IV.*

*Ascending aorta* (fig. 3A).—Attenuation values at time 0 and VMA were not significantly different between the two groups. The TVMA was reached after 2s and after 1s in group 1 and 2, respectively. The attenuation curve in group 1 was on average above 300 HU for the entire analysed range, while in group 2 after 6s the curve dropped below 300 HU.

*Descending aorta* (fig. 3B).—Attenuation values at time 0 and VMA were not significantly different between the two groups. The TVMA was reached after 14s and after 1s in group 1 and 2, respectively. The attenuation curve in group 1 was on average above 300HU for the entire analysed range, while in group 2 after 7s the curve dropped below 300HU and raised again at 14s.

*Pulmonary artery* (fig. 3C).—Attenuation values at time 0 and VMA were not significantly different between the two groups. The TVMA was reached after 6s and after 8s in group 1 and 2, respectively.

*Coronary arteries* (fig. 3D).—At the origin of the 4 main coronary artery branches no significant differences ( $p>0,05$ ) of attenuation were observed between the two groups.

## Discussion

*The timing and geometry of the bolus of contrast material represent key factors in MSCT angiography [13, 17]. Coronary imaging is based on an adequate contrast between the lumen and surrounding tissues by means of the proper use of cm. The development of multislice scanners, and in particular of the scan time, has made it necessary to optimize cm timing and geometry.*

*Bolus timing technique was not the aim of our study. Nevertheless, the absence of significant differences in attenuation values at the origin of coronary arteries demonstrates the robustness of bolus tracking technique in both groups.*

*Regarding the geometry of cm bolus, the attenuation measured at the level of the ascending aorta (ROI1) represents the concentration of cm that drains into the coronary arteries. The attenuation measured at the level of the descending aorta (ROI2) represents the geometry of the bolus of cm during time and in the longitudinal axis. The*

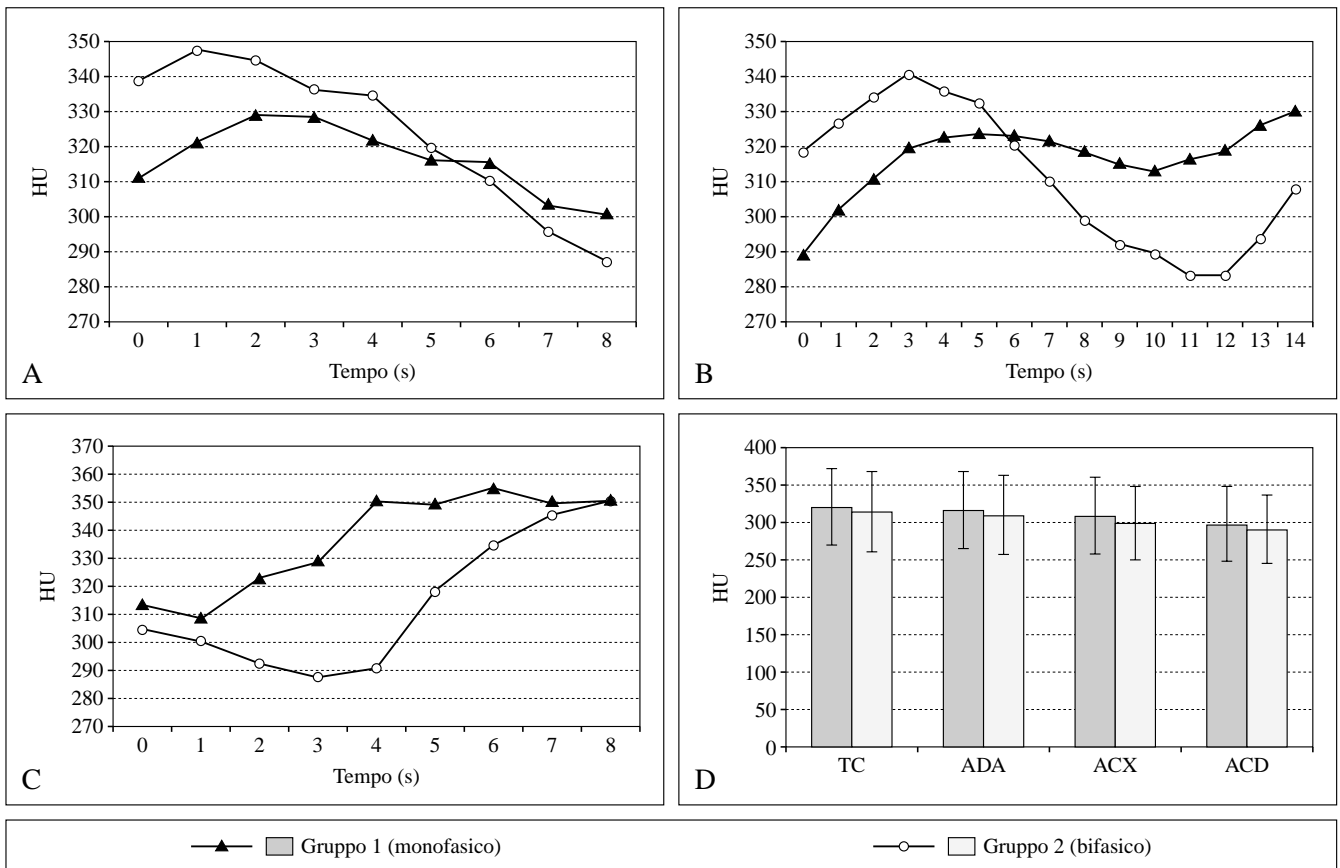


Figura 3. — A) Curva media tempo/attenuazione nella Aorta Ascendente. B) Curva media tempo/attenuazione nella Aorta Discendente. C) Curva media tempo/attenuazione nella Arteria Polmonare. D) Istogrammi delle attenuazione medie (DS) delle ROI nelle arterie coronarie (TC: tronco comune arteria coronaria sinistra; ADA: arteria discendente anteriore; ACX: arteria circonflessa sinistra; ACD: arteria coronaria destra).  
 A) Average time/attenuation curve in Ascending Aorta. B) Average time/attenuation curve in Descending Aorta. C) Average time/attenuation curve in Pulmonary Artery. D) Histograms of the mean (SD) attenuation values of ROIs into the coronary arteries. (TC: left main; ADA: left anterior descending artery; ACX: left circumflex; ACD: right coronary artery).

tempo e rispetto all'asse longitudinale. L'aorta discendente decorre infatti parallela all'asse longitudinale della scansione, che corrisponde all'asse temporale della scansione. Esiste infatti una relazione tra la posizione delle immagini lungo l'asse longitudinale e il tempo. L'attenuazione dell'arteria polmonare (ROI3) è indicativa del mdc che dovrà ancora fluire nelle arterie coronarie, e che rimane inutilizzato se ancora presente al termine della scansione.

Nel gruppo 1, la curva dei valori di attenuazione rispetto al tempo rimane stabilmente al di sopra di 300 UH per tutta la durata della scansione. Al contrario, nel gruppo 2, questa curva si pone al di sotto di 300 UH dopo 6-7 secondi. Poiché l'angiografia coronarica con MSCT si basa sul contrasto delle strutture vascolari rispetto ai tessuti circostanti, la necessità di ottenere i più elevati valori di attenuazione durante tutta la durata della scansione porta a preferire il protocollo di somministrazione monofasico del mdc rispetto a quello bifasico.

I risultati del presente studio appaiono in contrasto con quanto osservato in precedenti lavori nei quali, rispetto ad un protocollo di somministrazione monofasico del mdc, una somministrazione bifasica o multifasica migliorava l'omogeneità e la persistenza del contrasto nel distretto arterioso [14-16].

descending aorta, in fact, runs parallel to the longitudinal axis of the scan, which corresponds to the temporal axis. There is, in fact, a correlation between the position of the images along the longitudinal axis and time. The attenuation in the pulmonary artery (ROI3) reflects the amount of cm that is still to be drained into the coronary arteries and that remains unused when still present at the end of the scan.

In group 1, the time/attenuation curve remains steady above 300 UH for the entire scan. On the contrary, in group 2, this curve drops below 300HU after 6-7 s. Since MSCT coronary angiography is based on the contrast between vascular structures and surrounding tissues, the need to obtain higher attenuation values during the whole scan leads us to prefer a monophasic cm administration protocol to a biphasic protocol.

The results of present study appear in contrast with previous reports describing how biphasic or multiphasic protocols would improve homogeneity and persistence of arterial enhancement compared to monophasic protocols [14-16]. This discrepancy of results can be explained by the reduced

Questa discrepanza di risultati può essere spiegata dalla ridotta durata della scansione, non sufficientemente prolungata per documentare quanto riportato nei sopradetti studi.

Per ragioni pratiche, la geometria del bolo di mdc è stata ottenuta durante il movimento del tavolo. Tuttavia l'asse longitudinale lungo il quale quest'ultimo si muove corrisponde all'asse temporale della scansione. Riteniamo quindi che, con le opportune correzioni le curve attenuazione/tempo riflettano la geometria del mdc nei distretti vascolari studiati.

Altre combinazioni di volume e velocità di somministrazione avrebbero potuto essere usate nel protocollo multifasico. Ciononostante, il plateau di attenuazione ottenuto durante la scansione con protocollo monofasico rende necessario ridurre il volume somministrato fino ad un minimo ragionevole per poterne ottimizzare la somministrazione, ed eventualmente l'aggiunta di un bolus chaser.

In conclusione, l'utilizzo di un protocollo multifasico di somministrazione del mezzo di contrasto endovenoso in coronarografia con TC a 16 strati, non mostra significativi vantaggi in termini di attenuazione a livello dei grossi vasi del torace e delle arterie coronarie su quello monofasico. Quest'ultimo permette di ottenere un potenziamento più elevato e duraturo delle arterie coronarie rispetto al protocollo bifasico.

*scan duration, probably not long enough to show the picture reported by previous studies.*

*For practical reasons, the geometry of the cm bolus was obtained during table feed. Nevertheless, the longitudinal axis along which the table itself feeds corresponds to the temporal axis of the scan. Therefore we believe that with the proper corrections the time/attenuation curve reflects the geometry of cm bolus in the vascular region.*

*Other combinations of cm volume and rate could have been used in the multiphasic protocol. Nevertheless, the plateau of attenuation obtained during the monophasic scan protocol requires the reduction of cm volume down to a reasonable minimum in order to optimise the administration, and, if necessary, the addition of bolus chaser.*

*In conclusion, the use of a multiphasic protocol for the administration of IV cm in 16-row CT coronary angiography do not provide significant advantages in terms of attenuation at the level of the great vessels of the thorax and coronary arteries when compared with a monophasic protocol. The latter allows for a higher and longer enhancement of the coronary arteries compared to the biphasic protocol.*

## 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) Romagnoli A, Nisini A, Gandini R *et al.*: Multidetector row CT coronary angiography: technique and preliminary experience. *Radiol Med* 103: 443-455, 2002.
- 5) Mahnken AH, Wildberger JE, Sinha AM *et al.*: Value of 3D-volume rendering in the assessment of coronary arteries with retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Acta Radiol* 44: 302-309, 2003.
- 6) 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.
- 7) 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.
- 8) 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.
- 9) Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ *et al.*: Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 88: 470-474, 2002.
- 10) 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.
- 11) Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA *et al.*: Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 106: 2051-2054, 2002.
- 12) Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R *et al.*: Tecniche per ottimizzare l'opacizzazione coronarica in angiografia non invasiva con TC multistrato a 16 detectori. *Radiol Med* 107: 24-34, 2004.
- 13) Cademartiri F, van der Lugt A, Luccichenti G *et al.*: Parameters affecting bolus geometry in CTA: a review. *J Comput Assist Tomogr* 26: 598-607, 2002.
- 14) Hittmair K, Fleischmann D: Accuracy of predicting and controlling time-dependent aortic enhancement from a test bolus injection. *J Comput Assist Tomogr* 25: 287-294, 2001.
- 15) Fleischmann D, Hittmair K: Mathematical analysis of arterial enhancement and optimization of bolus geometry for CT angiography using the discrete fourier transform. *J Comput Assist Tomogr* 23: 474-484, 1999.
- 16) Fleischmann D, Rubin GD, Bankier AA *et al.*: Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography. *Radiology* 214: 363-371, 2000.
- 17) Prokop M: Multislice CT angiography. *Eur J Radiol* 36: 86-96, 2000.

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