

Utilizzo della soluzione salina nella somministrazione endovenosa del mezzo di contrasto in coronarografia non invasiva con TC multistrato a 16 detettori

Filippo CADEMARTIRI - Giacomo LUCCICHENTI*
Riccardo MARANO** - Giuseppe RUNZA*** - Massimo MIDIRI***

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. Trentadue 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 stato impiegato volume di mezzo di contrasto inferiore e un bolus chaser di soluzione fisiologica (100 ml a 4 ml/s + 40 ml a 4 ml/s). L'acquisizione è stata effettuata con uno scanner MSCT a 16 strati con gating cardiaco retrospettivo. Il valore medio di attenuazione è stato ottenuto a livello dell'origine dei principali vasi coronarici e nelle seguenti regioni di interesse (ROI): aorta ascendente (ROI1), aorta discendente (ROI2), arteria polmonare (ROI3), e vena cava superiore (ROI4).

Risultati. A livello dei principali rami coronarici non state rilevate significative differenze nei valori di attenuazione ($p > 0,05$). È stato osservato un valore di attenuazione significativamente inferiore nella vena cava superiore nel gruppo 2.

Conclusioni. L'integrazione del bolus chaser nel protocollo di somministrazione del mdc nell'angiografia coronaria non invasiva con 16-MSCT permette di ottenere un potenziamento ottimale delle strutture vascolari, di ridurre il volume di mdc, l'attenuazione della vena cava superiore e delle sezioni destre del cuore.

PAROLE CHIAVE: Tomografia computerizzata, multistrato - Arterie coronarie, angiografia TC - Tracking bolus - Mezzo di contrasto.

Use of saline chaser in the intravenous administration of contrast material in non-invasive coronary angiography with 16-row multislice Computed Tomography

Purpose. To investigate the impact of saline bolus chaser in coronary angiography with a 16-row multislice CT (16-MSCT) scanner.

Materials and methods. 32 patients were divided in two groups for contrast material (cm) administration: group 1 (140 ml at 4 ml/s), and group 2 (100 ml at 4 ml/s followed by 40 ml of saline chaser at 4 ml/s). All patients underwent ECG-gated coronary angiography with a 16-MSCT scanner. The attenuation at the origin coronary vessels was assessed. Three regions of interest were drawn throughout the data-set: ascending aorta (ROI1); descending aorta (ROI2); pulmonary artery (ROI3). The attenuation in the superior vena cava was recorded (ROI4). The average attenuation and the slope were calculated in each ROI.

Results. The average attenuation in the coronary vessels was not significantly different in the two groups. The attenuation value in the superior vena cava was significantly inferior in group 2.

Conclusions. 16-row MSCT coronary angiography with bolus chaser allows optimal vessel enhancement with a lower dose of cm and a lower enhancement of the superior vena cava and the right heart.

KEY WORDS: Computed tomography, multislice CT - Coronary angiography, bolus chaser - Contrast material.

Introduzione

Di recente è stata introdotta una nuova generazione di scanner multistrato a 16 canali (16-MSCT) con elevata risoluzione spaziale e temporale [1-5]. Il tempo necessario per la scansione delle arterie coronarie si è ridotto al di sotto dei 20 secondi per merito del numero di strati e dell'elevata velocità di rotazione del gantry [5]. I primi studi hanno evidenziato risultati ottimi nella visualizzazione delle arterie coronarie e nella diagnosi della malattia aterosclerotica coronarica (MAC) [5-8]. La durata della scansione permette anche di ridurre il volume di mezzo di contrasto (mdc) necessario per la scansione angiografica [9]. Inoltre, la tecnica del bolus tracking può essere utilizzata per ottenere un timing più accurato del mdc nelle arterie coronarie (l'arrivo del mdc viene monitorato in tempo reale in una arteria di interesse e la scansione viene

Introduction

The new generation of 16-row multislice CT scanners (16-MSCT) with high spatial and temporal resolutions has become recently available [1-5]. The scanning time of the coronary arteries has been shortened to under 20 seconds thanks to the number of detector rows and the high rotation speed of the gantry [5]. The early studies provided optimal results in the visualisation of the coronary arteries and in the diagnosis of atherosclerotic disease of the coronary arteries (MAC) [5-8]. The duration of the scan also allows a reduction of the volume of contrast material (cm) that is needed in the angiographic scan [9]. In addition, the bolus tracking technique can be used to obtain a more accurate timing of the cm in the coronary arteries (the cm arrival in a target artery is monitored in real time and the scan initiates

iniziata automaticamente quando il valore di attenuazione supera una soglia prestabilita) [6, 9-15]. In aggiunta, la somministrazione di soluzione salina subito dopo l'iniezione del bolo di mdc (bolus chaser) permette di ridurre il volume di mdc e di ottenere un potenziamento vascolare equivalente a quello raggiunto con boli di mdc di volume maggiore [16-18]. L'impiego del bolus chaser dovrebbe permettere anche una riduzione del volume di mdc iniettato [19-21]. L'obiettivo di questo studio è di paragonare un protocollo di somministrazione di mdc senza bolus chaser con un protocollo caratterizzato da un volume di mdc inferiore seguito da un bolus chaser nell'angiografia coronarica non invasiva con 16-MSCT.

Materiali e metodi

Popolazione

Trentadue pazienti (30 maschi; età media 59 anni; range 34-79 anni), sono stati inclusi prospettivamente in questo studio. Tutti i pazienti sono stati sottoposti ad angiografia coronarica non invasiva con 16-MSCT. I criteri di esclusione per l'esame TC erano aritmia severa, pregresse reazioni allergiche ai mdc iodati, insufficienza renale (creatinina sierica >120 mmol/L), gravidanza, insufficienza respiratoria, stato clinico instabile, marcata insufficienza cardiaca. Questo studio è stato approvato dal comitato etico di riferimento e tutti i pazienti hanno fornito il loro consenso informato. I pazienti sono stati randomizzati in due gruppi (gruppo 1 e gruppo 2; 16 pazienti ciascuno), a seconda del protocollo di somministrazione del mdc (Visipaque 320 mg/ml, Amersham Health, Little Chalfont, UK). In tutti i pazienti sono stati registrati durante la scansione età, peso corporeo e frequenza cardiaca (FC).

Protocollo di scansione

Ai pazienti che presentavano FC uguale o superiore a 65 battiti per minuto (bpm) prima dell'esame, sono stati somministrati 100 mg di metoprololo per os un'ora prima della scansione. I pazienti sono stati attentamente istruiti sull'esame e sulla scansione in apnea.

I parametri di scansione con apparecchiatura 16-MSCT (Sensation 16, Siemens, Forchheim, Germania) per l'esame angiografico delle arterie coronarie sono: numero di detettori 16, ampiezza del singolo detettore 0,75 mm, periodo di rotazione del gantry 420 ms, kVp 120, mAs 400-500, velocità del tavolo/rotazione 3,0 mm, direzione della scansione cranio-caudale.

Il mdc organo-iodato è stato somministrato per via endovenosa impiegando un prototipo di iniettore automatico (Stellant, MedRAD, Pittsburgh, PN, USA) equipaggiato con due siringhe montate in parallelo e collegate con raccordo ad un'agocannula da 18 Gauge posizionata in una vena antecubitale. Sono stati impiegati due differenti protocolli di somministrazione: nel gruppo 1 sono stati iniettati 140 ml di mdc ad una velocità di 4 ml/s, mentre nel gruppo 2 sono stati iniettati 100 ml di mdc ad una velocità di 4 ml/s seguiti da 40 ml di soluzione fisiologica alla stessa velocità.

La sincronizzazione della scansione con il passaggio del bolo di mdc è stata effettuata mediante tecnica del bolus tracking (CARE bolus, Siemens, Forchheim, Germania). In corrispondenza del lume dell'aorta ascendente è stata posizionata una regione d'interesse (ROI). In corrispondenza della ROI sono state effettuate una serie di scansioni dina-

automatically when the attenuation value exceeds a selected threshold) [6, 9-15]. In addition, the administration of saline solution after the injection of the bolus of cm (bolus chaser) allows to reduce the volume of cm and to obtain the vascular enhancement which is similar to the enhancement obtained with larger volumes of cm [16-18]. The use of the bolus chaser should allow the reduction of the volume of cm [19-21]. The aim of this study is to compare the administration protocol of a bolus of cm without bolus chaser, with a protocol with a smaller volume of cm followed by a bolus chaser in the non-invasive 16-MSCT angiography of the coronary arteries.

Materials and methods

Patients

Thirty-two patients (30 males; mean age 59 years; range 34-79 years), were included prospectively in this study. All the patients underwent a non-invasive 16-MSCT angiography of the coronary arteries. Exclusion criteria for the CT examination were severe arrhythmia, previous allergic reaction to iodinated cm, renal failure (serum creatinine >120 mmol/L), pregnancy, respiratory failure, clinical instability and prominent cardiac failure. This study has been approved by the referring ethical committee and all the patients gave the informed consent. The patients were randomly divided in two groups (group 1 and group 2; 16 patients each), according to the protocol of administration of the cm (Visipaque 320 mg/ml, Amersham Health, Little Chalfont, UK). Age, weight and cardiac frequency (CF) during the scan were registered in all patients.

Scan protocol

One hundred milligrams of methoprolol per os were administered one hour prior the examination to the patients with CF above 65 beats per minute (bpm). The patients were instructed on the examination and on the breath-hold scan.

The scan parameters with 16-MSCT scanner (Sensation 16, Siemens, Forchheim, Germany) for the angiographic examination of the coronary arteries were as follows: number of detectors 16, width of the single detector 0.75 mm, gantry rotation period 420 ms, kVp 120, mAs 400-500, table feed/rotation 3.0 mm, direction of the scan cranio-caudal.

Iodinated cm was administered i.v. using a prototype of power injector (Stellant, MedRAD, Pittsburgh, PN, USA) equipped with two syringes in parallel and connected to the 18 Gauge needle positioned in a cubital vein. Two injection protocols were used: in group 1, 140 ml of cm were injected at a rate of 4 ml/s; in group 2 100 ml of cm were injected at a rate of 4 ml/s followed by 40 ml of saline solution at the same rate.

The synchronization of the scan with the passage of cm was performed through the bolus tracking technique (CARE bolus, Siemens, Forchheim, Germany). A region of interest (ROI) was positioned within the lumen of the ascending aorta. A series of dynamic monitoring scan were performed at the ROI level during the injection of the cm bolus (120 kV, 20 mAs). The angiographic scan was triggered when the average attenu-

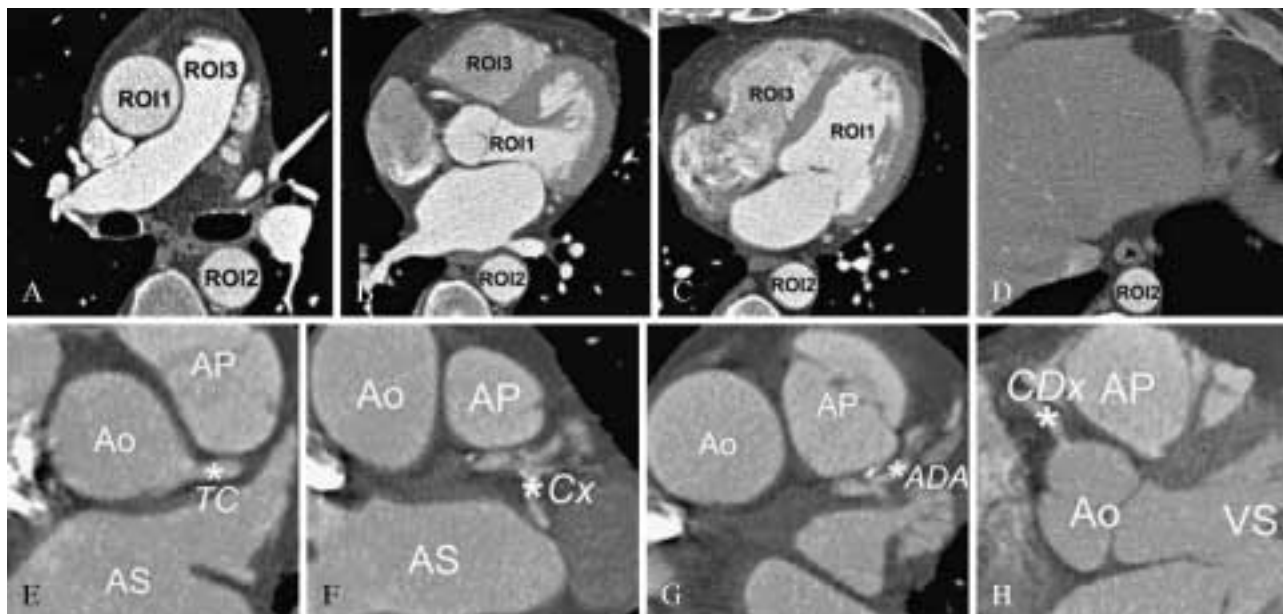


Figura 1. — Posizionamento delle ROI. Il posizionamento delle regioni di interesse a livello dei grossi vasi (A-D) e delle arterie coronarie (E-H) è mostrato in figura. La ROI1 relativa all'aorta ascendente (A), la ROI2 relativa all'aorta discendente (A, B, C e D), e la ROI3 relativa all'arteria polmonare (A e B) sono posizionate a seconda del differente livello al quale viene acquisita l'immagine. 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). La ROI per il tronco comune (asterisco - TC in E), per l'arteria discendente anteriore (asterisco - ADA in G), per l'arteria circonflessa (asterisco - Cx in F) per la coronaria destra (asterisco - CDx in H) sono posizionate sugli strati assiali o su immagini multiplanari favorevoli alla anatomia del vaso.

The position of regions of interest at the level of large vessels (A-D), and coronary arteries (E-H) is displayed. ROI1 in the ascending aorta (A), ROI2 in the descending aorta (A, B, C, e D), and ROI3 in the pulmonary artery (A) are displayed. 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 ventricle (C). The ROIs for the common trunk (asterisk in E), left anterior descending (asterisk ADA in G), left circumflex (asterisk - Cx in F), and right coronary artery (asterisk - CDx in H).

miche di monitoraggio durante l'iniezione del bolo di mdc (120 kV, 20 mAs). La scansione angiografica è stata innescata nel momento in cui l'attenuazione media all'interno della ROI superava una soglia di +100 Unità Hounsfield (HU) al di sopra del valore basale. Al momento dell'innescio, il tavolo raggiunge automaticamente la posizione corrispondente all'inizio della scansione il paziente viene invitato a mantenere l'apnea e dopo 4 secondi la scansione ha inizio.

Ricostruzione delle immagini

Due dataset sono stati ricostruiti con sincronizzazione elettrocardiografica retrospettiva e finestra temporale con inizio a 400 millisecondi prima della successiva onda R. Il primo dataset è servito per la misurazione dell'attenuazione delle arterie coronarie con spessore effettivo dello strato di 1 mm e intervallo di ricostruzione di 0,5 mm, campo di vista (FOV) 160 mm, filtro per tessuti molli. Il secondo dataset è servito per la valutazione dei grandi vasi toracici con spessore effettivo dello strato di 3 mm e intervallo di ricostruzione di 3 mm, campo di vista (FOV) 200 mm, filtro per tessuti molli. Le immagini sono state inviate ad una stazione di lavoro equipaggiata con software di analisi dedicato (Leonardo, Siemens, Forchheim, Germania).

Raccolta dati

L'attenuazione vascolare è stata misurata sulle immagini assiali ed eventualmente multiplanari (fig. 1). Il tempo di

ation of the ROI exceeded the threshold of +100 Hounsfield units (HU) above the basal level. At the time of the triggering, the table reached automatically the position corresponding to the beginning of the scan, the breath-holding instruction was communicated to the patient and after 4 seconds the scan started.

Image reconstruction

Two datasets were reconstructed with retrospective electrocardiographic gating and temporal window starting from 400 ms prior the following R wave. The first dataset was employed for the measurement of the attenuation of the coronary arteries using 1 mm effective slice thickness and reconstruction interval of 0,5 mm, field of view (FOV) 160 mm, soft tissue kernel. The second dataset was utilized for the assessment of the great thoracic vessels with 3 mm effective slice thickness, and reconstruction interval of 3 mm, field of view (FOV) 200 mm, soft tissue kernel. Images were sent to a workstation equipped with a dedicated analysis software (Leonardo, Siemens, Forchheim, Germany).

Data collection

Vascular attenuation was measured in axial images and multiplanar images if needed (Figure 1). The scan time (t) is visible in the DICOM format images with t=0 the time cor-

scansione (t) è visualizzabile in ciascuna immagine in formato DICOM con $t=0$ il tempo corrispondente all'inizio della scansione. Sono state selezionate immagini consecutive a circa 1 s di distanza e in esse è stata misurata l'attenuazione media dei pixel delle seguenti ROI (fig. 1): aorta ascendente-ventricolo sinistro (ROI1); aorta discendente (ROI2); arteria polmonare-ventricolo destro (ROI3). È stata inoltre misurata l'attenuazione a livello della vena cava superiore (ROI4) all'inizio della scansione. Le ROI sono state delineate in maniera da essere più estese possibile.

Le misurazioni relative al tempo 0 per ciascun vaso sono state effettuate al fine di mantenere omogenei i dati. Per questo motivo l'intervallo all'interno del quale è stata misurata la ROI2 (da $t=0$ corrispondente all'inizio della scansione a $t=+16s$) è maggiore dell'intervallo in corrispondenza del quale è stata misurata la ROI1 (da $t=0$ a $t=+10s$) e ROI3 (da $t=0$ a $t=+10s$).

Tutte le scansioni sono state sincronizzate al $t=0$. La media dei valori di attenuazione di ciascuna ROI dei pazienti è stata ottenuta per ciascun punto al fine di generare la curva della media dei valori di attenuazione delle ROI rispetto al tempo.

La geometria del bolo è stata descritta utilizzando come parametri la quantità del mdc e pendenza della curva di potenziamento del vaso durante la scansione (fig. 2). Sono, inoltre, stati considerati rappresentativi della geometria del bolo il valore di attenuazione all'inizio della scansione al $t=0$, il valore massimo di attenuazione (MEV), corrispondente al picco di potenziamento e il tempo necessario per raggiungere quest'ultimo (tMEV).

I valori di attenuazione all'origine delle arterie coronarie sono stati misurati come attenuazione media dei pixel all'interno delle seguenti ROI: TC (arteria coronaria sinistra); ADA (arteria discendente anteriore sinistra); CX (arteria circumflessa sinistra); CDX (arteria coronaria destra). Le ROI sono state delineate in maniera da essere più estese possibile, evitando calcificazioni, placche ateromasiche e stenosi.

Analisi statistica

Sono state ricercate differenze statisticamente significative utilizzando il test t di Student. È stato considerato statisticamente significativo un test con valore $p < 0,05$.

Risultati

In tutti i pazienti, la scansione e il timing del mdc sono stati effettuati con successo. In nessun caso si sono verificati reazioni avverse al mdc. L'età, il peso e la frequenza cardiaca non differivano significativamente tra i due gruppi di pazienti (Tabella I).

Aorta ascendente-ventricolo sinistro (Tabella II, fig. 2A)

L'attenuazione media e pendenza della curva sono risultate leggermente più elevate nel gruppo 2, ma non sono state osservate differenze significative tra i due gruppi ($p > 0,05$). I valori di attenuazione al $t=0$, il MEV e il tMEV sono stati lievemente maggiori nel gruppo 2, pur non essendo state osservate differenze significative tra i due gruppi ($p > 0,05$).

Aorta discendente (Tabella II, fig. 2B)

L'attenuazione media e la morfologia della curva sono risultate leggermente più elevate nel gruppo 2 ma non sono state osservate differenze significative tra i due gruppi

responding to the initiation of the scan. Consecutive images with 1 s spacing were selected and the average attenuation was measured in the following ROIs (Figure 1): ascending aorta-left ventricle (ROI1); descending aorta (ROI2); pulmonary artery-right ventricle (ROI3). The attenuation of the superior vena cava at the beginning of the scan was also measured (ROI4). The ROIs were defined as wide as possible.

The measurements at time 0 for each vessel were performed to preserve the homogeneity of the data. For this reason, the interval in which the ROI2 was measured (from $t=0$ corresponding to the initiation of the scan to $t=+16s$) is longer than the interval in which ROI1 (from $t=0$ to $t=+10$) and ROI3 (from $t=0$ to $t=+10s$) were measured.

All the scans were synchronized at $t=0$. From the mean attenuation values of each patient for each ROI, the curve of the mean attenuation value of the ROIs relative to time was obtained.

The geometry of the bolus was described using as parameters, the volume of cm, the slope of the curve of the vessel enhancement during the scan (Figure 2). The attenuation value at the beginning of the scan at the $t=0$, the maximum attenuation value (MEV), which corresponds to the peak of enhancement, and the time needed to reach the peak of enhancement (tMEV) were also considered indicators of the cm geometry.

The attenuation values at the origin of the coronary arteries were measured as the mean attenuation of the pixels within the following ROIs: TC (left coronary artery); ADA (descendent anterior left coronary artery); CX (left circumflex artery); CDX (right coronary artery). The ROIs were defined as wide as possible, avoiding calcifications, plaques and stenosis.

Statistical analysis

Statistically significant differences between the above-mentioned parameters were analysed using the Student t test. The p -value < 0.05 was considered statistically significant.

Results

In all patients, scan and timing were carried out successfully. In no cases adverse reactions to the cm occurred. The age, weight and CF were not significant different between the two groups of patients (table I).

Ascendine aorta-left ventricle (table II and figure 2A)

The mean attenuation and the curve slope were slightly higher in group 2 than in group 1, with no significant differences between the two groups ($p > 0.05$). The attenuation values at $t=0$, the MEV and tMEV were slightly higher in group 2 than in group 1, with no significant differences between the two groups ($p > 0.05$).

Descending aorta (table II and figure 2B)

The mean attenuation and the curve geometry were slightly higher in group 2 than in group 1, with no significant dif-

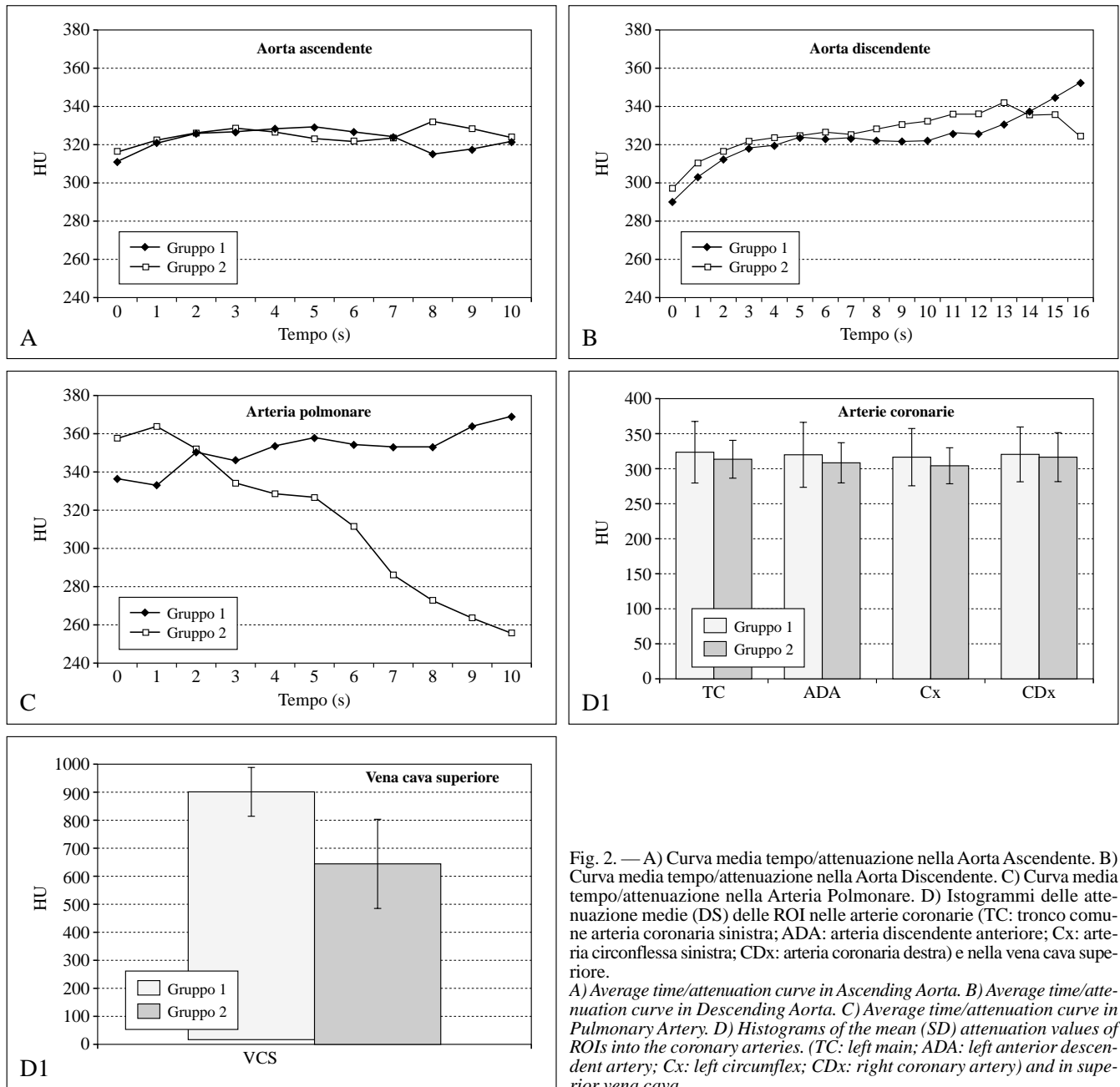


Fig. 2. — A) Curva media tempo/attenuazione nella Aorta Ascendente. B) Curva media tempo/attenuazione nella Aorta Discendente. C) Curva media tempo/attenuazione nella Arteria Polmonare. D) Istogrammi delle attenuazione medie (DS) delle ROI nelle arterie coronarie (TC: tronco comune arteria coronaria sinistra; ADA: arteria discendente anteriore; Cx: arteria circonflessa sinistra; CDx: arteria coronaria destra) e nella vena cava superiore. 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; Cx: left circumflex; CDx: right coronary artery) and in superior vena cava.

($p>0,05$). I valori di attenuazione al $t=0$ e il MEV sono stati lievemente maggiori nel gruppo 2 pur non essendo state riscontrate differenze significative tra i due gruppi ($p>0,05$). Il tMEV è risultato significativamente maggiore nel gruppo 1 rispetto al gruppo 2 ($p<0,05$).

Arteria polmonare-ventricolo destro (Tabella II, fig. 2C)

L'attenuazione media è stata maggiore nel gruppo 1 pur in assenza di differenze significative tra i due gruppi ($p>0,05$). La pendenza della curva è risultata, invece, significativamente maggiore nel gruppo 1 rispetto al gruppo 2 ($p<0,05$).

ferences between the two groups ($p>0.05$). The attenuation values at $t=0$, the MEV were slightly higher in group 2 than in group 1, with no significant differences between the two groups ($p>0.05$). The tMEV was significantly longer in group 1 than in group 2 ($p<0.05$).

Pulmonary artery and right ventricle (table II and figure 2C)

The mean attenuation was higher in group 1, although no significant differences were found between the two groups ($p>0.05$). The slope of the curve was significantly higher in

TABELLA I. — Dati di popolazione.

	Gruppo 1	Gruppo 2
Numero di pazienti	16	16
Maschi/Femmine	12/4	11/5
Età media (anni±DS)	57±12	50±10
Peso medio (kg±DS)	72±9	73±10
Frequenza cardiaca media (bpm±DS)	61±7	61±8
Ritardo medio (secondi±DS)	21,9±1,8	20,5±2,3
Durata media della scansione (secondi±DS)	17,9±0,9	18,2±1,8

TABLE I.—Population data.

	Group 1	Group 2
Number of patients	16	16
Males/Females	12/4	11/5
Mean age (years±SD)	57±12	50±10
Mean weight (kg±SD)	72±9	73±10
Mean heart rate (bpm±SD)	61±7	61±8
Mean delay (seconds±SD)	21,9±1,8	20,5±2,3
Mean scan duration (seconds±SD)	17,9±0,9	18,2±1,8

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

	Aorta ascendente			Aorta discendente			Arteria polmonare		
	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p	Gruppo 1	Gruppo 2	p
Tempo 0 (HU)	311±35	316±35	>0,05	290±33	297±35	>0,05	337±57	358±57	>0,05
VMA (HU)	329±48	332±37	>0,05	353±87	342±70	>0,05	369±105	364±67	>0,05
TVMA (s)	5	8	—	16	13	—	10	1	—
Periodo >300 HU (s)	+0 s a 10 s	+0 s a +10 s	—	+1 s a +16 s	+1 s a +16 s	—	—	—	—

TABLE II.—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)	311±35	316±35	>0,05	290±33	297±35	>0,05	337±57	358±57	>0,05
VMA (HU)	329±48	332±37	>0,05	353±87	342±70	>0,05	369±105	364±67	>0,05
TVMA (s)	5	8	—	16	13	—	10	1	—
Period >300 HU (s)	+0 s a 10 s	+0 s a +10 s	—	+1 s a +16 s	+1 s a +16 s	—	—	—	—

TABELLA III. — Attenuazione nelle arterie coronarie e nella vena cava superiore.

	Gruppo 1	Gruppo 2	p
Tronco comune coronaria sinistra (HU)	324±43	314±27	>0,05
Arteria discendente anteriore (HU)	320±46	309±29	>0,05
Arteria circonflessa (HU)	317±40	305±26	>0,05
Arteria coronaria destra (HU)	321±39	317±35	>0,05
Vena cava superiore (HU)	905±85	645±159	>0,05

TABLE III.—Attenuation in the coronary arteries and superior vena cava.

	Group 1	Group 2	p
Left main (HU)	324±43	314±27	>0,05
Anterior descending artery (HU)	320±46	309±29	>0,05
Circumflex artery (HU)	317±40	305±26	>0,05
Right coronary artery (HU)	321±39	317±35	>0,05
Superior vena cava (HU)	905±85	645±159	>0,05

I valori di attenuazione a $t=0$ e il MEV non hanno presentato differenze significative tra i due gruppi ($p>0,05$). Il tMEV è risultato significativamente maggiore nel gruppo 1 rispetto al gruppo 2 ($p<0,05$).

group 1 than in group 2 ($p<0.05$). The attenuation values at $t=0$ and the MEV did not show significant differences between the groups ($p>0.05$). The tMEV was significantly longer in group 1 than in group 2 ($p<0.05$).

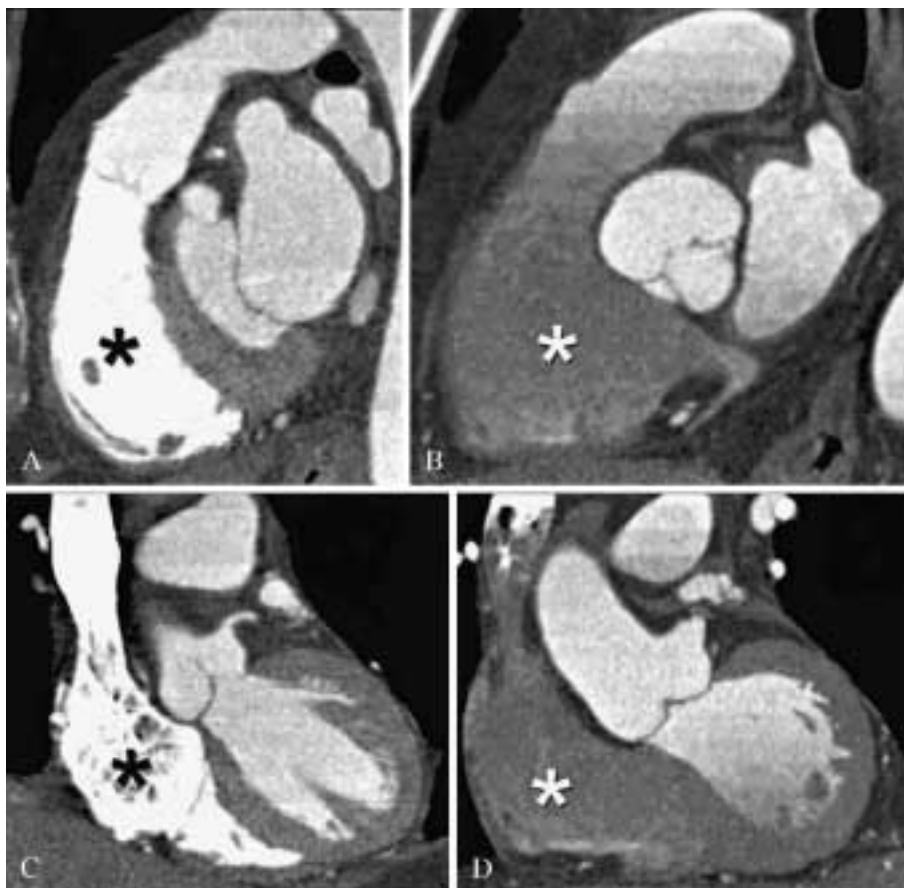


Fig. 3. — Effetto del bolus chaser sul cuore destro. L'impatto del protocollo senza soluzione salina (A e C) e del protocollo con soluzione salina (B e D) sono mostrati in figura. Si osserva come l'utilizzo della soluzione salina determini una spiccata riduzione della attenuazione a livello dell'atrio destro (asterisco C e D) e del ventricolo destro (asterisco A e B), senza avere effetti evidenti sulla attenuazione delle sezioni sinistre del cuore.

Impact of the the protocol without saline chaser (A and C), and with saline chaser (B and D) are showed in figure. It is evident that the use of saline chaser provide a significant reduction of attenuation at the level of the right section of the heart (asterisk), without significant impact on the attenuation of the left heart.

Attenuazione delle arterie coronarie (Tabella III, fig. 2D)

I valori di attenuazione all'origine dei quattro principali vasi coronarici era maggiore nel gruppo 1 pur non essendo state osservate differenze significative tra i due gruppi ($p > 0,05$).

Vena cava superiore (Tabella III, fig. 2D)

L'attenuazione media è stata significativamente più elevata nel gruppo 1 rispetto al gruppo 2 ($p < 0,001$).

Discussione

La nuova generazione di tomografi a 16 strati permette prestazioni elevate rispetto alle precedenti apparecchiature [1-5]. La durata della scansione cardiaca per l'esame angiografico non invasivo delle arterie coronarie è inferiore a 20 secondi [6, 7]. Questo rappresenta il presupposto grazie al quale il volume di mdc può essere ulteriormente ridotto.

Nel presente lavoro sono stati paragonati un protocollo di somministrazione di mdc convenzionale e un protocollo con volume ridotto di mdc e con bolus chaser (fig. 3). Al fine di confrontare i due protocolli, sono stati analizzati due differenti aspetti: 1) l'attenuazione all'origine delle arterie coronarie e 2) la geometria del bolo di mdc all'interno dei grossi vasi toracici. Il primo aspetto rappresenta il risultato diretto del protocollo, utile ai fini diagnostici; mentre il secondo

Attenuation of the coronary arteries (table III and figure 2D)

The attenuation values at the origin of the four main coronary vessels were higher in group 1 than in group 2, with non significant differences between the groups ($p > 0,05$).

Superior vena cava (table III and figure 2D)

The mean attenuation was significantly higher in group 1 than in group 2 ($p < 0,001$).

Discussion

The new generation of 16-row scanner allows better performance than the previous imagers [1-5]. The duration of the cardiac scan for the non-invasive angiographic examination of the coronary arteries in less than 20s [6, 7]. This represents the prerequisite for a further reduction of the volume of cm.

In the present paper, a conventional protocol and a protocol with a small volume of cm and the bolus chaser have been compared (figure 3). In order to compare these two protocols, the following aspects have been analysed: 1) the attenuation at the origin of the coronary arteries and 2) the geometry of the cm within the great thoracic vessels. The

aspetto è utile per rappresentare la geometria del potenziamento che è all'origine del primo aspetto.

Per quanto concerne il primo aspetto, in entrambi i gruppi sono stati ottenuti valori di attenuazione simili a livello dell'origine delle arterie coronarie. In altre parole, entrambi i protocolli forniscono un potenziamento adeguato per la visualizzazione delle arterie coronarie.

Per ciò che concerne il secondo aspetto, l'attenuazione media è risultata elevata in entrambi i gruppi (>320 HU) nell'aorta ascendente e discendente. La pendenza media delle curve è stata prossima allo 0, il che equivale ad un enhancement a plateau. Ciò può essere anche giustificato dal timing ottimale fornito dalla tecnica del bolus tracking. I valori di attenuazione al tempo 0 e il MEV sono risultati analoghi nei due gruppi. Al contrario, il tMEV era significativamente più lungo nell'aorta discendente (~3,2 s) e significativamente più breve nell'arteria polmonare (~3,6 s), nel protocollo convenzionale. Queste osservazioni non si prestano ad un'univoca interpretazione, ma probabilmente il risultato è dovuto all'esiguità della popolazione studiata.

Una differenza significativa tra i due gruppi è stata invece osservata a livello dell'arteria polmonare. Nel gruppo 1, l'effetto di «vis a tergo», che permette di sospingere il mdc nell'atrio destro evitando che il lento flusso venoso diluisca il bolo di mdc, è stato ottenuto attraverso un volume maggiore di mdc. Al contrario nel gruppo 2 questo stesso effetto è stato ottenuto dal chaser di soluzione fisiologica che spinge il mdc attraverso le vene del braccio, con il medesimo effetto dell'iniezione di un volume di mdc maggiore. Questa osservazione è confermata dal riscontro di un valore di attenuazione significativamente inferiore osservato nella vena cava superiore nel gruppo 2, che ha comunque presentato valori di attenuazione ottimali a livello delle arterie coronarie. In altre parole, l'impiego del bolus chaser permette di ottenere un potenziamento ottimale delle arterie coronarie con minima attenuazione delle cavità destre del cuore. Ciò rappresenta un vantaggio per una migliore visualizzazione del tratto intermedio della RCA (segmento 2), soggetto ad artefatti da indurimento del fascio quando il mdc iper-concentrato si trova a livello delle cavità destre del cuore. Studi precedenti effettuati con bolus chaser hanno sostenuto che gli stessi risultati in termini di potenziamento vascolare e parenchimale potessero essere raggiunti con l'utilizzo di un volume inferiore di mdc (dal 20 al 40% in meno) con una concomitante riduzione degli artefatti in corrispondenza della vena cava superiore [16-18, 22]. La soluzione fisiologica eviterebbe la riduzione della velocità del mdc nelle vene del braccio che normalmente provoca un aumento della concentrazione del mdc dopo la fine dell'iniezione del mdc [9].

Lo studio avrebbe potuto essere completato con la valutazione della visualizzazione delle arterie coronarie e dei loro rami. Si è scelto di non procedere in questa valutazione poiché, il diametro variabile delle arterie stesse, la variabilità della FC e la presenza della MAC avrebbero potuto compromettere la visualizzazione del lume del vaso, impedendo la valutazione accurata del potenziamento e del protocollo di somministrazione del mdc. Il numero di pazienti reclutati per questo studio sarebbe stato inoltre troppo esiguo perché tutte queste variabili potessero essere considerate.

La valutazione della geometria del bolo di contrasto nei grossi vasi non è stata effettuata in maniera dinamica su sezioni allo stesso livello per motivi pratici ed etici poiché sarebbero state necessarie ripetute scansioni allo stesso livello.

first aspect represent the direct result of the protocol, useful for diagnostic purposes; while the second aspect is useful to represent the geometry of the enhancement, which is the cause of the first aspect.

The two protocols showed comparable attenuation values at the level of coronary arteries. In other words both protocols provided adequate enhancement for the visualization of the coronary arteries.

The average attenuation resulted always high (>320 HU in ascending and descending aorta for both groups). The average slopes of the time-attenuation curves resulted in ascending and descending aorta approximately around 0, which means that the pattern of enhancement was a plateau. This can be explained by the optimal timing which is provided by the bolus tracking technique. The attenuation values at t=0 and the MEV were similar in both groups. On the opposite, the tMEV was significantly longer in the descending aorta (~3.2 s) and significantly shorter in the pulmonary artery (~3.6 s), in the conventional protocol. These observations do not allow clear explanation and the result is probably due to the small sample.

A significant difference between the groups was observed in the pulmonary artery. In group 1, the effect of the "vis a tergo", which push the cm in the right atrium, and prevents the dilution of the cm by the slow venous flow, was obtained through a larger volume of cm. On the opposite, in group 2, the same effect has been obtained using a bolus chaser of saline solution which push the cm through the veins of the arm with the same effect of the larger volume of cm. This observation was confirmed by the attenuation value significantly inferior in the vena cava in group 2, which had optimal values in the coronary arteries. In other words, the use of the bolus chaser allows optimal enhancement of the coronary arteries with minimal enhancement of the right heart cavities. This is an advantage for a better visualization of the intermediate tract of the RCA (segment 2), which is prone to beam hardening artifacts due to the hyper concentrated cm within the right heart. Previous studies performed with bolus chaser showed that the same results in terms of vascular enhancement could be obtained using a smaller volume of cm (from 20 to 40% less) with lesser beam hardening artifacts of the superior vena cava [16-18, 22]. The saline solution prevents the slow flowing of the cm that usually causes an increase of the cm concentration at the end of the injection [9].

The present study could have been completed with the assessment of the visualization of the coronary arteries with the distal branches. This option has not been performed because the diameter of the arteries, the CF variability and the MAC could have affected the visualization of the vessel lumen, avoiding the accurate evaluation of the enhancement and the cm administration protocol. In addition, the number of patients would have been to consider all these variables.

The assessment of the geometry of the cm bolus in the great vessels has not been performed with a dynamic technique with a slice positioned at the same level for practical and ethical reasons.

Conclusioni

L'integrazione del bolus chaser nel protocollo di somministrazione del mdc nell'angiografia coronaria non invasiva con 16-MSCT permette di ottenere un potenziamento ottimale delle strutture vascolari, di ridurre il volume di mdc, l'attenuazione della vena cava superiore e delle sezioni destre del cuore ed, infine, di contenere i costi e il rischio di nefropatia indotta da mdc.

Conclusions

In conclusion, the combination of the bolus chaser in the administration protocol of the cm in non-invasive 16-MSCT angiography of the coronary arteries allows optimal enhancement of the vascular structures, with smaller volume of cm, lesser attenuation of the superior vena cava and the right heart, reducing the costs and the risk of renal disease.

Bibliografia/References

- 1) Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R *et al*: Angiografia coronarica non invasiva con tomografia computerizzata spirale multistrato: stato dell'arte e prospettive future. *Radiol Med* 106: 269-283, 2003.
- 2) Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R *et al*: Angio-TC con apparecchiature spirali ad uno, quattro e sedici strati: Nota tecnica. *Radiol Med* 106: 284-296, 2003.
- 3) 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.
- 4) 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.
- 5) 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.
- 6) Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA *et al*: Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 106: 2051-2054, 2002.
- 7) 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.
- 8) Cademartiri F, Nieman K, Raaymakers RH *et al*: Non-invasive demonstration of coronary artery anomaly performed using 16-slice multidetector spiral computed tomography. *Ital Heart J* 4: 56-59, 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: 598-607, 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) Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R *et al*: Tecniche per ottimizzare l'opacizzazione coronarica in angiografia non invasiva con TC multistrato a 16 detettori. *Radiol Med* (in press).
- 16) Haage P, Schmitz-Rode T, Hubner D *et al*: Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of the thorax. *AJR Am J Roentgenol* 174: 1049-1053, 2000.
- 17) Hopper KD, Mosher TJ, Kasales CJ, *et al*: Thoracic spiral CT: delivery of contrast material pushed with injectable saline solution in a power injector. *Radiology* 205: 269-271, 1997.
- 18) Bader TR, Prokesch RW, Grabenwoger F: Timing of the hepatic arterial phase during contrast-enhanced computed tomography of the liver: assessment of normal values in 25 volunteers. *Invest Radiol* 35: 486-492, 2000.
- 19) Garcia P, Genin G, Bret PM *et al*: Hepatic CT enhancement: effect of the rate and volume of contrast medium injection in an animal model. *Abdom Imaging* 24: 597-603, 1999.
- 20) Han JK, Kim AY, Lee KY *et al*: Factors influencing vascular and hepatic enhancement at CT: experimental study on injection protocol using a canine model. *J Comput Assist Tomogr* 24: 400-406, 2000.
- 21) Yamashita Y, Komohara Y, Takahashi M *et al*: Abdominal helical CT: evaluation of optimal doses of intravenous contrast material-a prospective randomized study. *Radiology* 216: 718-723, 2000.
- 22) Dorio PJ, Lee FT Jr, Henseler KP *et al*: Using a Saline Chaser to Decrease Contrast Media in Abdominal CT. *AJR Am J Roentgenol* 180: 929-34, 2003.

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