

La Radiologia Medica - Radiol Med 110: 16-41, 2005
Edizioni Minerva Medica - Torino

Introduzione all'imaging coronarico con tecnologia TC a 64 strati

Filippo CADEMARTIRI^{1,2} - Giuseppe RUNZA^{1,3}
Manuel BELGRANO^{1,4} - Giacomo LUCCICHENTI⁵
Nico R. MOLLET¹ - Patrizia MALAGUTTI^{1,6}
Marco SILVESTRINI⁷ - Massimo MIDIRI³ - Maria COVA⁴
Roberto POZZI MUCELLI⁸ - Gabriel P. KRESTIN¹

Con questo articolo si vogliono illustrare gli aspetti tecnici principali dei sistemi di Tomografia Computerizzata di ultima generazione a 64 strati e le loro possibilità applicative in angiografia coronarica. Particolare attenzione è stata rivolta alle componenti tecnologiche dei nuovi scanner multistrato (sistema tubo radiogeno-detettori) ed ai parametri di scansione e di ricostruzione delle immagini. Infine verranno definiti i protocolli della nuova generazione di scanner utilizzati per gli studi cardio-angiografici per fornire al medico radiologo una base sulla quale orientare le differenti possibilità di studio in funzione del quesito diagnostico.

PAROLE CHIAVE: Tomografia Computerizzata, spirale - Tomografia Computerizzata, multistrato - Tomografia Computerizzata, tecnologia - Tomografia Computerizzata, angiografia.

Introduzione

Dall'introduzione nel 1972 della prima generazione di tomografi computerizzati (TC) [1], la cui scoperta valse nel 1979 il Premio Nobel per la Medicina a Godfrey Hounsfield e Allan Cormack [2], molte innovazioni tecnologiche si sono susseguite. In questi ultimi anni vi è stata una vera e propria «corsa agli armamenti», che si è tradotta dalle apparecchiature a singolo strato, a quelle ad acquisizione spirale multistrato a 2, 4, 8 e 16 detettori [3-5]. Tra i miglioramenti più importanti si annovera l'aumento della velocità di rotazione, che si traduce in un incremento della risoluzione temporale e della risoluzione spaziale lungo l'asse z, resa possibile anche dall'impiego di collimazioni sottili con acquisizioni volumetriche estese. L'imaging vascolare non invasivo rappresenta in tal senso un'importante applicazione clinica che ha permesso all'angiografia TC (angio-TC) di presentarsi come valida alternativa all'angiografia digitale a sottrazione (ADS) [5-15].

Di recente è stata introdotta l'ultima generazione di TC multidetettore, che permette di acquisire contemporaneamente 64 strati per rotazione. L'ulteriore miglioramento della risoluzione spaziale e temporale di questa nuova tecnologia, ha già fornito, nelle prime sperimentazioni cliniche, risultati incoraggianti in campo cardiaco. Nel futuro l'ottimizzazione dei protocolli permetterà di raggiungere livelli di accuratezza diagnostica competitivi se rapportati a quelli

Introduction to coronary imaging with 64-slice Computed Tomography

The aim of this article is to illustrate the main technical improvements in the last generation of 64-row CT scanners and the possible applications in coronary angiography. In particular, we describe the new physical components (X-ray tube-detectors system) and the general scan and reconstruction parameters. We then define the scan protocols for coronary angiography with the new generation of 64-row CT scanners to enable radiologists to perform a CT study on the basis of the diagnostic possibilities.

KEY WORDS: Computer Tomography, Spiral - Computer Tomography, Multislice - Computer Tomography, Technology - Computer Tomography, Coronary Angiography.

Introduction

Since the introduction of the first generation of computerised tomography (CT) machines in 1972 [1], the invention of which earned Godfrey Hounsfield and Allan Cormack the 1979 Nobel Prize in Medicine [2], the technique has seen many technological innovations. Over the past few years there has been a veritable "arms race", which has translated into the evolution of single-slice scanners into spiral multislice scanners with 2-, 4-, 8-, and eventually 16-detector rows [3-5]. One of the most important improvements is the faster rotation speed and resulting better temporal resolution and z-axis spatial resolution, also made possible by the use of thin collimations with extensive volumetric acquisitions. In this sense noninvasive vascular imaging is an important clinical application which has enabled CT-angiography to become a valid alternative to digital subtraction angiography (DSA) [5-15].

A new generation of multidetector CT scanners has recently been introduced which allows the simultaneous acquisition of 64 slices per rotation. The improvements in spatial and temporal have already been experimentally shown to provide encouraging results in cardiac imaging. The future optimisation of protocols will allow competitive levels of diagnostic accuracy to be attained compared to the invasive and noninvasive methods currently used in this imaging field [16, 17].

¹Dipartimento di Radiologia - Erasmus Medical Center - Rotterdam - Olanda - ²Dipartimento di Radiologia - Unità di Imaging Cardiovascolare Non Invasivo - Azienda Ospedaliera di Parma - ³DIBIMEL - Sezione di Scienze Radiologiche - Università di Palermo - ⁴Istituto di Radiologia - Ospedale di Cattinara - Università degli Studi - Trieste - ⁵Fondazione Biomedica Europea - ONLUS - Roma - ⁶Dipartimento di Cardiologia - Università degli Studi - Ferrara - ⁷Siemens Medical Solutions - ⁸Dipartimento di Radiologia - Università degli Studi - Verona.

Pervenuto alla Redazione il 7.2.2005; accettato per la pubblicazione il 25.3.2005.

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

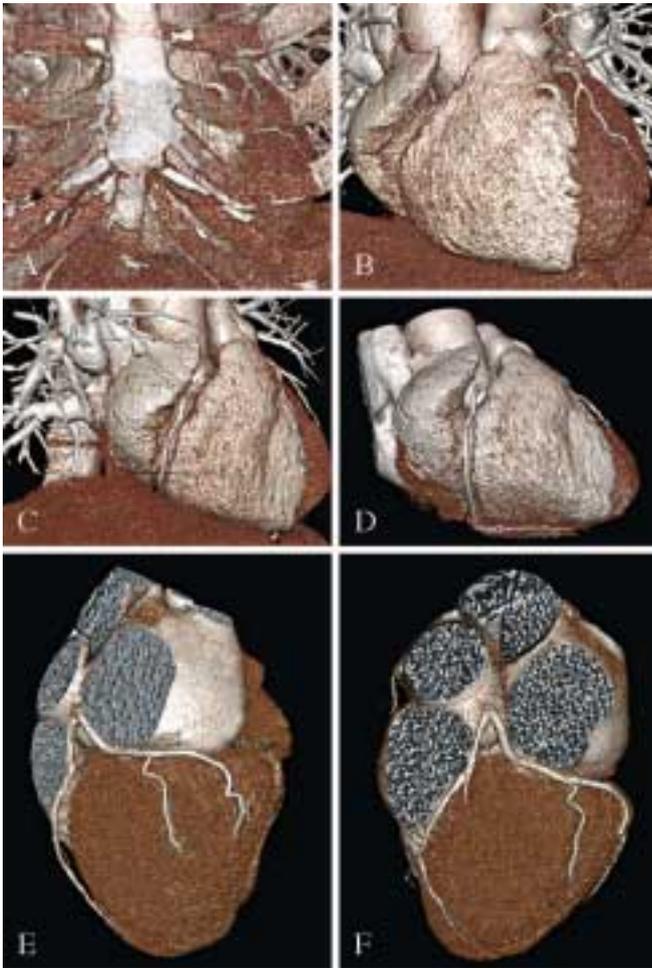


Fig. 1. — Esempio di segmentazione di un'immagine 3D volume rendering. Dall'immagine iniziale (A) il software permette di ottenere, attraverso una segmentazione veloce e semplice (B e C), il decorso dei rami principali dell'albero coronarico (D-F).

Example of segmentation of a 3D volume rendered image. Starting from the first image (A) through fast and easy segmentation (B and C) the software traces the course of the main branches of the coronary tree (D-F).

delle metodiche invasive e non, attualmente di comune uso clinico in questo campo d'applicazione [16, 17].

TC multistrato a 64 strati

I sistemi TC sono uno dei pilastri della medicina moderna, in grado di fornire immagini diagnostiche in pochi secondi. La Tomografia Computerizzata Multistrato (TCMS) introduce nuove applicazioni cliniche, quali ad esempio, lo studio del cuore o la colonscopia virtuale. Sia i tubi radiogeni che i sistemi detectori sono la chiave di volta nei criteri di differenziazione del mercato delle apparecchiature TCMS essendo le componenti più importanti del «cuore» di un sistema TCMS.

La combinazione di un tempo di rotazione veloce con l'acquisizione multistrato è particolarmente importante per le applicazioni cardiache [5, 16]. Oggi il medico radiologo si aspetta dall'ultima tecnologia TCMS un miglioramento significativo nella visualizzazione dei più fini dettagli, mentre il

64-slice multidetector CT

CT systems are one of the mainstays of modern medicine, able to provide diagnostic images within seconds. Multislice Computed Tomography (MSCT) introduces new clinical applications, such as the study of the heart or virtual colonoscopy. Both the x-ray tubes and the detector systems are key to differentiate MSCT scanners on the market: these components are more important than the "heart" of a MSCT system.

The combination of fast rotation and multislice acquisition is particularly important for cardiac applications [5, 16]. Radiologists today expect the newer MSCT scanners to provide significantly better visualisation of the finest details, whereas the larger volume and the higher acquisition speed are already known features of 16-slice scanners. Latest-generation 64-slice MSCT scanners and their technology fulfil these expectations. They allow the acquisition of 64 submillimeter slices per rotation and, by combining an isotropic spatial resolution (0.4 mm^3) and a rotation speed of about 0.33 s, they routinely provide the radiologist with optimal image quality and the visualization of, for example, small vessels of the intracranial, pulmonary, mesenteric, renal and peripheral regions as well as the entire coronary tree (figs. 1, 2). In addition, they redefine the method of MSCT analysis of coronary plaques allowing in-stent evaluation.

The scanner used in this study (SOMATOM Sensation 64, Siemens, Erlangen, Germany) implements some new and innovative technologies such as: STRATON[®] x-ray tube (fig. 3), z-Sharp[™] Technology (fig. 4) and the "UltraFastCeramic" detector system (UFC[™]; fig 5). The STRATON[®] tube is characterised by a special oil-based cooling system which allows for smaller size and weight. These features allow gantry rotation times below 330 ms. The resulting effective temporal resolution, using an 180° acquisition protocol, is therefore 165 ms. z-Sharp[™] Technology is characterised by a continuous shift in beam direction between two points on the z axis. The double x-ray beam is thus directed onto a array of detectors with 32 layers, each with a thickness of 0.6 mm. The final result of a scan acquired with this tube-detector system and the resulting reconstruction geometry leads to an image with a near isotropic voxel of $0.0 \times 0.3 \times 0.4 \text{ mm}^3$.

The level of performance of a CT detector system depends on the detectors themselves as much as on the signal conversion logic. A CT detector consists of many parts. The scintillator converts the X-rays into light signals. The photodiodes, placed directly under the scintillator, capture the fluorescent light and turn it into electrical pulses. These signals are transmitted through several electrical channels, they are processed and eventually transformed into a image. The detectors' greater efficiency in converting radiation involves a lower patient dose. Therefore the detector materials must be able to absorb as many X-rays as possible and convert them into light signals. This has led to the development of detectors with very short delays. This is an important factor when the gantry rotates around the patient in less than half a second and the X-ray beam penetrates first the soft tissues and then bone. Until a few years ago, computed tomography systems had only one row of detectors, allowing the acquisition of one slice per rotation. Subsequently, the introduction

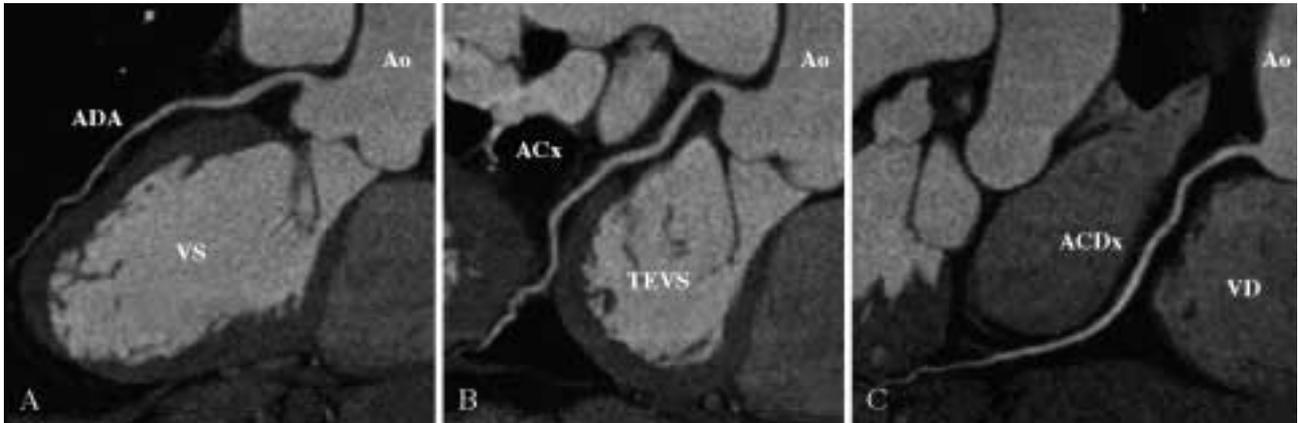


Fig. 2. — Esempio di immagini MPR curve delle arterie coronarie. In figura sono mostrati i decorsi dell'arteria coronaria discendente anteriore (A), dell'arteria circonflessa (B) e dell'arteria coronaria destra (C). Abbreviazioni: ADA = arteria coronaria discendente anteriore; VS = ventricolo sinistro; Ao = aorta ascendente; ACx = arteria coronaria circonflessa; TEVS = tratto di efflusso del ventricolo sinistro; ACDx = arteria coronaria destra; VD = ventricolo destro.

Example of curved MPR images of the coronary arteries. The figure shows the course of the anterior descending coronary artery (A), circumflex artery (B) and right coronary artery (C). Abbreviations: ADA = anterior descending artery; VS = left ventricle; Ao = ascending aorta; ACx = circumflex coronary artery; TEVS = outflow tract of left ventricle; ACDx = right coronary artery; VD = right ventricle.

più ampio volume e la più elevata velocità di acquisizione già rappresentano caratteristiche conosciute con gli scanner a 16 strati. Gli scanner dell'ultima generazione di TCMS a 64 strati e la loro tecnologia soddisfano queste aspettative. Essi consentono l'acquisizione di 64 strati sub-millimetrici per rotazione e permettono al medico radiologo di raggiungere routinariamente, combinando una risoluzione spaziale isotropica ($0,4 \text{ mm}^3$) e una velocità di rotazione pari a circa $0,33 \text{ s}$, un'ottimale qualità di immagine e la visualizzazione, per esempio, dei vasi di piccolo calibro del distretto intracranico, polmonare, mesenterico, renale e periferico come pure dell'intero albero coronarico (figg. 1, 2). Inoltre in quest'ultimo campo essi ridefiniscono la metodologia di analisi TCMS delle placche coronariche permettendo la valutazione all'interno degli stent.

L'apparecchio da noi utilizzato in questo lavoro (SOMATOM Sensation 64, Siemens, Erlangen, Germania) utilizza alcune nuove ed innovative tecnologie quali: il tubo radiogeno STRATON® (fig. 3), la Tecnologia z-Sharp™ (fig. 4) ed il sistema di detettori «UltraFastCeramic» (UFC™; fig. 5). Il tubo radiogeno STRATON® è caratterizzato da un particolare sistema di raffreddamento a bagno d'olio che permette riduzione delle dimensioni e del peso. Queste caratteristiche consentono di raggiungere tempi di rotazione inferiori a 330 ms . L'effettiva risoluzione temporale che ne scaturisce utilizzando il protocollo di acquisizione a 180° è, quindi, di 165 ms . La Tecnologia z-Sharp™ è caratterizzata da un continuo cambiamento della direzione del fascio radiogeno tra due punti sull'asse z. Il doppio fascio radiogeno è così diretto su un pannello di detettori con 32 strati e lo spessore di ogni singolo strato è di $0,6 \text{ mm}$. Il risultato finale di una scansione acquisita con questo sistema tubo-detettori e la geometria di ricostruzione che ne consegue porta ad un'immagine con voxel quasi isotropico di $0,3 \times 0,3 \times 0,4 \text{ mm}^3$.

Il livello di performance di un sistema di detettori per TC dipende tanto dai detettori stessi quanto dalla logica di conversione del segnale. Un detettore per TC è costituito da molte parti. Lo scintillatore, menzionato sopra, converte i raggi X



Fig. 3. — Tubo radiogeno STRATON®. Il nuovo tubo radiogeno STRATON® è caratterizzato da un originale quanto innovativo sistema di raffreddamento che dissipa il calore direttamente nell'olio circostante. STRATON® x-ray tube. The new STRATON® x-ray tube features an innovative cooling system whereby the heat is directly dissipated into the surrounding oil.

of multislice systems, with arrays of detectors rows, allowed the acquisition of contiguous slices during a single rotation. This made it possible to acquire a larger body area in the same period of time, with better image quality. In addition to this

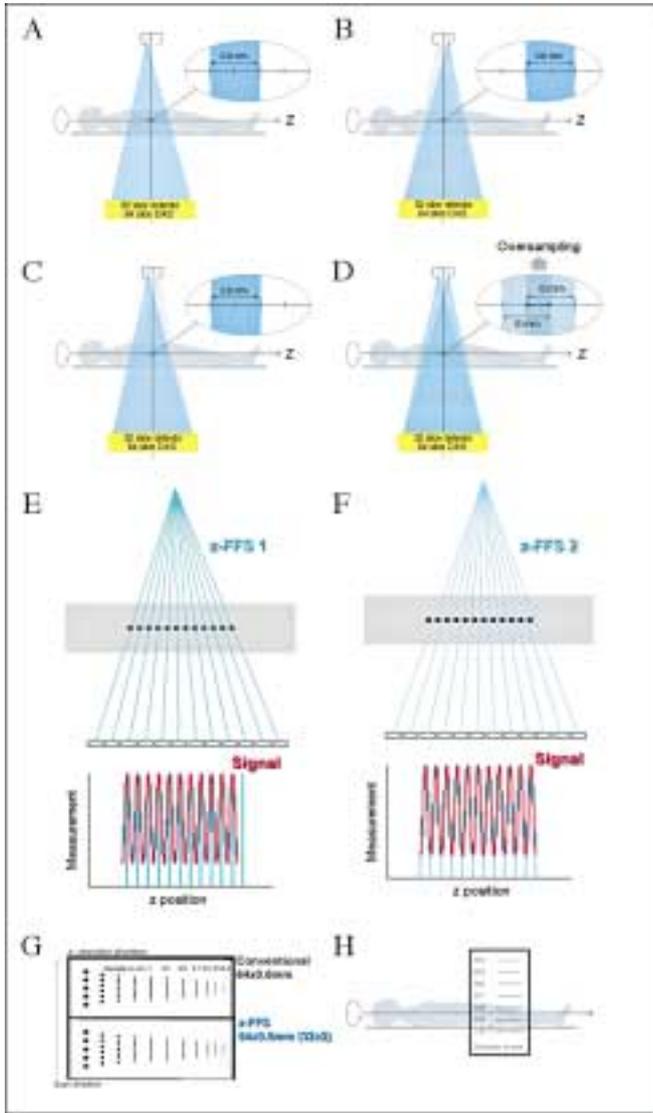


Fig. 4. — Tecnologia z-Sharp™. Tecnologia z-Sharp™ è caratterizzata da un continuo cambiamento della direzione del fascio radiogeno tra due punti sull'asse z (z-FFS= z-Flying Focal Spot). La figura mostra le due posizioni del fascio radiogeno (A-D). Stabiliti lo spessore del detettore di 0,6 mm e la geometria del fascio radiogeno, ne risulta durante la scansione una sovrapposizione del fascio radiogeno all'isocentro (D). Il risultato finale di una scansione acquisita con questo sistema tubo-detettori e la geometria di ricostruzione che ne consegue porteranno ad un'immagine con un voxel quasi isotropico le cui dimensioni saranno 0,3×0,3×0,4 mm³. Lo stesso concetto è rappresentato per multipli punti in E ed F. Il fantoccio da sperimentazione è stato testato utilizzando un'apparecchiatura dotata di un pannello "reale" di 64 detettori e una seconda apparecchiatura con pannello di 32×2. Le immagini (G e H) che ne risultano mostrano chiaramente che la risoluzione spaziale è più elevata nell'acquisizione con la seconda apparecchiatura. z-Sharp™ technology. z-Sharp™ technology is characterised by the continuous shifting of the x-ray beam direction between two points in the z axis (z-FFS= z-Flying Focal Spot). The figure shows the two positions of the x-ray beam (A-D). Having established a detector thickness of 0.6 mm and the beam geometry, during the scan there is an overlap of the beam at the isocentre (D). The final outcome of a scan employing this tube-detector system and related reconstruction geometry will be an image with a near isotropic voxel of 0.3×0.3×0.4 mm³. The same concept is represented for multiple points in E and F. The phantom was tested on a scanner with a "real" 64-detector panel and another with a 32×2 detector. The resulting images (G and H) clearly the higher spatial resolution achieved with the second scanner.

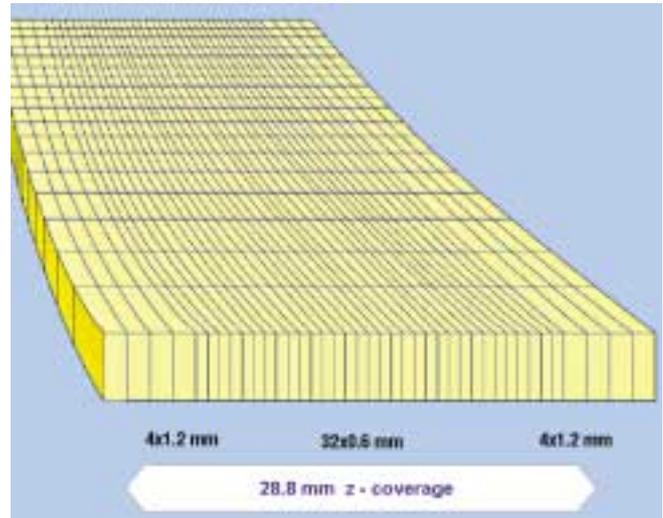


Fig. 5. — Pannello di detettori. Detector panel.

was the further advantage of dramatically reducing examination times, an important improvement if we consider that for chest or heart examinations patients have to hold their breath to prevent chest movements compromising image quality. With the latest generation of MSCT scanners examination time is considerably reduced.

The clinical impact of the new technologies consists in improving image quality in terms of both spatial and temporal resolution.

Improved spatial resolution affects many aspects of non-invasive coronary imaging:

- it increases the ability to visualize the smaller vessels (e.g., distal coronary branches) [18];
- it increases the ability to quantify calcium as the blooming artefact is reduced;
- it reduces the blooming effect of stents and therefore demonstrates the intracoronary lumen inside the stent (fig. 6);
- it allows better definition of the presence of coronary plaques and better quantification of their features (i.e. volume, attenuation, etc.).

Improved temporal resolution affects several other aspects of noninvasive coronary imaging:

- it increases the ability to freeze images within the cardiac cycle;
- it allows the identification of additional reconstruction windows within the cardiac cycle;
- it boosts the system's performance when assessing left ventricular function;
- it reduces scanning time.

Cardiac applications of Multislice CT systems

The technical features of scanners vary with the models and their technological evolution is fast and continuous. The exact temporal resolution of the images obtained with MSCT scanners depends on many factors, which include gantry

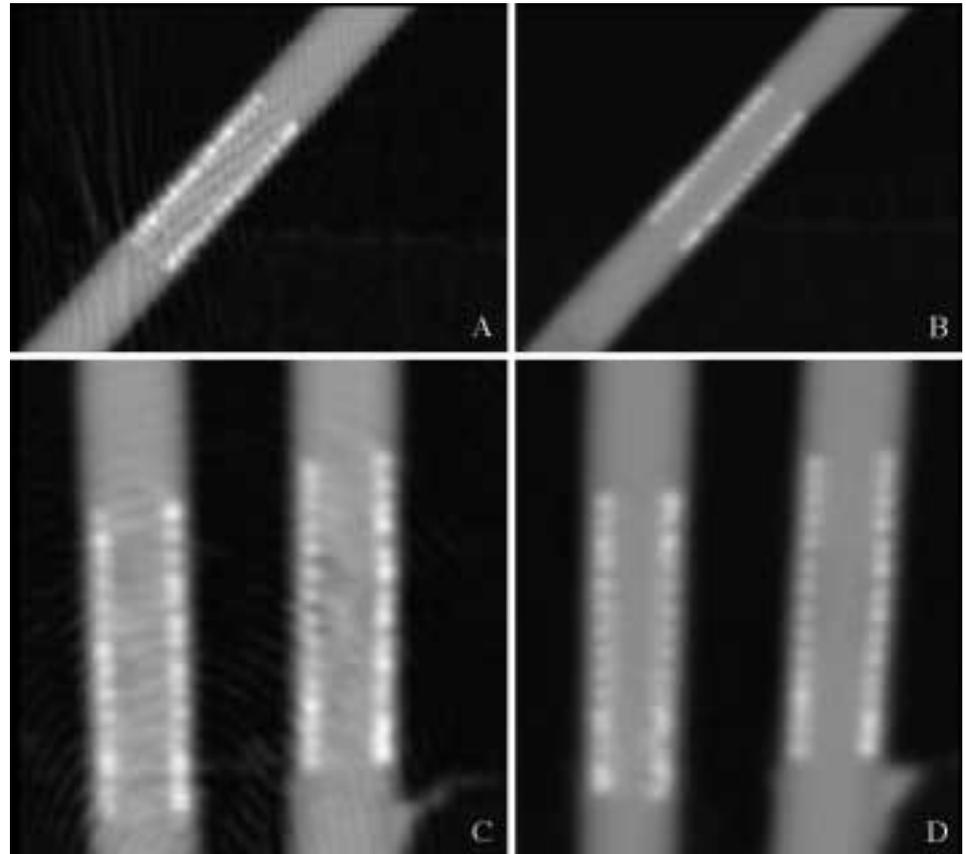


Fig. 6. — Visualizzazione di un fantoccio che simula delle arterie coronarie con impiantati degli stent coronarici: TC 16 strati vs TC 64 strati. Utilizzando un fantoccio che simula delle arterie coronarie con stent impiantati è chiara la superiorità in termini di qualità e regolarità dell'immagine passando dall'acquisizione TC con 16 strati (A e C) a quella con 64 strati (B e D).

Visualisation of a phantom of the coronary arteries with stents: 16-slice vs 64-slice CT. This phantom simulating stented coronary arteries clearly shows the difference in terms of image quality and smoothness between 16-slice CT (A and C) and 64-slice CT (B and D).

in segnali luminosi. I fotodiodi, posizionati direttamente al di sotto dello scintillatore, «catturano» la luce fluorescente e la trasformano in impulsi elettrici. Questi segnali sono trasmessi attraverso numerosi canali elettrici, vengono elaborati e alla fine trasformati in immagine. La maggiore efficienza dei detectori nel convertire la radiazione comporta una minor dose per il paziente. Pertanto, i materiali del detector devono essere capaci di assorbire il maggior numero di quanti di raggi X possibili e convertirli in segnali luminosi. Si sono così ottenuti dei detectori caratterizzati anche da tempi di latenza estremamente breve. Questo risulta essere un fattore importante quando il gantry ruota attorno al paziente in meno della metà di un secondo e il fascio di raggi X penetra prima i tessuti molli e poi l'osso. Fino a pochi anni fa, i sistemi per tomografia computerizzata avevano solo una singola linea di detectori, e permettevano l'acquisizione di un singolo strato per rotazione. Successivamente, l'introduzione dei cosiddetti sistemi multistrato, caratterizzati da molte linee di detectori posizionati uno dopo l'altro, permise l'acquisizione di strati contigui durante una singola rotazione. Come risultato divenne possibile acquisire una più ampia regione corporea nell'arco dello stesso periodo di tempo, con un miglioramento della qualità dell'immagine. A ciò si aggiunge il vantaggio addizionale di ridurre drasticamente i tempi dell'esame, un miglioramento importante considerando che per gli esami del torace o del cuore, il paziente deve mantenere un'apnea inspiratoria per garantire che la qualità dell'immagine non sia compromessa

rotation time, measurement and position of the field of view in the entire scan and reconstruction and postprocessing algorithms. In reality, the data acquired in half a gantry rotation are sufficient for the reconstruction of a single cross-sectional image; therefore the temporal resolution of the latest MSCT scanners is around 250 ms or less [19-21]. This may be enough to obtain images of the heart in the diastolic phase (when heart movement is minimal), which are free of evident movement artefacts if the heart rate is <70 beats per minute.

Patient selection

Clinical applications

According to the literature the clinical applications for MSCT coronary angiography are few. The applications that have been validated are: assessment of patients with inconclusive preliminary investigations as to the presence of significant coronary stenosis, patients with recurrent angina, follow-up of patients following coronary artery by-pass grafting (CABG), follow-up of coronary stents when placed in the main branches, assessment of coronary anomalies and of chronic coronary occlusion prior to percutaneous recanalisation.

As MSCT-CA has a high negative predictive value it can be used to exclude the presence of significant stenosis when preliminary investigations with low diagnostic probability

TABELLA I. — Performance diagnostica della TCMS nell'individuazione delle stenosi coronariche, adottando l'angiografia coronarica convenzionale come standard di riferimento (TC a 16 strati).

	TC	β	Pop. (n)	Valutazione	D (%)	Prev (n)	Escl (%)	Sens (%)	Spec (%)	VPP (%)	VPN (%)
Nieman <i>et al.</i> [5]	12	+	58	Vasi >2,0 mm	50	1,1	—	95	86	80	97
Ropers <i>et al.</i> [18]	12	+	77	Vasi >1,5 mm	50	1,0	12	92	93	79	97
Kuettner <i>et al.</i> [67]	16	+	60	Segmenti	50	1,2	6	72	97	72	97
Mollet <i>et al.</i> [37]	16	+	128	Segmenti	50	1,6	—	92	95	79	98
Martuscelli <i>et al.</i> [38]	16	+	64	Segmenti	50	16%	1.4	94	97	91	98
Hoffmann <i>et al.</i> [68]	16	+	33	Segmenti	50	1,6	—	63	95	64	96
Mollet <i>et al.</i> [70]	16	+	51	Segmenti	50	1,2	—	95	98	87	99
Kuettner <i>et al.</i> [69]	16	+	72	Segmenti	50	1,6	—	82	98	87	97

Utilizzo di beta-bloccanti (β); valutazione per ramo o segmento (Valutazione); riduzione del diametro considerata significativa (D); numero di vasi o segmenti stenotici per paziente (Prev.); percentuale di segmenti o rami esclusi (Escl.); sensibilità (Sens.); specificità (Spec.); valore predittivo positivo (VPP) e negativo (VPN) prendendo in considerazione la possibilità valutativa dei segmenti e dei rami.

TABLE I.—Diagnostic performance of MSCT in identifying coronary stenoses, taking conventional coronary angiography as the reference standard (16-slice CT).

	CT	β	Pop. (n)	Evaluation	D (%)	Prev (n)	Escl (%)	Sens (%)	Spec (%)	VPP (%)	NPV (%)
Nieman <i>et al.</i> [5]	12	+	58	Vessels >2,0 mm	50	1,1	—	95	86	80	97
Ropers <i>et al.</i> [18]	12	+	77	Vessels >1,5 mm	50	1,0	12	92	93	79	97
Kuettner <i>et al.</i> [67]	16	+	60	Segments	50	1,2	6	72	97	72	97
Mollet <i>et al.</i> [37]	16	+	128	Segments	50	1,6	—	92	95	79	98
Martuscelli <i>et al.</i> [38]	16	+	64	Segments	50	16%	1.4	94	97	91	98
Hoffmann <i>et al.</i> [68]	16	+	33	Segments	50	1,6	—	63	95	64	96
Mollet <i>et al.</i> [70]	16	+	51	Segments	50	1,2	—	95	98	87	99
Kuettner <i>et al.</i> [69]	16	+	72	Segments	50	1,6	—	82	98	87	97

Use of beta-blockers (β); evaluation of branch or segment (Evaluation); reduction in diameter considered significant (D); number of stenotic vessels or segments per patient (Prev.); percentage of excluded segments or vessels (Escl.); sensitivity (Sens.); specificity (Spec.); positive predictive value (PPV) and negative predictive value (NPV) taking into account the assessability of segments and branches.

dai movimenti del torace. Con l'ultima generazione di sistemi TCMS questo tempo si riduce considerevolmente.

L'impatto clinico delle nuove tecnologie consiste nel miglioramento della qualità dell'immagine sia dal punto di vista della risoluzione spaziale sia temporale.

Il miglioramento della risoluzione spaziale riguarda numerosi aspetti dell'imaging coronarico non invasivo:

— aumenta le capacità di visualizzazione dei vasi di diametro più piccolo (e.g., i rami coronarici distali) [18];

— aumenta la capacità di quantificare il calcio in quanto riduce l'artefatto da «blooming»;

— permette di ridurre l'effetto «blooming» degli stent e quindi dimostra il lume intracoronarico all'interno dello stent (fig. 6);

(Table I). In this case, the use of MSCT-CA would be appropriate after an inconclusive exercise stress test or in patients with atypical chest pain.

Several authors have reported on the use of 4-slice MSCT-CA for assessing by-pass grafts. The relatively large diameter of the grafts allows assessment of patency or occlusion with a high level of diagnostic reliability. The reported sensitivity ranges from 86% to 100%, whereas specificity ranges from 95% to 100% [22-26]. The presence of metal clips very close to the grafts may prevent accurate assessment. Distal anastomoses of the by-pass grafts in the native coronary artery are often difficult to visualise and the presence of severely and diffusely calcific coronary disease prevents evaluation, especially in the follow-up of patients after by-pass grafting, in whom a reliable clinical diagnosis based exclu-

TABELLA II. — Valutazione TCMS dei by-pass venosi aorto-coronarici.

	N. strati TC	N	N by-pass	Totale occlusioni		Stenosi (50%-99%)	
				Sens.%	Spec. %	Sens. %	Spec. %
Ropers <i>et al.</i> [22]	4	65	182	97	98	75	92
Yoo <i>et al.</i> [24]	4	42	125	98	100	—	—
Nieman <i>et al.</i> [23]	4	24	60	100	98	60	88
Schlosser <i>et al.</i> [26]	4	48	131	96	95	—	—
Martuscelli <i>et al.</i> [25]	16	93	285	96	100	90	100

TABLE II.—MSCT evaluation of venous aortocoronary bypass grafts.

	N. CT slices	N	No. by-pass	Total occlusions		Stenosis (50%-99%)	
				Sens.%	Spec. %	Sens. %	Spec. %
Ropers <i>et al.</i> [22]	4	65	182	97	98	75	92
Yoo <i>et al.</i> [24]	4	42	125	98	100	—	—
Nieman <i>et al.</i> [23]	4	24	60	100	98	60	88
Schlosser <i>et al.</i> [26]	4	48	131	96	95	—	—
Martuscelli <i>et al.</i> [25]	16	93	285	96	100	90	100

— permette di definire meglio la presenza di placche coronariche e di meglio quantificare le loro caratteristiche (i.e. volume, attenuazione, etc.).

Il miglioramento della risoluzione temporale riguarda numerosi altri aspetti dell'imaging coronarico non invasivo:

— aumenta la capacità di bloccare le immagini nel ciclo cardiaco;

— permette di trovare finestre di ricostruzione addizionali all'interno del ciclo cardiaco;

— aumenta la performance del sistema quando deve essere valutata la funzione ventricolare sinistra;

— riduce il tempo di scansione.

Applicazioni cardiache dei sistemi TC Multistrato

Le caratteristiche tecniche di ogni scanner variano a secondo dei modelli e la loro evoluzione tecnologica è continua e rapida. L'esatta risoluzione temporale delle immagini ottenute dagli scanner TCMS dipende da molti fattori, che comprendono: velocità di rotazione del gantry, misura e posizione del campo di vista nell'intera scansione e gli algoritmi di ricostruzione e di postprocessing dell'immagine. In realtà, i dati acquisiti in metà rotazione del gantry sono sufficienti per la ricostruzione di una singola immagine tomografica; quindi la risoluzione temporale degli ultimi scanner TCMS disponibili è approssimativamente di 250 ms o inferiore [19-21]. Questa può essere sufficiente per ottenere immagini del cuore durante la fase diastolica (quando il movimento cardiaco è ridotto al minimo) che risultano libere da evidenti artefatti da movimento se la frequenza cardiaca è <70 battiti per minuto.

sively on symptoms is often difficult. The use of a newer MSCT technology which has been recently reported is able to evaluate not only the patency and complete occlusion of by-pass grafts, but also non-occlusive stenosis (Table II) [25].

The intense enhancement produced by the metal component of coronary stents and the resulting partial volume and interpolation artefacts, preclude any reliable evaluation of neo-intimal hyperplasia and in-stent restenosis [27]. Nonetheless, preliminary data indicate that 16-slice MSCT scanners are able to identify in-stent restenosis [28-30]. MSCT identification of total occlusion or patency of the stent is reliable and the technique can also demonstrate stenosis at the proximal and distal ends of the stent. The reported sensitivity and specificity of 16-slice MSCT scanners for the assessment of stent patency are 78% and 100%, respectively [29].

Preliminary studies have described the use of MSCT-CA in the assessment of chronic total coronary occlusions prior to percutaneous recanalization [31]. MSCT coronary imaging is able to assess the extent of stenosis (without any problems related to overlap) and the amount of calcium at the level of the occlusion.

MSCT-CA can easily identify and assess coronary anomalies. The anatomical course of the anomalous vessel may also be obtained from the volume-rendered 3D reconstructions, showing an abnormal course in relation to the other cardiac structures, the aorta and the pulmonary artery. A coronary anomaly that may lead to sudden death in young subjects, such as a coronary artery coursing between the aorta

Selezione del Paziente

Applicazioni cliniche

Dai dati riportati in letteratura le applicazioni cliniche dell'angiografia coronarica (AC) mediante TCMS risultano poche. Le applicazioni che sembrano essere attuabili sulla base di quanto già validato in letteratura sono: la valutazione dei pazienti con indagini preliminari che non permettano di ottenere una diagnosi di certezza per quanto concerne la presenza di una stenosi coronarica significativa, pazienti con angina ricorrente, follow-up dei pazienti con pregresso posizionamento di by-pass aorto-coronarico (CABG), follow-up degli stent coronarici quando posizionati nei rami principali, valutazione della occlusione coronarica cronica prima della ricanalizzazione per via percutanea e delle anomalie coronariche.

L'AC-TCMS, avendo elevato valore predittivo negativo elevato, può essere utilizzata per escludere la presenza di una stenosi significativa in pazienti con indagini preliminari di bassa probabilità diagnostica (Tabella I). In tal caso, l'utilizzo della AC-TCMS risulterebbe appropriata dopo il test da sforzo che fornisca un risultato diagnostico non conclusivo o nei pazienti con dolore toracico atipico.

Numerosi Autori riportano l'utilizzo della AC-TCMS a 4 strati per la valutazione dei by-pass. Il relativo elevato diametro dei by-pass ne permette la valutazione in termini di pervietà o di occlusione con elevata attendibilità diagnostica. La sensibilità riportata in tal evenienza varia tra l'86% ed il 100%, mentre per la specificità i valori variano tra il 95% ed il 100% [22-26]. La presenza di clip metalliche in stretta vicinanza dei by-pass possono impedirne una corretta valutazione ed una esatta e dettagliata valutazione. Le anastomosi distali dei by-pass nell'arteria coronarica nativa risultano spesso difficili da visualizzare e la presenza di una malattia coronarica severamente e diffusamente calcifica ne impedisce la valutazione, in particolar modo nel follow-up dei pazienti sottoposti a posizionamento di by-pass nei quali una diagnosi clinica attendibile esclusivamente sulla base dei sintomi spesso risulta difficoltosa. In letteratura, più recentemente, sono stati riportati degli studi con una tecnologia TCMS più recente, che, oltre alla pervietà e all'occlusione completa di by-pass, permette anche una valutazione delle stenosi non occlusive dei by-pass stessi (Tabella II) [25].

L'elevato enhancement che la componente metallica degli stent coronarici produce in TCMS e gli artefatti da volume parziale e da interpolazione che ne scaturiscono, precludono un'attendibile valutazione dell'iperplasia neo-intimale e della ristenosi intrastent [27]. Comunque, i dati preliminari riportati in Letteratura indicano che gli scanner TCMS a 16 strati possono individuare le ristenosi intrastent [28-30]. L'individuazione dell'occlusione totale o della pervietà dello stent mediante l'utilizzo della TCMS è attendibile e possono essere anche riconosciute le stenosi all'estremità prossimale e distale dello stent. Utilizzando apparecchiature TCMS a 16 strati per la valutazione della pervietà degli stent sono state riportate sensibilità ed specificità, rispettivamente, del 78% e 100% [29].

Studi preliminari hanno descritto l'utilizzo della AC-TCMS nella valutazione della malattia coronarica cronica totalmente occlusiva prima della ricanalizzazione percutanea [31]. La coronarografia mediante TCMS è in grado di valutare l'estensione della stenosi (senza alcun problema corre-

and pulmonary artery, can easily be detected with MSCT-CA [32-35].

The introduction of 64-slice MSCT scanners into clinical practice will allow the assessment of the coronary arteries to be extended to emergency settings. In particular, the use of MSCT as a noninvasive investigation in the diagnosis of pulmonary embolism and aortic dissection has already become standard practice. The possibility of scanning the whole chest to visualise the thoracic artery, pulmonary arteries and coronary arteries will allow a new approach to the triage of patients with acute chest pain [36].

Clinical indications

For the correct selection of patients for MSCT-CA it would be necessary to refer to guidelines which, however, are not yet available; the discussion on indications is therefore speculative rather than evidence-based.

Based on the literature, the diagnostic value of MSCT-CA has been recognised in only a small number of patient groups [5, 18, 37, 38]. As a rule, these are patients with stable angina and/or atypical chest pain candidates for coronary angiography (CA). In the light of the experience accumulated so far these patients should in any case be studied by CA, as there is no evidence on patient benefit from the use of a noninvasive MSCT-CA or invasive (CA) diagnostic approach.

It is more interesting to focus on borderline patients who have fewer indications for CA. This group includes patients at high risk of cardiovascular disease (e.g., smoking, family history, hypertension, dyslipidaemia, obesity and diabetes), patients with nonspecific symptoms, with inconclusive stress test results or unable to do stress test, and patients with an indication for surgery (e.g., valve replacement). These are the only subjects in whom, when possible, CA should be avoided. In these patients MSCT-CA could really represent an additional or alternative tool for the complete assessment of the coronary tree.

Inclusion criteria

Normally the inclusion criteria for the scan are: heart rate <70 beats per minute (bpm; spontaneous or induced by β -blockers) and ability to hold breath for a time compatible with the scan [5, 18, 37]. Both of these criteria aim to avoid movement artefacts. In the first case the problem derives from the residual movement of the coronary artery, present in every phase of the cardiac cycle. Bradycardia allows a longer diastolic interval, which translates into a longer tele-diastole, the time in which the heart and coronaries are almost devoid of movement. Even though MSCT-CA may be diagnostic at higher heart rates, movement artefacts progressively reduce the number of segments that can be visualised [39].

The second criterion is intended to avoid breathing artefacts. It is clear that the patient's breathing during the scan dramatically reduces the quality and amount of information acquired.

Exclusion criteria

Patients with a heart rate (HR) ≥ 70 bpm, a known allergy to iodinated contrast material, renal insufficiency (serum

lato alla sovrapposizione) e la quantità di calcio presente a livello dell'occlusione.

La AC-TCMS può facilmente individuare e valutare le anomalie coronariche. Il decorso anatomico del vaso anomalo può anche essere ottenuto dalle ricostruzioni 3D volume rendering, dimostrandone il decorso anomalo in relazione alle altre strutture cardiache, all'aorta e all'arteria polmonare. Un'anomalia coronarica che può causare una morte improvvisa nei giovani, come nel caso di un decorso dell'arteria coronarica tra l'aorta e l'arteria polmonare, è facilmente riconoscibile utilizzando l'AC-TCMS [32-35].

L'introduzione degli scanner TCMS a 64 strati nella pratica clinica permetterà di estendere la valutazione delle arterie coronarie anche alle applicazioni effettuate in emergenza. In particolare, è già considerato uno standard l'utilizzo della TCMS come indagine non invasiva nella diagnostica dell'embolia polmonare e nella dissezione aortica. La possibilità di eseguire una scansione dell'intero torace visualizzando l'aorta toracica, le arterie polmonari e le arterie coronariche permetterà di utilizzare un nuovo approccio al «triage» del paziente con dolore toracico acuto [36].

Indicazioni cliniche

Per una corretta selezione del paziente candidato ad una AC-TCMS, sarebbe necessario riferirsi alle linee guida che allo stato attuale non sono presenti e quindi la discussione sulle indicazioni è basata più sulla speculazione che sulle evidenze.

Basandoci sulla corrente Letteratura, i gruppi di pazienti nei quali sia riconosciuto il valore diagnostico della AC-TCMS non sono molti [5, 18, 37, 38]. Di solito, si tratta di pazienti con angina stabile e/o dolore toracico atipico candidati ad angiografia coronarica (AC). Questi pazienti, alla luce dell'esperienza fino ad ora maturata, dovrebbero essere comunque sottoposti ad AC; non vi sono infatti evidenze riguardanti il beneficio per il paziente se trattato con approccio diagnostico radiologico non invasivo (AC-TCMS) o invasivo (AC).

È molto più interessante focalizzare la nostra attenzione su pazienti borderline che presentano minor indicazioni per la AC. Fanno parte di questo gruppo pazienti ad alto rischio cardiovascolare (e.g., fumo, familiarità, ipertensione, dislipidemia, obesità e diabete), pazienti con sintomi aspecifici, con test da sforzo non realizzabile o dubbio e pazienti con indicazione chirurgica (e.g., sostituzione valvolare). Questi soggetti sono i soli ai quali una AC, quando possibile, dovrebbe essere evitata. In questi pazienti la AC-TCMS potrebbe realmente rappresentare uno strumento addizionale/alternativo per una completa valutazione dell'albero coronarico.

Criteri d'inclusione

Normalmente i criteri di inclusione per la scansione sono: frequenza cardiaca <70 battiti per minuto (bpm; spontanea o indotta dalla somministrazione di b-bloccanti) e capacità di trattenere il respiro per un periodo compatibile con il tempo di scansione [5, 18, 37]. Entrambi i criteri sono rivolti ad evitare gli artefatti da movimento. Nel primo caso il problema deriva dal movimento residuo dell'arteria coronarica, presente in ogni fase del ciclo cardiaco. La bradicardia permette di ottenere un intervallo diastolico più lungo, che si traduce in aumento della durata della telediastole, momento in cui il cuore e le arterie coronarie risultano quasi prive di movi-

creatinine >120 mmol/L), pregnancy, respiratory insufficiency, unstable clinical condition and severe heart failure are excluded from the MSCT-CA study.

The problem associated with an elevated heart rate has already been described. When a patient reports a history of mild or moderate allergic reaction to iodinated contrast material the scan may be performed after desensitization with antihistamines and steroids. In the event of renal insufficiency, administration of contrast material may be better tolerated if an iso-osmolar agent is used [40]. In pregnancy and in children the scan may only be performed when the diagnostic information cannot be obtained in any other way. Respiratory insufficiency and an unstable clinical condition may prevent adequate breath-holding during the scan. Patients with severe heart failure are generally unable to keep a supine position and their heart rate is elevated which, as stated above, is a contraindication for MSCT-CA. Due to their condition, these patients have an absolute contraindication to the one-off administration of b-blockers.

Patient preparation

It has been reported that the performance and diagnostic quality of the scan is negatively affected by an elevated heart rate [8, 13, 20, 21]. Patients with a heart rate greater than 70 bpm receive 50-200 mg metoprolol-tartrate per os 45-60 minutes before the scan. Lowering of the heart rate is more difficult in patients with rates >90 bpm. An optimal study of the coronary arteries requires a heart rate less than 65 bpm. If the cardiac muscle, pericardium, large vessel anatomy or myocardial function are being assessed, it is possible to study also patients with higher heart rates or with atrial fibrillation, provided that ventricular response is slow.

Once the optimal heart rate has been achieved and the other inclusion/exclusion criteria have been met, the patient can be positioned on the CT table and the ECG electrodes connected. To obtain an ECG trace, three electrodes are placed on the patient's chest monitoring a single ECG lead corresponding to D1. The lead vector in fact goes from the right shoulder to the left shoulder. The electrodes are positioned in the right and left arm pits (the earth on the abdominal surface or right hip) so they are not in contact with the large chest muscles (pectoralis major and dorsalis major). This prevents irregularities of the ECG base line due to the muscles contracting when the arms are raised above the head for the scan.

At this stage variability of the heart rate should be checked and compatibility of the patient's breath-holding capabilities with the scan time should be tested. If at the end and during the breath-hold the patient's heart rate remains steady the examination may be carried out. In some cases there may be early heart beats. These do not represent an absolute contraindication for the study provided that the software allows ECG editing after the scan. When this correction cannot be made, the information in correspondence with the early beat may be lost, and the patient should not be subjected to the diagnostic procedure.

mento. Anche se la AC-TCMS può essere diagnostica a frequenze cardiache più elevate, gli artefatti da movimento riducono progressivamente il numero di segmenti che possono essere realmente visualizzati [39].

Il secondo criterio mira ad evitare gli artefatti correlati al movimento respiratorio. Risulta evidente che la respirazione del paziente durante la scansione riduce drasticamente la qualità e la quantità delle informazioni acquisite.

Criteri di esclusione

I pazienti con frequenza cardiaca (FC) ≥ 70 bpm, allergia nota al mezzo di contrasto iodato, insufficienza renale (creatinina sierica > 120 mmol/L), gravidanza, insufficienza respiratoria, stato clinico instabile e scompenso cardiaco di grado severo vengono esclusi dallo studio mediante AC-TCMS.

Il problema associato ad un'elevata frequenza cardiaca è già stato descritto. Quando un paziente riferisce di aver avuto in passato una reazione allergica di lieve o media entità al mezzo di contrasto iodato la scansione può essere eseguita dopo desensibilizzazione mediante antistaminici e corticosteroidi. In caso di insufficienza renale, la somministrazione di mezzo di contrasto può essere meglio tollerata se viene utilizzato un agente isoosmolare [40]. Nella gravidanza ed anche nei bambini la scansione può essere eseguita solo quando l'informazione diagnostica non può essere ottenuta in nessun altro modo. L'insufficienza respiratoria ed uno stato clinico instabile possono impedire una adeguata apnea durante la scansione. I pazienti con scompenso cardiaco di grado severo generalmente non sono in grado di mantenere la posizione supina ed hanno una frequenza cardiaca alta che, come abbiamo già detto, rappresenta una controindicazione all'esecuzione di una AC-TCMS. In tali pazienti, a causa delle loro condizioni, esiste una controindicazione assoluta alla somministrazione estemporanea di b-bloccanti.

Preparazione del paziente

È stato descritto come la frequenza cardiaca elevata influenzi negativamente le prestazioni ed il successo della scansione in termini di qualità diagnostica [8, 13, 20, 21]. Ai pazienti con frequenza cardiaca superiore a 70 bpm viene somministrato, 45-60 minuti prima della scansione, metoprololo-tartrato per os con dosaggio compreso tra 50 e 200 mg. La bradicardizzazione è più difficoltosa in pazienti con frequenza > 90 bpm. Per uno studio ottimale delle arterie coronarie è necessario ottenere una frequenza cardiaca inferiore a 65 bpm. Nel caso in cui si stia valutando il muscolo cardiaco, il pericardio, l'anatomia dei grossi vasi o la funzione miocardica, è possibile studiare anche pazienti con frequenze cardiache superiori o con fibrillazione atriale, a condizione che sia a bassa risposta ventricolare.

Quando la frequenza cardiaca e gli altri criteri di inclusione/esclusione sono raggiunti, il paziente può essere posizionato sul tavolo porta-paziente e collegato agli elettrodi dell'ECG. Al fine di ottenere un tracciato elettrocardiografico, vengono posizionati sul torace del paziente tre elettrodi monitorando una sola derivazione ECG corrispondente a D1. Il vettore della derivazione infatti va dalla spalla destra alla spalla sinistra. Gli elettrodi vengono posizionati nel cavo ascellare destro e sinistro (la terra sulla superficie addominale o sul fianco destro) in modo che non siano a contatto con i

Contrast material

Administration

The iodinated contrast material is administered in an antecubital vein via a 18-20 Gauge needle-cannula and an automatic injector. Because the flow rate is high (4-5 ml/s), the contrast material needs to be injected into a vessel with a suitable diameter. The preferred route is antecubital, since the cephalic and basilic veins that drain this district have no connection with other veins, so contrast dispersion is avoided [41]. When possible, the right upper limb should be chosen. On this side the anatomy of the anonymous vein is more favourable and the beam-hardening artefacts related to the high density of the contrast at the venous level do not impair visualisation of the aortic arch and origin of the supra-aortic trunks (e.g., when the scan is extended to include the origin of the internal mammary arteries).

The intravenous contrast bolus must be adapted to the scan protocol. Guidelines for an optimal MSCT-CA are high intravascular attenuation and minimal beam-hardening artefacts in the right heart. High intravascular attenuation can be achieved by administering a bolus with a high iodine concentration. This can be obtained by increasing the iodine content of the contrast material (350-400 mgI/ml) and/or increasing the speed of administration up to 4-5 ml/s. Reduction of the beam-hardening artefacts in the right heart and optimisation of the performance of the bolus chaser must be obtained immediately after administering the main bolus [42]. There is no benefit in using biphasic protocols [43]. A main bolus of 100 ml administered at 4-5 ml/s, is followed by a 40 ml saline flush which produces excellent arterial enhancement [42].

Technique to synchronise the contrast bolus with scan start

In order to synchronise the arrival of the contrast bolus in the coronary arteries with the start of the scan, two techniques can be used [41, 44]: bolus testing and bolus tracking. Technically, there is a small difference between them. Bolus testing is straightforward to perform, but it requires the additional administration of 20 ml of contrast. Bolus tracking is more flexible, but requires greater operator experience. For MSCT-CA bolus tracking is recommended. This technique consists in positioning a region of interest (ROI) in the ascending aorta; the scan will start when the attenuation value recorded in the ROI is higher than 100 HU, the attenuation value seen at baseline. When the attenuation value inside the ROI reaches a given threshold, the scan is started. The instructions concerning breath-holding are given to the patients 4-5 seconds before starting the scan.

Scan parameters for MSCT-CA

The angiographic scan with 64-slice spiral scanners (Sensation 64 – Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) can be performed after the intravenous administration of a 100-125 ml bolus of nonionic contrast (300-400 mgI/ml) at a rate of 4-5 ml/s via an antecubital vein and an automatic power injector (EnVision CT – MedRad,

TABELLA III. — Parametri di scansione in coronarografia TC: 16 strati vs 64 strati.

	16 strati	64 strati
<i>Scansione</i>		
Detettori	16	64 (32×2)
Collimazione	0,75 (mm)	0,6 (mm)
KiloVolt	120	120
MilliAmpere/sec (range)	700	900
Tempo di rotazione	375 ms	330 ms
Modulazione corrente del tubo	Sistolica	Sistolica
Risoluzione temporale effettiva	188 ms	165 ms
Risoluzione temporale massima	94 ms	87 ms
Risoluzione spaziale effettiva	0,3×0,3×0,6 (mm)	0,3×0,3×0,4 (mm)
Avanzamento/rot.	3,0 (mm)	3,84 (mm)
Avanzamento/sec	8,0 (mm)	11,63 (mm)
Pitch	0,25	0,2
Tempo di scansione (intervallo di 120-140 mm)	18 s	12 s
<i>Ricostruzione</i>		
Spessore effettivo di strato	0,75-1,00 (mm)	0,6-0,75 (mm)
Incremento di ricostruzione	0,5-0,6 (mm)	0,3-0,4 (mm)
Finestre temporali	-350 ms -400 ms -450 ms	Telediastolic and telesistolic
FOV	140-180 mm	140-180 mm
Filtro di convoluzione/Kernel	Medio	Medio
<i>Mezzo di contrasto</i>		
Tecnica di sincronizzazione	Bolus Tracking	Bolus Tracking
ROI	Ascending aorta	Ascending aorta
Soglia per l'inizio della scansione	+100HU	+100HU
Pre-ritardo	10 s	10 s
Preparazione al ritardo	4-6 s	4-6 s
Volume	100 ml	80-100 ml
Velocità di flusso	4 ml/s	5 ml/s
Tempo di somministrazione	25 s	15-20 s
Concentrazione di Iodio	350-400 mgI/ml	350-400 mgI/ml
Bolus chaser	40 ml @ 4 ml/s	40 ml @ 5 ml/s
Accesso venoso	Antecubital	Antecubital
Tempo totale di somministrazione	35 s	23-28 s
*) Basato su un algoritmo bi-segmentale.		

grandi muscoli del torace (grande pettorale e grande dorsale). Questo evita irregolarità della linea basale dell'ECG dovute a contrattura muscolare quando, per la scansione, le braccia vengono posizionate al di sopra della testa.

In questa fase dovrebbe essere osservata la variabilità della frequenza cardiaca ed, inoltre, dovrebbe essere eseguito un test per valutare se la durata dell'apnea del paziente è compatibile con il tempo di scansione. Se alla fine e durante l'apnea la frequenza cardiaca rimane stabile il paziente può eseguire l'indagine. In alcuni casi si possono osservare dei battiti prematuri. Essi non rappresentano una controindicazione assoluta per l'esecuzione dell'esame se il software che si utilizza permette l'editing dell'ECG dopo la scansione. Quando tale correzione non è ottenibile, l'informazione in corrispondenza del battito prematuro può essere persa; in tal caso il paziente non dovrebbe essere sottoposto alla procedura diagnostica.

Mezzo di contrasto

Somministrazione

Il mezzo di contrasto iodato viene somministrato per via endovenosa antecubitale mediante un'agocannula da 18-20

Pittsburgh, USA). The administration of a 40-50 ml saline bolus at the same flow rate helps to flush the contrast bolus from the arm veins. In this case a dual-head injector must be used. Simultaneously to the scan an electrocardiographic (ECG) tracing is recorded. The overall scan time for the new-generation 64-slice MSCT scanners is about 12 s.

The best protocol is the one that provides high spatial resolution (thinner collimation) and temporal resolution (faster gantry rotation) and low exposure to ionising radiation (ECG-controlled prospective modulation of tube current [45]) compatibly with a good signal-to-noise ratio. The protocols outlined below have been optimised for 64-slice MSCT-CA.

The scan parameters for 64-slice MSCT-CA with the scanner used by us are: number of slices per rotation 64 (32×2), detector thickness 0.6 mm, gantry rotation speed 330 ms, effective temporal resolution 165 ms (with a single reconstruction algorithm, 180°), kV 120, effective mAs 900, table feed per rotation 3.84 mm (11.6 mm/s; pitch 0.2), cranio-caudal scan direction.

Table III summarises the main scan, radiation, reconstruction and contrast administration parameters.

TABLE III.—*CT coronary angiography scan parameters: 16-slice vs 64-slice CT.*

	16 slice	64 slice
<i>Scan</i>		
Detectors	16	64 (32×2)
Collimation	0,75 (mm)	0,6 (mm)
KiloVolt	120	120
MilliAmpere/sec (range)	700	900
Rotation time	375 ms	330 ms
Tube current modulation	Sistolica	Sistolica
Effective temporal resolution	188 ms	165 ms
Maximum temporal resolution	94 ms	87 ms
Effective spatial resolution	0,3×0,3×0,6 (mm)	0,3×0,3×0,4 (mm)
Table feed/rot.	3.0 (mm)	3.84 (mm)
Table feed/sec	8.0 (mm)	11.63 (mm)
Pitch	0.25	0.2
Scan time (interval 120-140 mm)	18 s	12 s
<i>Reconstruction</i>		
Effective slice thickness	0,75-1,00 (mm)	0,6-0,75 (mm)
Reconstruction increment	0,5-0,6 (mm)	0,3-0,4 (mm)
Temporal windows	-350 ms -400 ms -450 ms	Telediastolia and telesistolic
FOV	140-180 mm	140-180 mm
Convolution filter/Kernel	Medium	Medio
<i>Contrast material</i>		
Synchronisation technique	Bolus Tracking	Bolus Tracking
ROI	Ascending aorta	Ascending aorta
Threshold for scan triggering	+100HU	+100HU
Pre-delay	10 s	10 s
Preparation to delay	4-6 s	4-6 s
Volume	100 ml	80-100 ml
Flow rate	4 ml/s	5 ml/s
Administration time	25 s	15-20 s
Iodine concentration	350-400 mgI/ml	350-400 mgI/ml
Bolus chaser	40 ml @ 4 ml/s	40 ml @ 5 ml/s
Venous access	Antecubital	Antecubital
Total administration time	35 s	23-28 s
*) Based on a double segment algorithm.		

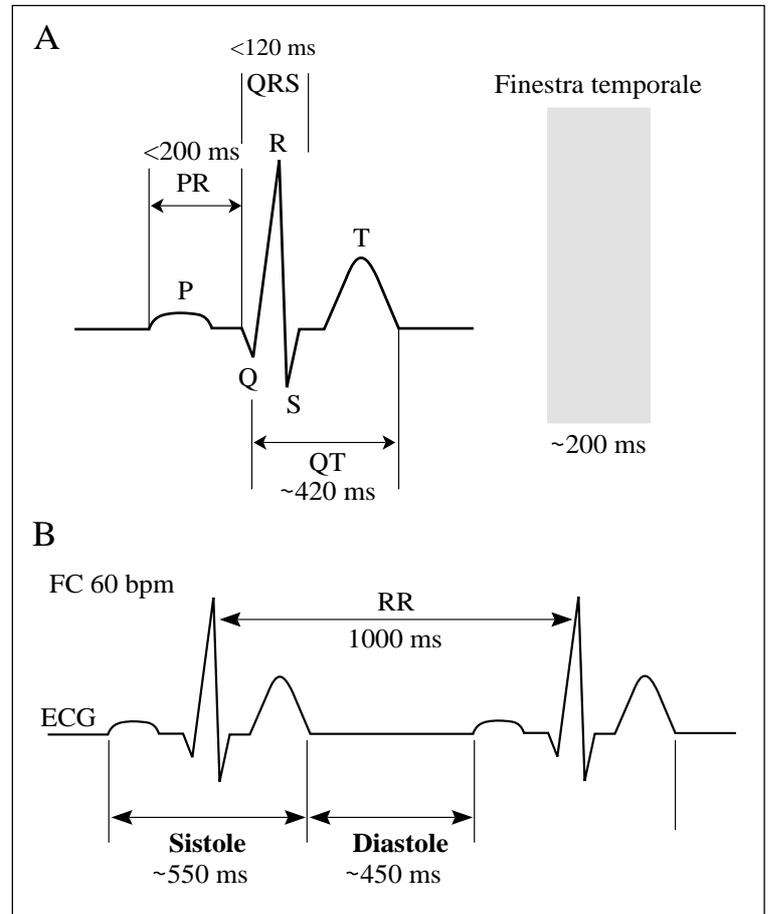
Gauge ed un iniettore automatico. Il mezzo di contrasto, dovendo essere somministrato ad alta velocità (4-5 ml/s), richiede un calibro vascolare adatto a tale portata. L'accesso preferibile è quello antecubitale, in quanto le vene cefalica e basilica che drenano questo distretto vascolare non hanno alcuna connessione con altre vene, evitando la dispersione di mezzo di contrasto [41]. L'arto superiore da scegliere, quando possibile, è il destro. Da questo lato infatti l'anatomia della vena anonima è più favorevole e gli artefatti da indurimento legati all'elevata densità del contrasto a livello venoso non compromettono eccessivamente la visualizzazione dell'arco aortico e l'origine dei tronchi sovra-aortici (e.g., quando la scansione viene estesa per coprire l'origine delle arterie mammarie interne).

Il bolo intravenoso di mezzo di contrasto deve essere adattato al protocollo di scansione che si utilizza. Le linee guida per un'ottimale AC-TCMS sono elevata attenuazione intravascolare e bassi artefatti da indurimento del fascio radiogeno nelle regioni destre del cuore. Per ottenere un elevato valore di attenuazione intravascolare è necessario somministrare un bolo con una elevata concentrazione di iodio. Questo può essere ottenuto aumentando il contenuto iodico del mezzo di contrasto (350-400 mgI/ml) e/o aumentando la velocità di somministrazione del mezzo di contrasto fino a 4-5 ml/s. La riduzione degli arte-

Data acquisition

In MSCT scanners, the X-ray source rotates continuously while the patient table advances through the gantry. As a result, the X-ray source produces a spiral pattern on a virtual cylindrical surface and the absorption data are arranged in a helical model [46]. In MSCT-CA a 1 mm collimation is used with a table feed which provides a 50% slice overlap. The time required to acquire a volume that covers the heart depends only on the size of the heart and is not dynamically related to heart rate. Acquisition time for MSCT-CA with a 64-slice scanner ranges from 11 to 13 seconds, using the highest possible spatial and temporal resolution. To prolong diastole and minimise heart motion artefacts, heart rate may require pharmacological control by using agents blocking β_1 receptors or calcium channel antagonists, to be administered orally 60 to 90 minutes before the scan, with additional intravenous doses to achieve a heart rate between 50 and 60 bpm. This approach requires careful screening for possible contraindications to the use of these drugs. Administration of sublingual nitroglycerine should be avoided owing to a possible reflex tachycardia.

Fig. 7. — ECG di base in AC-TCMS. Il ciclo cardiaco è costituito da una sistole e da una diastole. La sistole coinvolge la contrazione degli atri seguita da quella dei ventricoli. La contrazione sincronizzata è guidata da un sistema di conduzione che prende origine nell'atrio destro dal nodo seno-atriale (nodo-SA). L'impulso successivamente si propaga al nodo atrio-ventricolare (nodo-AV) attraverso le pareti degli atri. Dal nodo-AV l'impulso è trasmesso mediante il sistema di conduzione attraverso il setto e le pareti ventricolari. Questo fenomeno è rappresentato nel tracciato elettrocardiografico (ECG) che mostra la tipica sequenza delle onde (immagine A): onda P (contrazione atriale), il complesso QRS (contrazione ventricolare), onda T (ripolarizzazione dei ventricoli). Normalmente l'intervallo P-R è $<0,12$ sec, il complesso QRS è $<0,08$ sec e l'intervallo Q-T è $\sim 0,32$ sec. Quindi, una contrazione sistolica completa con onda di ripolarizzazione durerà almeno $\sim 0,55$ sec. Il periodo diastolico sarà circa 0,45 sec. Questo significa che per una frequenza cardiaca di 60 bpm la sistole e la diastole rappresenteranno rispettivamente il 50% dell'intero ciclo cardiaco (Immagine B). In questo intervallo sono generalmente posizionate le finestre di ~ 200 ms per la ricostruzione sincronizzata retrospettivamente al tracciato ECG ottenibile con la AC-TCMS (immagine A). La posizione più favorevole va generalmente dalla meso- alla telediastole appena prima dell'onda P. *Baseline ECG in MSCT-CA. The cardiac cycle consists of a systole and a diastole. The systole involves the contraction of the atria followed by a contraction of the ventricles. Synchronised contraction is guided by a conduction system originated by the sinoatrial node (SA-node) in the right atrium. The impulse subsequently propagates through the atrial walls to the atrio-ventricular node (AV-node). From the AV-node it is relayed by the conduction system through the septum and the ventricular walls. This is depicted in the electrocardiographic (ECG) trace which shows the characteristic wave sequence (image A): P wave (atrial contraction), the QRS complex (ventricular contraction), T wave (repolarization of ventricles). Normally the P-R interval is $<0,12$ sec, the QRS complex is $<0,08$ sec and the Q-T interval is $\sim 0,32$ sec. Therefore, a complete systolic contraction with repolarization wave will last at least $\sim 0,55$ sec. The diastolic phase will last around 0.45 sec. This means that for a heart rate of 60 bpm the systole and diastole will each account for 50% of the entire cardiac cycle (image B). It is within this interval that the ~ 200 ms window for retrospective ECG-gated reconstruction is usually positioned (image A). The best position generally goes from meso- to telediastole just before the P wave.*



fatti da indurimento del fascio nelle sezioni destre del cuore e la ottimizzazione della performance del bolus chaser devono essere ottenute immediatamente dopo la somministrazione del bolo principale [42]. Non ci sono vantaggi nell'utilizzo di protocolli bifasici [43]. Ad un bolo principale di 100 ml somministrato a 4-5 ml/s, ne segue uno di soluzione fisiologica di 40 ml che produce un ottimo enhancement arterioso [42].

Tecnica di sincronizzazione del bolo di mezzo di contrasto con l'inizio della scansione

Al fine di sincronizzare l'arrivo del mezzo di contrasto nelle arterie coronarie con l'inizio della scansione, possono essere utilizzate due tecniche [41, 44] la prima è quella del bolus test e la seconda è quella del bolus tracking. Dal punto di vista tecnico c'è una piccola differenza tra le due. Il bolus test è semplice da eseguire, ma richiede una somministrazione addizionale di 20 ml di mezzo di contrasto. Il bolus tracking è più flessibile, ma richiede maggiore esperienza da parte dell'operatore. Per la AC-TCMS è raccomandato il bolus tracking. Questa tecnica consiste nel posizionare una regione d'interesse (ROI) nell'aorta ascendente;

Retrospective gating

During MSCT-CA the image data are acquired continuously through the cardiac cycle; for this reason the data corresponding to the phase of minimal heart movement must be extracted retrospectively to minimise blurring and motion artefacts (fig. 7) [20, 21]. This process is called cardiac gating (fig. 8). Once acquired, the data can be reconstructed by retrospective gating in any phase of the cardiac cycle by moving the starting point for image reconstruction relative to the R wave. Therefore, the combination of z-interpolation and cardiac gating allows the generation of a stack of parallel tomograms of the heart in the same phase of the cardiac cycle [20, 21]. Proper optimisation of the retrospective gating technique has yet to be achieved. To obtain diastolic-phase images, some radiologists reconstruct the images in relation to the phase (intended as a % value) of the cardiac cycle (typically 50%-60% of the R-R interval), whereas others use the time window of the absolute interval before the peak of the subsequent R wave (typically, 350-400 milliseconds) [47, 48]. Usually, multiple reconstructions are per-

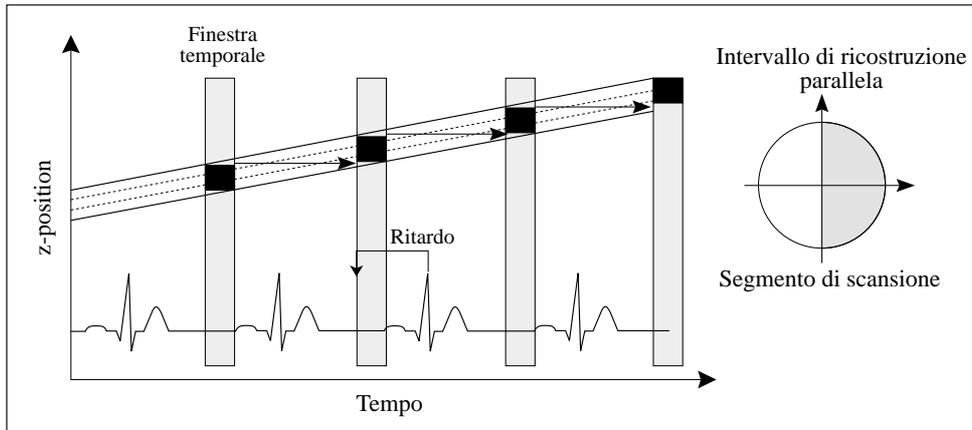


Fig. 8. — Scansione di base per l'AC-TCMS. Correntemente la tecnica standard per la scansione cardiaca mediante TCMS è basata su un protocollo retrospettivo di acquisizione sincronizzata al tracciato ECG. Questo significa che i dati devono essere campionati con un lento avanzamento del tavolo porta-paziente con acquisizioni che si sovrappongono sull'asse z dall'inizio alla fine del ciclo cardiaco in modo tale da essere sincronizzato retrospettivamente. Dipendentemente dalla frequenza cardiaca del paziente e dallo spessore del detettore, un avanzamento massimo del tavolo per secondo non dovrebbe essere eccessivo. Le indagini cardiache con lo stesso sistema TC a differenti tempi di rotazione richiede-

ranno, quindi, diversi valori di pitch per mantenere l'avanzamento del tavolo porta-paziente costante in ogni secondo. Con 64 strati dello spessore di 0,6 mm e un tempo di rotazione di 330 ms, la frequenza cardiaca minima che può essere accettata senza la perdita di dati è ~40 bpm con un pitch di 0,20. Al di sotto di questa soglia il software non può trovare abbastanza dati tra due finestre temporali contigue e la perdita di dati sarà terminata dalla interpolazione a discapito di una minore risoluzione spaziale. Il pitch basso (e.g., sovrapposizione di dati) permette allo scanner di ricoprire la stessa posizione sull'asse z per ~1500 ms con gli strati del detettore adiacente. Quando l'intervallo R-R e, quindi, la distanza tra due finestre temporali contigue è >1500 ms, si crea una perdita di dati e l'interpolazione è eseguita per riempire con l'informazione derivante dal gruppo di immagini che precede e segue la perdita.

Baseline scan for MSCT-CA. The current standard technique for MSCT cardiac scan is based on a retrospective can protocol synchronised with the ECG trace. This means that the data must be sampled with a slow table-feed using scans that overlap in the z axis from the start to the end of the cardiac cycle so as to allow retrospective synchronisation. Depending on the patient's heart rate and detector thickness, maximum table feed per second should not be excessive. Cardiac studies using the same CT system with different rotation times will therefore require different pitch values to ensure that the table feed per second is constant. With 64 slices with a thickness of 0.6 mm and a rotation time of 330 ms, the lowest heart rate that can be accepted with loss of data is ~40 bpm with a pitch of 0.20. Below this value the software cannot find enough data between two contiguous temporal windows and the loss of data will be terminated by the interpolation process with resulting lower spatial resolution. The low pitch (e.g., data overlap) allows the scanner to cover the same z-axis position for ~1500 ms with the layers of the adjacent detector. When the R-R interval and therefore the distance between two contiguous windows is >1500 ms, data are lost and interpolation is carried out to compensate for the loss using information from the group of images preceding and following the loss.

la scansione inizierà quando il valore di attenuazione registrato all'interno della ROI supererà di 100HU il valore di attenuazione presente in condizioni di base. Quando il valore di attenuazione all'interno della ROI raggiunge la soglia prestabilita, viene dato il via alla scansione. Le istruzioni per quanto riguarda il trattenimento del respiro sono date ai pazienti 4-5 secondi prima dell'inizio della scansione.

Parametri di scansione per l'AC-TCMS

La scansione angiografica con scanner spirali a 64 strati (Sensation 64 – Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germania) può essere effettuata dopo la somministrazione endovenosa per via antecubitale, mediante un iniettore automatico (EnVision CT – MedRad, Pittsburgh, USA), di un bolo di mezzo di contrasto non ionico (300-400 mgI/ml) di 100-125 ml ad una velocità di 4-5 ml/s. A seguire, la somministrazione di un bolo da 40-50 ml di soluzione salina alla stessa velocità di infusione, è di ausilio per sospingere il bolo di mezzo di contrasto dalle vene del braccio. In questo caso è necessario impiegare un iniettore a doppia testa. Contemporaneamente alla scansione viene registrato un tracciato elettrocardiografico (ECG). La durata complessiva della scansione per gli scanner TCMS di ultima generazione che permettono l'acquisizione di 64 strati per rotazione è di circa 12 s.

Il protocollo migliore è quello che permette alta risoluzione spaziale (collimazione più sottile) e temporale (più veloce rotazione del gantry) e bassa esposizione a radiazioni ioniz-

formed in different temporal windows and the radiologist/physician will subsequently choose the dataset with the least motion artefacts, paying special attention to the visualisation of the right coronary artery [49]. In MSCT-CA, several temporal windows can be optimised and used for visualisation of the right and left coronary arteries in the same patient [19, 48, 49].

There are some physical limitations to improving temporal resolution of MSCT-CA obtained by increasing gantry rotation speed. For this reason, new data post-processing strategies have been suggested to improve the temporal resolution of MSCT-CA images. With the simultaneous acquisition of multiple slices and the relative overlap of the volume acquired, multisegment scans can be created. In a multisegment scan data having the same relation with the ECG trace, but deriving from different heart beats, are combined to form a single image. The resulting temporal resolution will depend on the number and size of the sections used, but will be higher than that produced by a single segment [20]. This method is sensitive to the slightest variation in heart beat and current implementations of similar algorithms do not always improve image quality [50].

Image reconstruction

Image reconstruction is the linchpin of MSCT-CA. In order to reconstruct a single trans-axial tomogram from a spiral scan, the data obtained are rearranged by interpo-

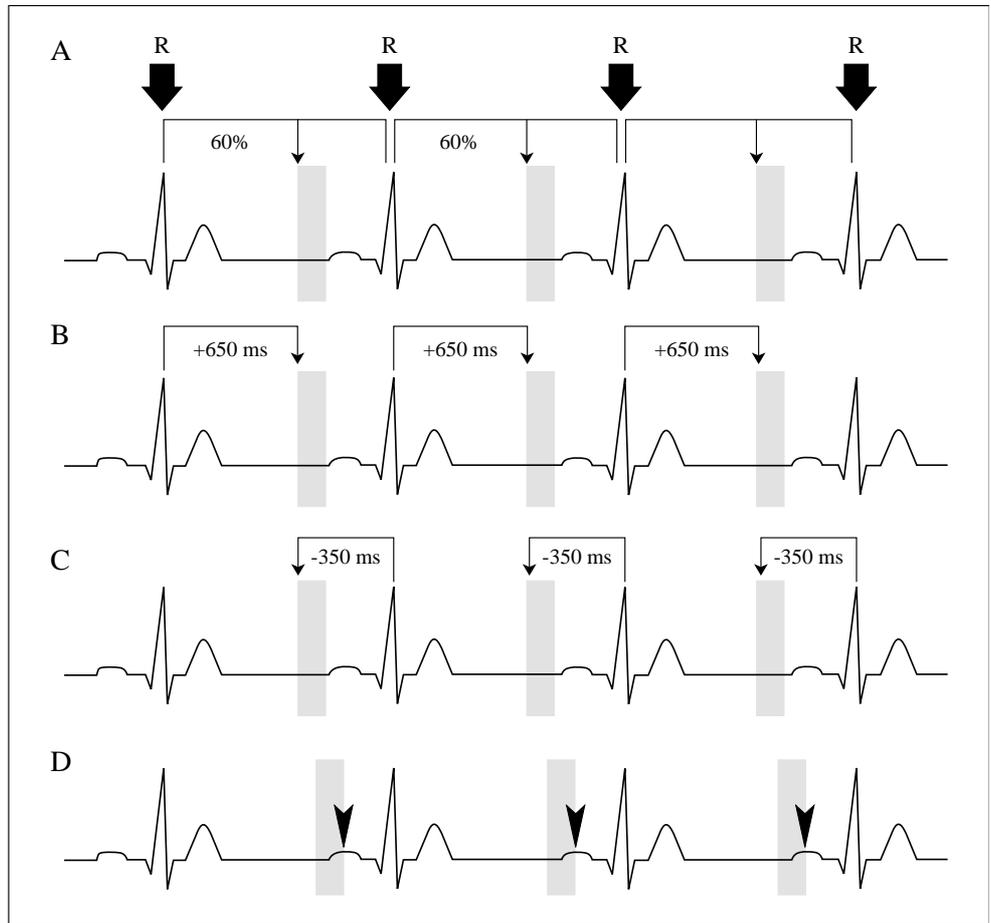


Fig. 9. — Tecniche retrospettive di cardiosincronizzazione. Nella figura sono riportati differenti approcci alla cardiosincronizzazione in AC-TCMS. In A, probabilmente l'approccio più comune: ritardo percentuale. Il software calcola la distanza tra un'onda R e la successiva e posiziona la finestra temporale in un punto definito basato su una percentuale dell'intero intervallo R-R. In B, è spiegata la tecnica del ritardo prospettivo assoluto. Con questo approccio la finestra temporale è posizionata secondo un ritardo fisso dopo l'onda R. In C, la tecnica del ritardo assoluto inverso. Con questo approccio la finestra temporale viene fissata con un ritardo fisso prima dell'onda R. In D, è mostrata ancora un'altra tecnica. In questo caso la parte finale della finestra temporale è posizionata sul picco dell'onda P. Lo scopo di quest'ultima tecnica è di "colpire" l'ultimissimo momento di acinesia cardiaca prima della contrazione sistolica.

Retrospective heart gating techniques. The figure shows the different approaches to heart gating used in MSCT-CA. A shows what is probably the most common approach: percentage delay. The software calculates the distance between one R wave and the next and positions the temporal window at a point based on a percentage of the entire R-R interval. B illustrates the absolute delay technique. With this approach the temporal window is placed at a fixed delay after the R wave. C shows the absolute reverse delay technique. Here the temporal window is positioned at a fixed interval before the R wave. D shows yet another technique, where the end portion of the temporal window is positioned at the peak of the P wave. The aim of this technique is to capture the very last moment of cardiac immobility before systolic contraction.

zanti (modulazione prospettica della corrente del tubo sincronizzata all'ECG [45]) compatibilmente con un buon rapporto segnale/rumore. I protocolli che sono riportati di seguito, sono stati ottimizzati per una AC-TCMS a 64 strati.

I parametri di scansione per la AC-TCMS a 64 strati basati sull'apparecchio da noi impiegato sono: numero di strati per rotazione 64 (32×2), spessore del singolo detettore 0,6 mm, tempo di rotazione del gantry 330 ms, risoluzione temporale effettiva 165 ms (con un singolo algoritmo di ricostruzione, 180°), kV 120, mAs effettivi 900, avanzamento/rotazione 3,84 mm (11,6 mm/s; pitch 0,2), direzione della scansione cranio-caudale.

Nella Tabella III sono riassunti i principali parametri di scansione, irradiazione, ricostruzione e somministrazione del mezzo di contrasto.

Acquisizione dei dati

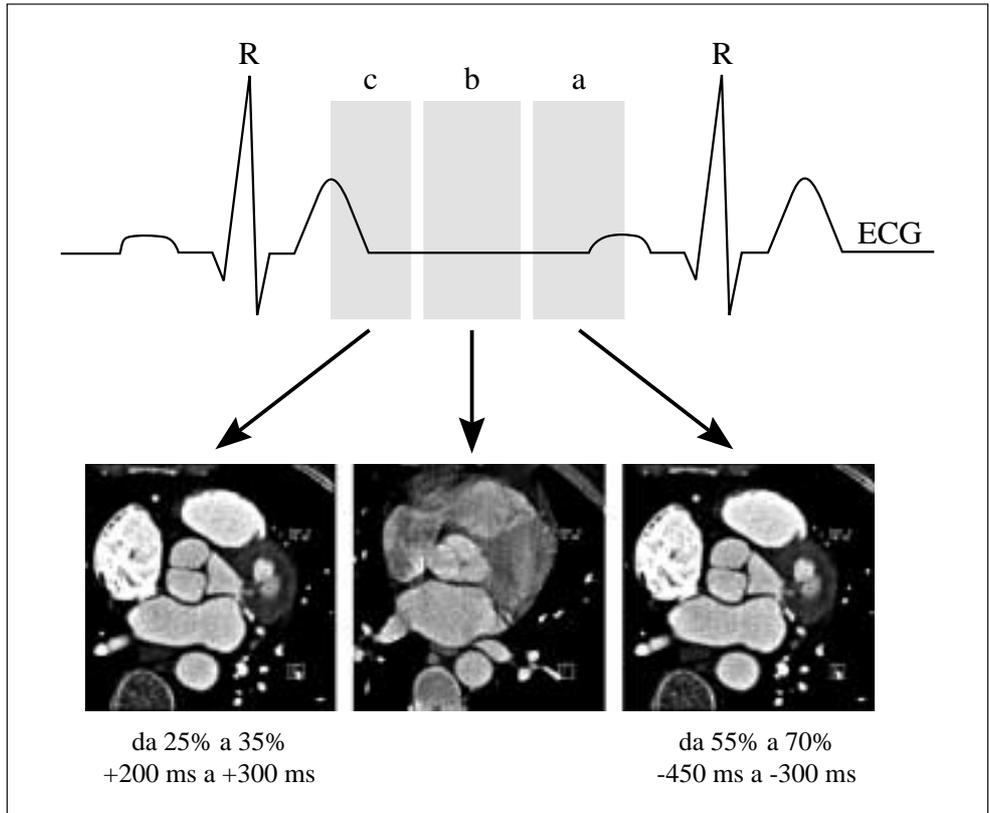
Negli scanner TCMS, la sorgente di raggi X ruota continuamente mentre il lettino porta-paziente avanza attraverso il gantry. Come risultato, la sorgente di raggi X produce un

lateral among the contiguous acquisitions deriving from the multiple rotations of the X-ray source. This is known as z-interpolation [51]. Because for each rotation more than one parallel slice is available from which data can be interpolated, the current use of interpolation algorithms [20, 21] produces less artefacts and noise compared to those used in the first generation of single-slice spiral CT scanners [52, 53]. The data are subsequently reconstructed by using back-reconstruction filters. MSCT-CA generally utilises 1.25-mm slice reconstructions with an 0.6-mm overlap.

When the scan is performed for an appropriate indication and the inclusion/exclusion criteria are respected, the reconstruction can be carried out easily and the resulting dataset will be free of motion artefacts.

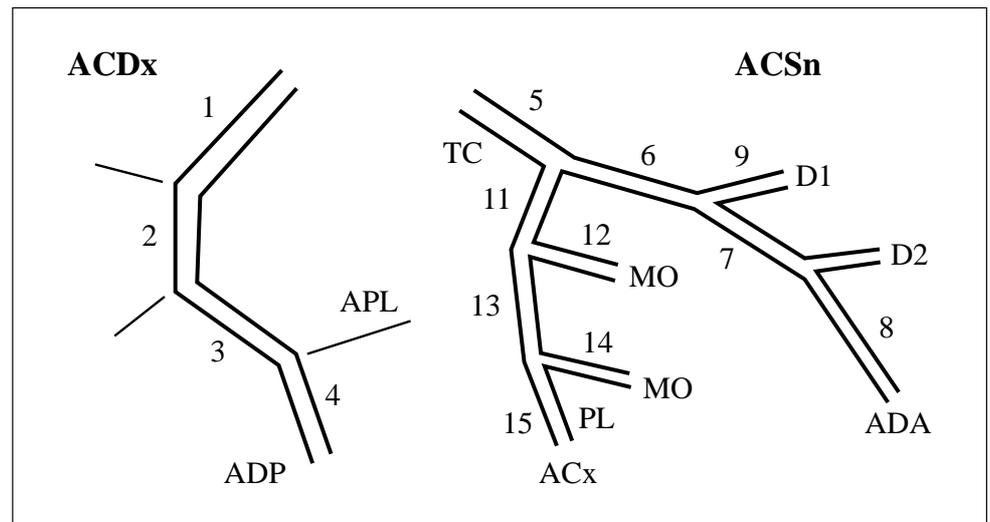
The techniques reported to provide diagnostic images are based on a small number of reconstructions concentrated from the middle to the end of the diastolic phases (the temporal windows are positioned at approximately 400 ms before the next R wave or at 60% of the R-R interval). Several

Fig. 10. — Posizionamento della finestra temporale di ricostruzione. Riguardo la tecnica applicata per posizionare la finestra temporale ci sono alcuni principi che possono essere presi in considerazione quando ci si sta occupando della ricostruzione in AC-TCMS. Quando si osserva il tracciato ECG, l'operatore deve indirizzare la sua attenzione a tre aree principali. La prima (a) è la fase telediastolica. In questa fase il ventricolo è alla fine del riempimento, appena prima della contrazione sistolica atriale ed il movimento è ridotto al minimo. La seconda fase (b) è la fase proto-mesodiastolica. In questa fase il cuore è in riempimento ed esiste generalmente un movimento residuo che non permette un appropriato imaging coronarico. La terza fase (c), è quella telesistolica. In questa fase il cuore è in contrazione isovolumetrica e il movimento è ridotto al minimo. Le immagini ottenute in questa fase possono essere valide come in quelle ottenute in fase telediastolica ed in una percentuale di casi anche migliori.



Positioning of the reconstruction window. As concerns the technique for positioning the temporal window some principles should be taken into account when dealing with MSCT-CA reconstruction. When observing the ECG trace, the operator must focus on three main areas. The first (a) is the telediastolic phase. Here the ventricle has finished filling, just before the atrial systolic contraction and movement is minimal. The second phase (b) is the proto-mesodiastolic phase. The heart is in the process of filling and there is generally some residual movement that prevents appropriate coronary imaging. The third phase (c) is the telesystolic phase. This is the phase of isovolumetric contraction and movement is reduced to the minimum. The images obtained during this phase are as effective as those obtained in the telediastolic phase, and in a portion of cases even better.

Fig. 11. — Classificazione dei segmenti coronarici. La figura mostra uno schema dell'albero coronarico suddiviso in 15 segmenti secondo la classificazione modificata dell'American Heart Association [57]. Questa classificazione include la maggior parte dei segmenti con diametro superiore a 1,5 mm. Abbreviazioni: ACSn = arteria coronaria sinistra; ACx = arteria circonflessa; ADA = arteria discendente anteriore; TC = tronco comune; MO = ramo marginale; ACDx = arteria coronaria destra; D1 = primo ramo diagonale; D2 = secondo ramo diagonale; APL = ramo postero-laterale; ADP = arteria discendente posteriore.



Classification of coronary segments. The figure shows a diagram of the coronary tree divided into 15 segments according to the classification modified by the American Heart Association [57]. This classification includes most segments with a diameter greater than 1.5 mm. Abbreviations: ACSn = left coronary artery; ACx = circumflex artery; ADA = anterior descending artery; TC = common trunk; MO = marginal branch; ACDx = right coronary artery; D1 = first diagonal branch; D2 = second diagonal branch; APL = posterolateral branch; ADP = posterior descending artery.

modello spirale su una superficie virtuale cilindrica ed i dati di assorbimento sono ordinati in un modello ad elica [46]. Per la AC-TCMS, è utilizzata una collimazione di 1 mm con una velocità del lettino porta-paziente che fornisce una sovrapposizione di strato del 50%. Il tempo necessario per acquisire un volume che comprenda il cuore dipende solo dalle sue dimensioni e non è dinamicamente correlabile alla frequenza cardiaca. Il tempo di acquisizione per completare una AC-TCMS con uno scanner a 64 strati varia da 11 a 13 secondi, utilizzando la massima risoluzione spaziale e temporale possibile. Per prolungare la diastole e ridurre al minimo gli artefatti da movimento cardiaco, può essere necessario un controllo farmacologico della frequenza cardiaca con agenti bloccanti i recettori β_1 o con antagonisti dei canali del calcio, somministrati per os da 60 a 90 minuti prima della scansione, con dosi endovena addizionali per ottenere una frequenza cardiaca tra 50 e 60 bpm. Quest'approccio richiede uno screening attento per l'eventuale presenza di controindicazioni alla loro somministrazione. Bisogna evitare di somministrare al paziente prima della AC-TCMS la nitroglicerina sublinguale, per il suo potenziale riflesso tachicardico.

Gating retrospettivo

L'acquisizione dei dati dell'immagine nella scansione di AC-TCMS è continua all'interno del ciclo cardiaco, per tale motivo i dati corrispondenti alla fase in cui il movimento cardiaco è minimo devono essere estratti retrospettivamente per ridurre al minimo gli artefatti da «blurring» e da movimento (fig. 7) [20, 21]. Questo processo è chiamato gating cardiaco (fig. 8). Una volta acquisiti, i dati possono essere ricostruiti con il gating retrospettivo in qualunque fase del ciclo cardiaco, spostando il punto d'inizio della ricostruzione delle immagini relativamente all'onda R. Quindi, la combinazione dell'interpolazione-z ed il gating cardiaco permettono la generazione di un pacchetto di immagini tomografiche parallele che rappresentano il cuore nella medesima fase del ciclo cardiaco [20, 21]. Una reale ottimizzazione della tecnica di gating retrospettivo deve ancora essere raggiunta. Per ottenere le immagini in fase diastolica, alcuni operatori ricostruiscono le immagini in relazione alla fase (intesa come valore %) del ciclo cardiaco (tipicamente tra il 50% o 60% dell'intervallo R-R), mentre altri nella finestra temporale dell'intervallo assoluto prima del picco della successiva onda R (tipicamente, 350-400 millisecondi) [47, 48]. Di solito, vengono eseguite multiple ricostruzioni in differenti finestre temporali, ed il medico/operatore, successivamente, sceglie il dataset dove gli artefatti da movimento sono ridotti al minimo, facendo particolare attenzione alla visualizzazione della arteria coronaria destra [49]. Nella AC-TCMS, possono essere ottimizzate ed utilizzate nello stesso paziente differenti finestre temporali per la rappresentazione dell'arteria coronaria destra e sinistra [19, 48, 49].

Esistono delle limitazioni fisiche nel miglioramento della risoluzione temporale della scansione AC-TCMS ottenuto attraverso l'aumento della velocità di rotazione del gantry. Per tale ragione, per migliorare la risoluzione temporale delle immagini in AC-TCMS sono state suggerite delle nuove strategie di post-processing dei dati. Con la simultanea acquisizione di multipli strati mediante gli scanner AC-TCMS e la relativa sovrapposizione del volume acquisito, possono essere create delle scansioni multisegmentarie. In una scansione

approaches can be adopted to perform the reconstructions. At least four techniques can be listed (fig. 9):

- 1) *percentage of delay based on R wave [54];*
- 2) *prospective absolute delay based on R wave [54];*
- 3) *inverse absolute delay based on R wave [54];*
- 4) *end of temporal window positioned at peak of P wave [55].*

There is no evidence of the superiority of one technique over the others. It is also possible to use all of the four techniques, but this strongly depends on the operator's experience and to a lesser extent on the software/hardware capabilities, type of heart rate alteration in the scan and time available for the reconstructions. The most informative phase in the cardiac cycle is that comprised between mid- and end-diastole; this is the phase of isovolumetric filling and movement is minimal. In many cases the telesystolic phase can provide important information, as movement of the coronary arteries is minimal at the end of the heart contraction (fig. 10).

One important feature of some ECG-editing software programmes is the possibility of changing the position of the temporal windows within the heart cycle. This feature is particularly important when one or more myocardial contraction abnormalities are present during the scan. The most common abnormality is the premature beat (or extrasystole). The ECG tracing and the position of the temporal window can be changed when retrospective data acquisition is used. Instead, if a prospective acquisition protocol is used, the ECG tracing cannot be changed and the single premature beats present in a regular heart rate cannot be regulated.

The other reconstruction parameters are important to produce a diagnostically assessable image. In particular, effective slice thickness is usually slightly greater than the minimum collimation so as to improve the image's signal-to-noise ratio. The reconstruction increment should be about 50% the effective slice thickness, as this improves spatial resolution and overlap in the z axis. The field of view should be as small as possible but include the whole heart, so as to fully exploit the image matrix which is constant (512x512 pixels). The convolution filter should be halfway between noise and image quality. Generally, medium convolution filters are used for coronary imaging. When the coronary arteries are very calcific or stents are present, the higher convolution filters, although increasing image noise, usually improve conspicuity of the vessel wall or of the stent structure and lumen.

Image assessment

The assessment of MSCT-CA images has not yet been standardized. In terms of reproducibility, the performance of MSCT-CA is currently operator-dependent [56].

Assessment is generally made based on the American Heart Association's classification into 15 or 16 coronary segments [57]. Taking into account this classification, the operator analyses more carefully the segments that are clinically most important (fig. 11).

To date, the literature has demonstrated the potential of MSCT-CA to identify significant stenosis, defined as a $\geq 50\%$

multisegmentaria i dati che hanno la stessa relazione con il tracciato elettrocardiografico, ma derivano da differenti battiti cardiaci, sono combinati in una singola immagine.

La risoluzione temporale risultante dipenderà, in tal caso, dal numero e dalle dimensioni dei segmenti utilizzati per la creazione di una stessa immagine, ma sarà più alta rispetto a quella che deriva da un singolo segmento [20]. Questo metodo è sensibile alla variazione della frequenza cardiaca battito per battito e le attuali implementazioni di simili algoritmi non sempre migliorano la qualità dell'immagine [50].

Ricostruzione dell'immagine

La ricostruzione dell'immagine è la chiave di volta dell'AC-TCMS. Per ricostruire un singolo tomogramma transassiale da una scansione spirale, i dati che sono stati ottenuti vengono riorganizzati mediante l'interpolazione fra le acquisizioni contigue derivanti da multiple rotazioni della sorgente di raggi X. Questa tecnica è definita interpolazione-z [51]. Essendo disponibile per rotazione più di uno strato parallelo dal quale i dati possono essere interpolati, l'uso corrente uso di algoritmi di interpolazione [20, 21] produce meno artefatti e rumore nell'immagine rispetto quelli utilizzati nella prima generazione di scanner TC spirale a singolo strato [52, 53]. I dati sono successivamente ricostruiti con l'uso di filtri di retricostruzione. Per la AC-TCMS vengono generalmente utilizzati ricostruzioni di strati di 1,25 mm con una sovrapposizione di 0,6 mm.

Quando la scansione è eseguita per una corretta indicazione e sono rispettati i criteri di inclusione/esclusione, la ricostruzione può essere eseguita facilmente ed il dataset ottenuto risulta privo di artefatti da movimento.

Le tecniche che in letteratura sono riportate essere in grado di fornire immagini diagnostiche, sono basate su poche ricostruzioni concentrate dalla metà alla fine della fase diastolica (le finestre temporali vengono posizionate a circa 400 ms precedenti la successiva onda R o al 60% dell'intervallo R-R). Numerosi approcci possono essere utilizzati quando si eseguono le ricostruzioni. Possono essere elencate almeno quattro differenti tecniche (fig. 9):

- 1) percentuale di ritardo sulla base dell'onda R [54];
- 2) ritardo assoluto prospettivo sulla base dell'onda R [54];
- 3) intervallo assoluto inverso sulla base dell'onda R [54];
- 4) fine della finestra temporale posizionata al vertice dell'onda P [55].

Non ci sono evidenze riguardo la superiorità di una particolare metodica rispetto alle altre. Le quattro tecniche possono essere utilizzate anche tutte, ma questo dipende fortemente dal grado di esperienza dell'operatore ed in minor misura dalle capacità del software/hardware, dal tipo di alterazione della frequenza cardiaca presente nella scansione e dal tempo disponibile per le ricostruzioni. La fase del ciclo cardiaco che fornisce la maggior parte delle informazioni è quella compresa tra metà e fine diastole; in questa fase il cuore è in riempimento isovolumetrico e il movimento è ridotto al minimo. In numerosi casi la fase telesistolica può fornire informazioni rilevanti; infatti al termine della contrazione miocardica il movimento delle arterie coronarie risulta minimo (fig. 10).

Un'importante caratteristica di alcuni software per l'editing dell'ECG è la possibilità di cambiare la posizione delle fine-

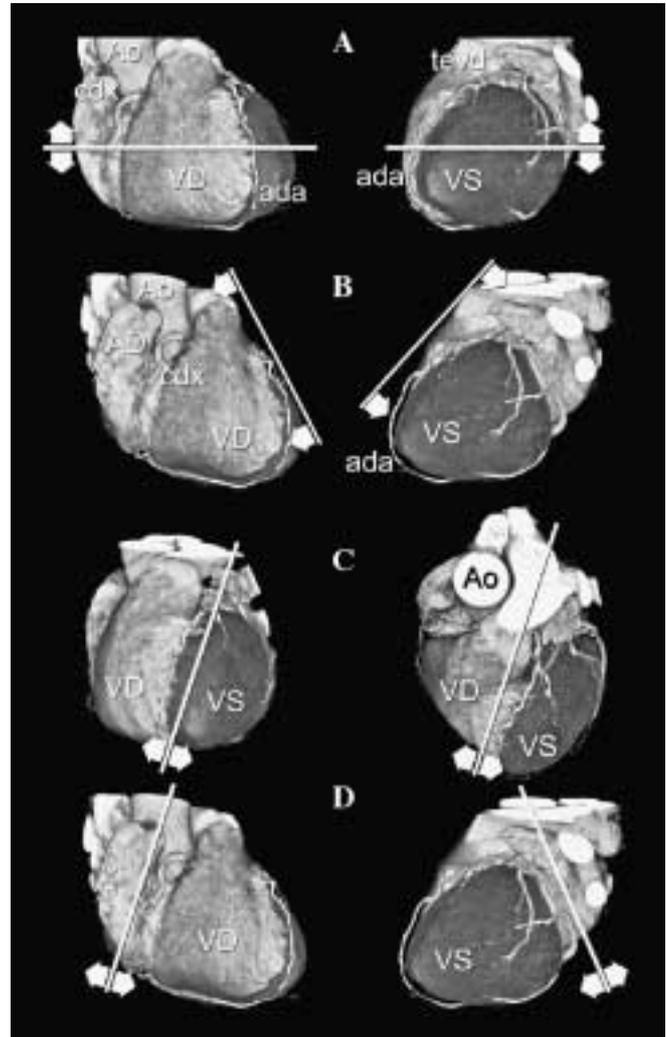


Fig. 12. — Protocollo proiezioni standard: orientamento in tre dimensioni delle proiezioni standard. In figura sono mostrati, con l'ausilio di immagini 3D volume rendering del cuore, gli orientamenti dei piani utilizzati per creare le proiezioni standard. In A, è mostrato il piano assiale in due proiezioni antero-posteriore (a sinistra) e laterale sinistra (a destra). In B, è mostrato il piano para-assiale parallelo al decorso dell'arteria discendente anteriore (ada) in due proiezioni (laterale destra e sinistra). In C, è, invece, mostrato in due proiezioni (laterale destra e sinistra) un piano para-sagittale parallelo al decorso dell'ada e approssimativamente ortogonale al piano mostrato in B. In D, viene mostrato nel piano parallelo al solco atrio-ventricolare in due proiezioni (laterale destra e sinistra) per la visualizzazione della coronaria destra e dell'arteria circonflessa. Abbreviazioni: AD = atrio destro; ada = arteria discendente anteriore; Ao = aorta ascendente; cdx = coronaria destra; tevd = tratto di efflusso del ventricolo destro; VD = ventricolo destro; VS = ventricolo sinistro. Standard views protocol: three-dimensional orientation of standard views. The figure shows, with the aid of 3D volume rendering images of the heart, the orientation of the planes used to create the standard views. A shows the axial plane in the anteroposterior (left) and left lateral (right) projections. B shows the para-axial plane parallel to the course of the anterior descending artery (ADA) in two projections (right and left lateral). C shows, in two projections (right and left lateral), a para-sagittal plane parallel to the course of the ADA and approximately orthogonal to the plane shown in B. D shows the plane parallel to the atrioventricular groove in two projections (right and left lateral) for visualisation of the right coronary and circumflex artery. Abbreviations: AD = right atrium; ada = anterior descending artery; Ao = ascending aorta; cdx = right coronary; tevd = outflow tract of right ventricle; VD = right ventricle; VS = left ventricle.

stre temporali all'interno del ciclo cardiaco. Questa caratteristica è particolarmente importante quando sono presenti durante la scansione una o più anomalie della contrazione miocardica. L'anormalità maggiormente riscontrata è il battito prematuro (o extrasistole). Il tracciato ECG e la posizione della finestra temporale possono essere cambiate quando viene utilizzata la tecnica di acquisizione dei dati di tipo retrospettivo. Al contrario, nel caso in cui si utilizzi un protocollo di acquisizione di tipo prospettico, il tracciato ECG non può essere modificato e singoli battiti prematuri presenti in una frequenza cardiaca regolare non possono essere regolati.

Gli altri parametri di ricostruzione sono rilevanti per la produzione di un'immagine che può essere ritenuta diagnosticamente valutabile. In particolare, lo spessore di strato effettivo è di solito lievemente più ampio della minima collimazione possibile in modo tale da migliorare il rapporto segnale/rumore dell'immagine. L'incremento di ricostruzione dovrebbe essere circa il 50% dell'effettivo spessore di strato, in tal modo si riesce a migliorare la risoluzione spaziale e la sovrapposizione lungo l'asse z. Il campo di vista dovrebbe essere quanto più piccolo possibile includendovi l'intero cuore, in modo tale da sfruttare pienamente la matrice dell'immagine che è costante (512×512 pixel). Il filtro di convoluzione dovrebbe stare a metà tra rumore e qualità dell'immagine. Generalmente sono utilizzati per l'imaging coronarico filtri di convoluzione medi. Quando le arterie coronarie sono molto calcifiche o sono presenti degli stent, i filtri di convoluzione più alti, anche se aumentano il rumore dell'immagine, incrementano di solito la visualizzazione della parete del vaso o della struttura dello stent e del lume al suo interno.

Valutazione dell'immagine

La valutazione delle immagini di un'indagine AC-TCMS non è ancora effettuata mediante una tecnica standardizzata. In termini di riproducibilità la performance della AC-TCMS è attualmente operatore-dipendente [56].

La valutazione è generalmente eseguita mediante la classificazione della American Heart Association in 15 o 16 segmenti coronarici [57]. Prendendo in considerazione questa classificazione, l'operatore osserva con maggiore attenzione i segmenti che, dal punto di vista clinico, risultano più importanti (fig. 11).

Quello che è stato riportato in letteratura sino ad oggi ha dimostrato le potenzialità della AC-TCMS nell'identificazione delle stenosi significative, definite come una riduzione del lume vasale $\geq 50\%$ [5, 18, 37]. La valutazione è sempre eseguita in modo semiquantitativo.

Si inizia osservando le immagini assiali, scorrendo il dataset velocemente per valutare se sono presenti reperti che non riguardano le arterie coronarie. Contemporaneamente, si può controllare la localizzazione delle strutture cardiache (e.g., i grossi vasi del torace, le valvole cardiache, gli atri, i ventricoli, etc.), includendovi le arterie coronarie, per individuare, ove presenti, grossolane anomalie morfologiche. Il passo successivo è rappresentato dalla valutazione delle ricostruzioni multiplanari (MPR). Per ogni vaso esiste un piano dedicato che ne facilita la sua corretta e completa visualizzazione (figg. 12, 13). I piani principali che servono per la valutazione delle arterie coronarie sono: 1) il piano parallelo al solco atrio-ventricolare che permette la visualizzazione longi-

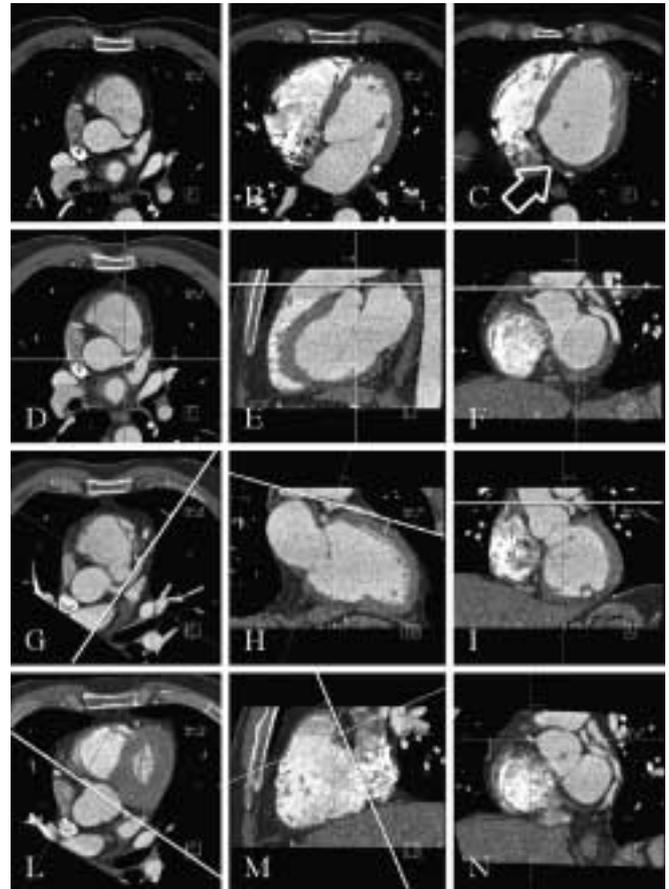


Fig. 13. — Protocollo proiezioni standard. Il protocollo PS è caratterizzato da diverse serie di immagini standard. La prima serie di immagini è quella assiale (A-C), nella quale, nel caso in esame, è già possibile rilevare la presenza di un problema nel tratto distale della coronaria circonflessa (C – freccia). Il relativo orientamento della serie di immagini MIP nel piano assiale è mostrato in D-F. Due ulteriori serie di immagini sono state ottenute su piani para-sagittale a para-assiale paralleli al decorso della arteria discendente anteriore (G-I). Le immagini risultanti sono mostrate, rispettivamente, in G ed H. Un'ultima serie di immagini è stata ottenuta secondo un piano para-coronale parallelo al solco atrio-ventricolare (L-M). In quest'ultimo piano è possibile apprezzare meglio il decorso delle arterie coronaria destra e circonflessa.

Standard views protocol. The standard views protocol is characterised by different sets of standard images. The first set is axial (A-C), which, in the case depicted, already shows the presence of a problem in the distal tract of the circumflex artery (C – arrow). The orientation of the MIP image series in the axial plane is shown in D-F. Two further image series were obtained in the para-sagittal and para-axial planes parallel to the course of the anterior descending artery (G-I). The resulting images are shown in G and H, respectively. A last set of images was obtained in the para-coronal plane parallel to the atrio-ventricular groove (L-M). This plane better visualises the course of the right and circumflex coronary arteries.

lumen reduction [5, 18, 37]. Assessment is always semi-quantitative.

The operator starts by observing the axial images, going quickly through the dataset to check for findings not involving the coronaries. At the same time, location of the heart structures is checked (e.g., the large thoracic vessels, heart valves, atria, ventricles, etc.), including the coronary arteries, to detect any gross morphological abnormalities. The

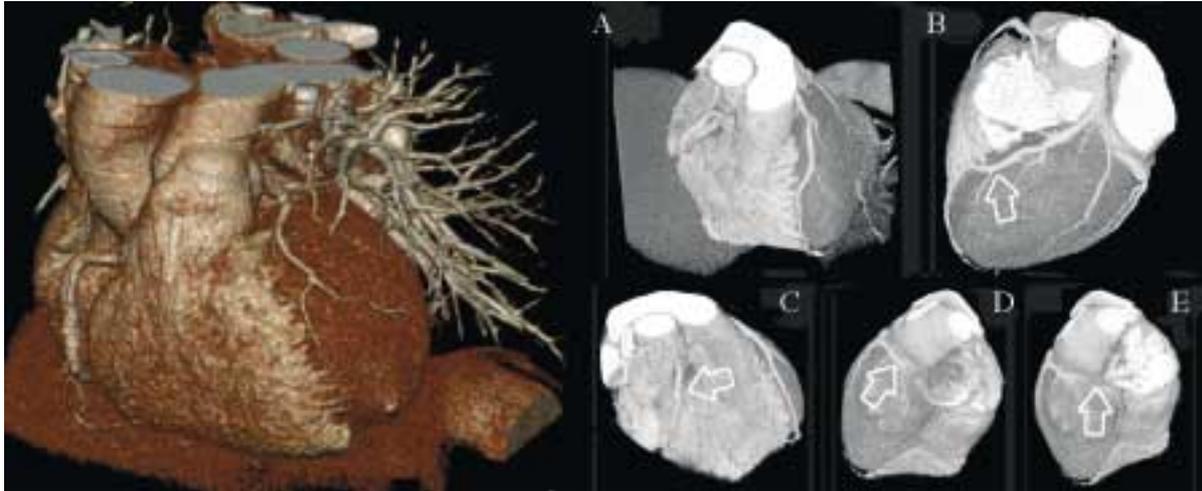


Fig. 14. — Protocollo tri-dimensionale: volume rendering tri-dimensionale. Il volume rendering tri-dimensionale consente un'ottima visualizzazione panoramica del dataset e delle arterie coronarie (A). L'arteria coronaria sinistra e la discendente anteriore (B – freccia), l'arteria coronaria destra (C – freccia) e la circonflessa (D – freccia) sono ben visualizzate. Analogamente viene ben visualizzato il punto dell'occlusione (E – freccia).

Three-dimensional protocol: 3D volume rendering. 3D volume rendering allows an excellent overview of the dataset and coronary arteries (A). The left coronary and anterior descending (B – arrow), the right coronary (C – arrow) and the circumflex (D – arrow) are clearly depicted. Similarly, the site of occlusion is well visualised (E – arrow).

tudinale dell'arteria coronaria destra e della circonflessa ed il piano parallelo al solco interventricolare, che permette la visualizzazione dell'arteria discendente anteriore. Una volta ottenuto il miglior piano di valutazione, nel caso in cui il vaso abbia un andamento tortuoso, può essere utilizzato l'algoritmo di ricostruzione per le proiezioni di massima intensità (MIP). Se sono assenti o presenti in minima quantità delle calcificazioni vascolari, una MIP di spessore tra 5 ed 8 mm è di solito ottima, mentre se le calcificazioni sono presenti in quantità elevata, lo spessore di strato deve essere ridotto a 3 mm. Quando il vaso è visualizzato parzialmente, ma anche quando lo si riesce a valutare completamente in un piano, può risultare d'aiuto eseguire una ricostruzione tracciando manualmente o automaticamente una linea che segue centralmente il decorso del lume vascolare (MPR curva). Quando si utilizza il software dedicato, l'immagine risultante può essere ruotata di 360° sul proprio asse. In parallelo è anche visualizzato un piano ortogonale dello stesso vaso. Questa modalità di visualizzazione è di particolare aiuto per la valutazione delle stenosi con un sistema quali-quantitativo. Le ricostruzioni Volume Rendering (fig. 1) sono di solito eseguite per ottenere una visione d'insieme ed a scopo didattico.

Modalità di refertazione di un esame di AC-TCMS

Il referto di una AC-TCMS deve essere il più possibile simile a quello già utilizzato in Angiografia coronarica convenzionale. L'attenzione deve essere rivolta in modo particolare ad evidenziare, schematicamente, secondo la tendenza culturale anglosassone, la presenza di stenosi significative (riduzione del diametro coronarico $\geq 50\%$) ed il grado di confidenza diagnostica nella valutazione del vaso coronarico. Eventuali alterazioni anatomiche dell'albero coronarico, siano esse clinicamente significative o no, devono essere riportate. Può anche essere

next step is to assess the multiplanar reconstructions (MPR). For each vessel there is a dedicated imaging plane which facilitates correct and complete visualisation (figs. 12, 13). The main planes for assessment of the coronary arteries are: 1) the plane parallel to the atrioventricular groove which allows longitudinal visualisation of the right and circumflex coronary arteries and the plane parallel to the interventricular groove which allows visualisation of the anterior descending artery. After obtaining the best plane, if the vessel has a tortuous course the maximum intensity projection (MIP) reconstruction algorithm can be used. If there are no or minimal vascular calcifications, a 5-8-mm-thick MIP is usually excellent, whereas if calcifications are extensive, slice thickness should be reduced to 3 mm. When a vessel is partially visualised, but also when it can be assessed completely in one plane, it may be helpful to perform a reconstruction by manually tracing a line that centrally follows the course of the vessel lumen (curved MPR). When the dedicated software is used, the image may be rotated 360°. In parallel an orthogonal plane of the same vessel is also visualised. This visualisation modality is particularly helpful for evaluating stenoses with a quali-quantitative system. Volume Rendering reconstructions (fig. 1) are usually carried out to obtain an overall view and for teaching purposes.

Reporting of a MSCT-CA examination

The report of a MSCT-CA must be as similar as possible to that used in conventional coronary angiography. Special care must be taken to highlight, in a schematic fashion, the presence of significant stenoses ($\geq 50\%$ reduction in coronary diameter) and the degree of diagnostic confidence in evaluating the coronary artery. Possible

scelto un modello di refertazione discorsivo nel quale si menziona l'assenza o la presenza di malattia coronarica, riservando una descrizione più dettagliata del/i solo/i segmento/i malato/i. In entrambi i casi si deve, rispettare la suddivisione coronarica in 15 segmenti stabilita dalla AHA (fig. 14). In tal modo si renderà più comprensibile la comunicazione tra Medico Radiologo ed il Medico/Cardiologo referente.

Non bisogna dimenticare di riportare quando presente un'eventuale «reperto collaterale importante», ossia degno di nota, presente nelle strutture comprese nella finestra spaziale di scansione (i.e. polmoni, grossi vasi, spazio mediastinico, diaframma, apparato scheletrico, etc.).

Gli artefatti

Gli artefatti sono molto comuni in AC-TCMS. Un'estesa e completa discussione sugli artefatti in AC-TCMS che purtroppo rappresentano un'evenienza relativamente frequente, richiederebbe una buona conoscenza delle regole fisiche della scansione ed una estesa trattazione. Nella Tabella IV sono riassunti i principali tipi di artefatti e le loro cause.

Limitazioni in AC-TCMS

I pazienti con frequenza cardiaca superiore a 70 bpm non devono essere sottoposti ad AC-TCMS. Possono essere inclusi nella valutazione solo pazienti con lievi irregolarità del ritmo cardiaco (e.g., battito prematuro [fig. 15], fibrillazione atriale, blocco di branca sinistro, allungamento del complesso QRS, frequenza cardiaca inferiore a 40 bpm, etc.).

In tal caso, la scansione non deve essere effettuata mediante l'utilizzo del software per la riduzione della dose di raggi X sulla base del tracciato ECG, che consiste nella modulazione prospettica della dose emessa sulla base dell'onda R [45]. In presenza di anomalie della frequenza cardiaca, la localizzazione del periodo con dose inferiore sarà variabile e può rientrare all'interno della diastole.

Inoltre, la presenza di irregolarità del ritmo, con l'esclusione di frequenza cardiaca basse (<40 bpm), non permette l'applicazione di algoritmi di ricostruzione multisegmentari [58, 59]. Questo è causato dalla variabilità del riempimento diastolico del cuore che impedisce un'appropriata interpolazione tra i dati che originano da cicli cardiaci contigui.

Performance diagnostica dell'AC-TCMS

La performance diagnostica dell'AC-TCMS a 4 strati per identificare le stenosi significative è già stata molto rimarcata, riportando una sensibilità tra il 66% ed il 91% ed una specificità tra il 76% ed il 93% [39, 60-65]. Sebbene sensibilità e specificità siano elevate bisogna considerare, però, che dal 10% al 30% dei segmenti coronarici disponibili non sono valutabili, in quanto la qualità dell'immagine risulta compromessa ed, ancora, perchè i valori diagnostici riportati sono eccessivamente elevati. L'esclusione dei segmenti coronarici con diametro inferiore a 1,5 mm dall'analisi rappresenta un problema importante quando questa tecnica sarà utilizzata nella comune pratica clinica. Gli scanner TCMS a 16 strati con una risoluzione temporale e spaziale superiore presentano

anatomical alterations of the coronary tree, whether clinically significant or not, should also be reported. A more discursive model of report may also be used in which the absence or presence of coronary disease is indicated, along with a more detailed description of the diseased segment/s alone. In either case, the AHA subdivision of the coronaries into 15 segments must be used (fig. 14). This will improve communication between the radiologist and the referring cardiologist.

If present, mention should be made of any "important collateral findings", that is accidental findings worthy of note seen in the structures comprised in the spatial scan window (i.e. lungs, large vessels, mediastinal space, diaphragm, skeletal system, etc.).

Artefacts

Artefacts are common in MSCT-CA. An exhaustive description of artefacts in MSCT-CA would require a sound knowledge of the physical rules governing the scan and an exhaustive discussion. Table IV summarises the main types of artefacts and their causes.

Limitations of MSCT-CA

Patients with a heart rate greater than 70 bpm cannot be studied by MSCT-CA. Only patients with mild irregularities of the heart rhythm can be included in the evaluation (e.g., premature beat (fig. 15), atrial fibrillation, left bundle branch block, long QRS complex, heart rate below 40 bpm, etc.).

In this case, the scan cannot be performed using ECG-controlled dose-reduction software, which consists in prospectively modulating the radiation dose based on the R wave [45]. In the presence of heart rate abnormalities, localisation of the period with lower dose will vary and may fall within the diastole.

In addition, the presence of heart rhythm irregularities, with the exception of slow heart rates (<40 bpm), precludes the application of multisegment reconstruction algorithms [58, 59]. This is due to the variability of diastolic heart filling which prevents appropriate interpolation among data originating from contiguous cardiac cycles.

Diagnostic performance of MSCT-CA

The diagnostic performance of 4-slice MSCT-CA in identifying significant stenosis has already been noted, sensitivity being 66-91% and specificity 76-93% [39, 60-65]. Although the sensitivity and specificity are high it should, however, be considered that 10-30% of the available coronary segments are nonassessable, since image quality is compromised and the reported diagnostic values are overstated. Exclusion from the analysis of coronary segments with a diameter less than 1.5 mm will represent an important issue when this technique is used in clinical practice. 16-slice MSCT scanners with higher temporal and spatial resolution show better results (Table I) [5, 18, 37, 38, 66-70].

TABELLA IV. — Classificazione, cause e risoluzione degli artefatti in coronarografia TC.

Artefatti	Descrizione	Cause
Movimento	FC elevata FC irregolare Battito prematuro Paziente che respira durante la scansione Controllo del trattenimento del respiro	Risoluzione temporale insufficiente Fibrillazione Atriale Altre irregolarità Risoluzione temporale insufficiente Fase diastolica troppo corta Battito prematuro registrato durante il trattenimento del respiro Istruzioni al paziente insufficienti Paziente nervoso Paziente di madre lingua differente da quella che impartisce le istruzioni appena prima della scansione Sordità parziale o totale Manovra di Valsalva Inspirazione per trattenere il respiro troppo lunga
Contrasto/rumore dell'immagine	Paziente obeso Seno troppo grosso	Elevato tessuto di assorbimento in ogni parte del dataset Elevato tessuto di assorbimento nella porzione distale del dataset
Durezza del fascio	Artefatti a strisce	Mezzo di contrasto (VCS e cuore destro) Calcificazioni Stent Clips
"Volume averaging"	"Blooming"	Mezzo di contrasto Calcificazioni Stent Clips
Finestra temporale	Movimento nel segmento 2 Diffuso, ma non rilevante movimento specialmente nella RCA Rilevante artefatto da movimento in un isolato gruppo di immagini Rilevante artefatto da movimento in multi gruppi di immagini	Selezione subottimale della finestra temporale Selezione subottimale della finestra temporale Battito prematuro Onda ECG irregolare
Perdita di dati	Mancanza di informazioni ad un definito livello dell'intervallo di scansione Perdita del LM Perdita della PDA	Irregolarità dell'ECG Errato posizionamento FC estremamente bassa (<40 bpm) Battito prematuro con FC borderline Inizio della scansione troppo bassa Apnea del paziente durante il tomogramma differente da quella della scansione angiografica Fine della scansione troppo alta Apnea del paziente durante il tomogramma differente da quella della scansione angiografica
Enhancement vascolare	Enhancement insufficiente Assenza di enhancement	Velocità di flusso sanguigno estremamente veloce (pazienti giovani, anomalie congenite dei grandi vasi del torace e del cuore) Inizio precoce della scansione scelto dal BT Inizio tardivo della scansione scelto dal BT Flusso lento Bassa concentrazione iodica Volume non sufficiente Wrist IV Parziale fuoriuscita del mdc dal vaso Iniettore non connesso Iniettore-tubo disconnesso Stravasato del mezzo di contrasto
Qualità dell'immagine	Immagine rumorose	mAs troppo bassi Paziente obeso o seno troppo grande

BT = bolus tracking; ECG = elettrocardiogramma; FC = frequenza cardiaca; mAs = milli-Ampere per secondo; RCA = arteria coronaria destra; ROI = regione di interesse; VCS = vena cava superiore

TABLE IV.—*Classification, causes and solution of artefacts in CT coronary angiography.*

Artefacts	Description	Causes
Motion	Elevated HR Irregular HR Premature beat Patient breathing during scan Control of breath-hold	Insufficient temporal resolution Atrial fibrillation Other irregularities Insufficient temporal resolution Diastolic phase too short Premature beat recorded during breath-hold Inadequate patient instructions Tense patient Patient whose mother tongue is different from that of person giving instructions just before scan Partial or total deafness Valsalva manoeuvre Excessively long inspiration before breath-hold
Image contrast/noise	Obese patient Large breasts	High tissue absorption in all portions of dataset High tissue absorption in distal portion of dataset
Beam hardening	Dark streaks or bands	Contrast material (SVC and right heart) Calcifications Stent Clips
Volume averaging	Blooming	Contrast material Calcifications Stent Clips
Temporal window	Movement of segment 2 Diffuse, but unimportant movement especially in RCA Important motion artefact in an isolated group of images Important motion artefact in multiple groups of images	Suboptimal selection of temporal window Suboptimal selection of temporal window Premature beat Irregular ECG wave
Loss of data	Lack of information at given level of scan interval Loss of LM Loss of PDA	ECG irregularity Incorrect position Extremely low HR (<40 bpm) Premature beat with borderline HR Scan start too low Breath-hold during tomogram different from that of angiographic scan Scan end too high Breath-hold during tomogram different from that of angiographic scan
Vascular enhancement	Insufficient enhancement No enhancement	Extremely fast blood flow (young patients, congenital anomalies of large thoracic and cardiac vessels) Early scan start selected by BT Late scan start selected by BT Slow flow Low iodine concentration Insufficient volume Wrist IV Partial leakage of contrast from vessel Injector disconnected Injector-tube disconnected Contrast leakage
Image quality	Image noise	mAs too low Obese patient or breast too large

BT = bolus tracking; ECG = electrocardiogram; HR = heart rate; mAs = milli-Ampere per second; RCA = right coronary artery; ROI = region of interest; SVC= superior vena cava.

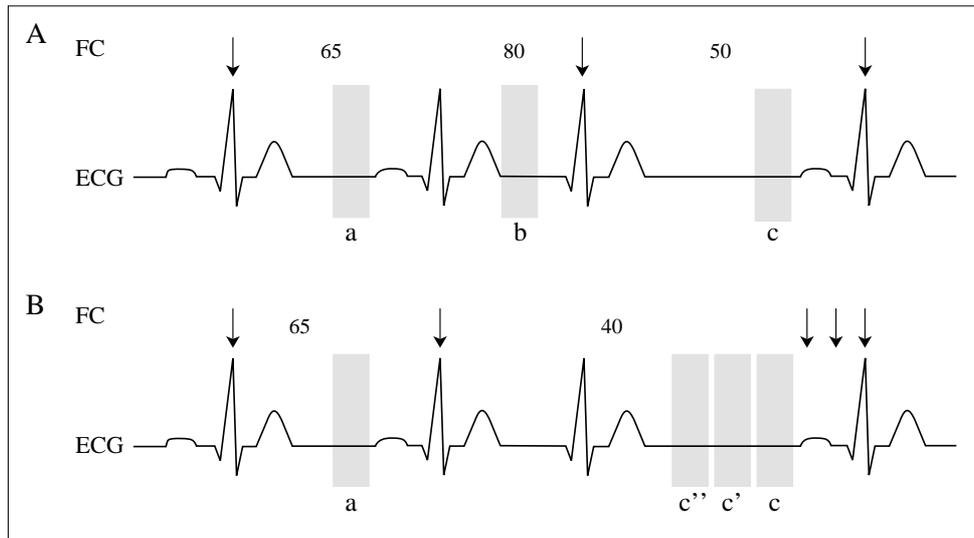


Fig. 15. — Battito prematuro (BP). Definizione. Un BP è una prematura (confrontata con il precedente intervallo R-R) stimolazione di un'area del miocardio. Quest'area può essere localizzata nel sistema di conduzione o nel miocardio. Un BP generalmente blocca o accorcia la fase diastolica del ciclo cardiaco precedente e genera un allungamento della fase diastolica successiva a causa della pausa compensatoria che ne deriva. La durata dei 2 intervalli R-R coinvolti nella extrasistole è di norma la stessa di due intervalli della frequenza cardiaca che precedono il BP. In AC-TCMS, anche una fisiologica del cuore che consiste in un battito cardiaco che avviene più precocemente rispetto al normale basato sulla frequenza cardiaca precedente può essere considerato come BP. I pazienti con bi- o trigeminismo sono esclusi dallo studio. Management (Immagine B). Quando è presente un BP nel tracciato

ECG il protocollo convenzionale per la ricostruzione dell'immagine posiziona la finestra temporale in protodiastole che risulta precoce se confrontata con i battiti cardiaci precedenti o successivi (b in immagine A). In tal caso, mentre tutti gli altri battiti cardiaci sono ricostruiti in telediastole, il BP determina una ricostruzione in fase protodiastolica. Questo non può essere efficace a fini delle qualità dell'immagine per due ragioni: la prima è che si possono avere in quella fase troppi artefatti da movimento e la seconda è rappresentata dal fatto che il campionamento per la ricostruzione dell'immagine non avviene nella stessa fase del ciclo cardiaco degli altri battiti cardiaci. Quindi, il BP viene escluso (Immagine B). Per fare ciò bisogna eliminare la finestra temporale che interessa il BP e riempire il successivo intervallo diastolico con una o più finestre temporali (c' e c'' in immagine B). La soglia dell'intervallo R-R di 40 bpm che evita la perdita di dati determina il numero di finestre temporali aggiuntive.

Premature beat (PB). Definition. A PB is an early (when compared to the preceding R-R interval) stimulation of an area of the heart. This area may be located in the conduction system or in the myocardium. A PB generally blocks or shortens the diastolic phase of the preceding cardiac cycle and lengthens the following diastolic phase owing to the compensatory pause caused by it. The duration of the two R-R intervals involved in the extrasystole is usually the same as the two heart rate intervals preceding the PB. At MSCT-CA, even a physiological arrhythmia consisting of a heart beat occurring earlier than normal based on the previous heart rate may be regarded as a PB. Patients with bi- or trigeminism are excluded from the study. *Management (Image B).* When a PB is present in the ECG trace the conventional image reconstruction protocol positions the temporal window in the protodiastole which is early if compared to the previous or subsequent heart beats (b in image A). In this case, while all the other heart beats are reconstructed during the telediastolic phase, the PB causes a reconstruction in the protodiastolic phase. This may affect image quality for two reasons: the first is that there may be too many motion artefacts in that phase and the second is that sampling for image reconstruction does not occur at the same phase of the cardiac cycle as the other heart beats. The PB is therefore excluded (image B). To do this, one has to eliminate the temporal window involving the PB and fill the following diastolic interval with one or more temporal windows (c' and c'' in image B). The 40 bpm threshold for the R-R interval which avoids data loss determines the number of additional temporal windows.

dei risultati migliori (Tabella I) [5, 18, 37, 38, 66-70]. Con questa generazione di scanner TCMS, il numero dei segmenti coronarici esclusi si riduce e l'accuratezza diagnostica migliora. Dopo la selezione dei pazienti la sensibilità varia tra il 72% ed il 95%, mentre la specificità tra l'86% ed il 98%.

Limitazioni significative, comunque, sono ancora presenti nella AC mediante TCMS: l'elevato valore predittivo negativo riportato nella maggior parte degli studi suggerisce che l'assenza di malattia può essere diagnosticata con una confidenza maggiore rispetto l'individuazione di una stenosi significativa. L'AC-TCMS può, quindi, essere considerata una tecnica in grado di escludere le lesioni significative nei pazienti con una relativamente bassa probabilità di presenza di una stenosi coronarica significativa.

Conclusioni

Il recente sviluppo e la ricerca tecnologica nell'imaging cardiologico mediante TC multistrato sta prepotentemente integrando e sovvertendo l'iter diagnostico del paziente con sospetta o nota patologia coronarica, nel quale l'angiografia coronarica percutanea ha rappresentato per lungo tempo la sola metodica di imaging di assoluto valore diagnostico. Non

With this generation of scanners, the number of excluded coronary segments is reduced and diagnostic accuracy is improved. After patient selection, sensitivity ranges from 72% to 95%, whereas specificity varies between 86% and 98%.

Nonetheless, significant limitations are still present in MSCT-CA: the high negative predictive value reported by most studies suggests that absence of disease can be diagnosed with a higher degree of confidence than identification of a significant stenosis. MSCT-CA may therefore be regarded as a technique able to exclude significant lesions in patients with a relatively low likelihood of significant coronary stenosis.

Conclusions

The recent developments and technological research in cardiac imaging by multislice CT is integrating and subverting the diagnostic work-up of patients with suspected or known coronary disease, for whom percutaneous coronary angiography has long been the only imaging method having absolute diagnostic value. It should

bisogna dimenticare, però, che l'Angiografia coronarica mediante TC multistrato, pur essendo una tecnica promettente, deve essere eseguita da operatori esperti. Infatti, il suo risultato clinico è strettamente dipendente dall'ottimizzazione di ogni passaggio applicativo della procedura.

not, however, be forgotten that despite being a promising technique, coronary angiography by multislice CT must be performed by expert operators, as the clinical results are closely dependent on the optimisation of each step in the procedure.

Bibliografia/References

- 1) Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol 46: 1016-1022, 1973.
- 2) Hounsfield GN: Nobel Award address. Computed medical imaging. Med Phys 7: 283-290, 1980.
- 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) Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA *et al.*: Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. Circulation 106: 2051-2054, 2002.
- 6) Rubin GD and Zarins CK: MR and spiral/helical CT imaging of lower extremity occlusive disease. Surg Clin North Am 75: 607-619, 1995.
- 7) Chung JW, Park JH, Im JG *et al.*: Spiral CT angiography of the thoracic aorta. Radiographics 16: 811-824., 1996.
- 8) Cinat M, Lane CT, Pham H *et al.*: Helical CT angiography in the preoperative evaluation of carotid artery stenosis. J Vasc Surg 28: 290-300, 1998.
- 9) de Myone W, van Strijen MJ, Huisman MV *et al.*: Suspected pulmonary embolism: prevalence and anatomic distribution in 487 consecutive patients. Advances in New Technologies Evaluating the Localization of Pulmonary Embolism (ANTE-LOPE) Group. Radiology 215: 184-188, 2000.
- 10) Horton KM and Fishman EK: 3D CT angiography of the celiac and superior mesenteric arteries with multidetector CT data sets: preliminary observations. Abdom Imaging 25: 523-525, 2000.
- 11) Marro B, Valery CA, Bitard A *et al.*: Intracranial aneurysm on CTA: demonstration using a transparency volume-rendering technique. J Comput Assist Tomogr 24: 96-98, 2000.
- 12) Luboldt W, Straub J, Seemann M *et al.*: Effective contrast use in CT angiography and dual-phase hepatic CT performed with a subsecond scanner. Invest Radiol 34: 751-760, 1999.
- 13) Rubin GD, Shiau MC, Leung AN *et al.*: Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography. Radiology 215: 670-676, 2000.
- 14) Rieker O, Duber C, Schmiedt W *et al.*: Prospective comparison of CT angiography of the legs with intraarterial digital subtraction angiography. AJR 166: 269-76, 1996.
- 15) Rubin GD and Napel S: Helical CT angiography of renal artery stenosis. AJR 168: 1109-1111, 1997.
- 16) Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettner A *et al.*: Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. Acad Radiol 10: 386-401, 2003.
- 17) Cademartiri F, Luccichenti G, van der Lugt A *et al.*: Sixteen-row multislice computed tomography: basic concepts, protocols, and enhanced clinical applications. Semin Ultrasound CT MR 25: 2-16, 2004.
- 18) 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.
- 19) Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U *et al.*: Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. Circulation 102: 2823-2828, 2000.
- 20) 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.
- 21) Kachelriess M, Kalender WA: Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart. Med Phys 25: 2417-2431, 1998.
- 22) Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E *et al.*: Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. Am J Cardiol 88: 792-795, 2001.
- 23) Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ *et al.*: Evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. Radiology 229: 749-756, 2003.
- 24) Yoo KJ, Choi D, Choi BW *et al.*: The comparison of the graft patency after coronary artery bypass grafting using coronary angiography and multi-slice computed tomography. Eur J Cardiothorac Surg 24: 86-91; discussion 91, 2003.
- 25) Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A *et al.*: Evaluation of venous and arterial conduit patency by 16-slice spiral computed tomography. Circulation 110: 3234-3238, 2004.
- 26) Schlosser T, Konorza T, Hunold P *et al.*: Noninvasive visualization of coronary artery bypass grafts using 16-detector row computed tomography. J Am Coll Cardiol 44: 1224-1229, 2004.
- 27) Maintz D, Juergens KU, Wichter T *et al.*: Imaging of coronary artery stents using multislice computed tomography: in vitro evaluation. Eur Radiol 13: 830-835, 2003.
- 28) Cademartiri F, Mollet N, Nieman K *et al.*: Images in cardiovascular medicine. Neointimal hyperplasia in carotid stent detected with multislice computed tomography. Circulation 108: e147, 2003.
- 29) Schuijff JD, Bax JJ, Jukema JW *et al.*: Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. Am J Cardiol 94: 427-30, 2004.
- 30) Mollet NR and Cademartiri F: Images in cardiovascular medicine. In-stent neointimal hyperplasia with 16-row multislice computed tomography coronary angiography. Circulation 110: e514, 2004.
- 31) Mollet NR, Hoyer A, Lemos PA *et al.*: Value of preprocedure multislice computed tomographic coronary angiography to predict the outcome of percutaneous recanalization of chronic total occlusions. Am J Cardiol 95: 240-243, 2005.
- 32) 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.
- 33) Horisaki T, Yamashita T, Yokoyama H *et al.*: Three-dimensional reconstruction of computed tomographic images of anomalous origin of the left main coronary artery from the pulmonary trunk in an adult. Am J Cardiol 92: 898-899, 2003.
- 34) Lessick J, Kumar G, Beyar R *et al.*: Anomalous origin of a posterior descending artery from the right pulmonary artery: report of a rare case diagnosed by multidetector computed tomography angiography. J Comput Assist Tomogr 28: 857-859, 2004.
- 35) Cademartiri F, Mollet N, Nieman K *et al.*: Images in cardiovascular medicine. Right coronary artery arising from the left circumflex demonstrated with multislice computed tomography. Circulation 109: e185-186, 2004.
- 36) de Feyter PJ, Krestin GP, Cademartiri F *et al.*: Computed Tomography of the Coronary Arteries. Taylor & Francis, A Martin Dunitz Book; 208 pp London and New York, 2005.
- 37) Mollet NR, Cademartiri F, Nieman K *et al.*: Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. J Am Coll Cardiol 43: 2265-2270, 2004.
- 38) Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A *et al.*: Accuracy of thin-slice computed tomography in the detection of coronary stenoses. Eur Heart J 25: 1043-1048, 2004.
- 39) 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.
- 40) Aspelin P, Aubry P, Fransson SG *et al.*: Nephrotoxic effects in high-risk patients undergoing angiography. N Engl J Med 348: 491-499, 2003.
- 41) 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.
- 42) Cademartiri F, Mollet N, van der Lugt A *et al.*: Non-invasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. Eur Radiol 14: 178-183, 2004.
- 43) Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R *et al.*: Comparison of monophasic vs biphasic administration of contrast material in non-invasive coronary angiography using a 16-row multislice Computed Tomography. Radiol Med 107: 489-496, 2004.
- 44) Cademartiri F, Nieman K, van der Lugt A *et al.*: IV contrast administration for CT coronary angiography on a 16-multidetector-row helical CT scanner: test bolus vs bolus tracking. Radiology (in press), 2004.
- 45) Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B *et al.*: Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. Eur Radiol 12: 1081-1086, 2002.
- 46) Kalender WA and Polacin A: Physical performance characteristics of spiral CT scanning. Med Phys 18: 910-915, 1991.
- 47) Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ *et al.*: Coronary angiography with multislice computed tomography. Lancet 357: 599-603, 2001.
- 48) Georg C, Kopp A, Schroder S *et al.*: Optimizing image reconstruction timing for the RR interval in imaging coronary arteries with multi-slice computerized tomography. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 173: 536-541, 2001.
- 49) Hong C, Becker CR, Huber A *et al.*: ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. Radiology 220: 712-717, 2001.
- 50) Flohr T and Ohnesorge B: Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for electrocardiogram-gated multislice spiral CT of the heart. J Comput Assist Tomogr 25: 907-923, 2001.
- 51) Kalender WA, Seissler W, Klotz E *et al.*: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology 176: 181-183, 1990.
- 52) Wang G and Vannier MW: Helical CT image noise--analytical results. Med Phys 20: 1635-1640, 1993.
- 53) Polacin A, Kalender WA and Marchal G: Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology 185: 29-35, 1992.
- 54) Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R *et al.*: Non-invasive angiography of the coronary arteries with multislice computed tomography: state of the art and future prospects. Radiol Med 106: 284-296, 2003.
- 55) Sato Y, Matsumoto N, Kato M *et al.*: Noninvasive assessment of coronary artery disease by multislice spiral computed tomography using a new retrospectively ECG-gated image reconstruction technique. Circ J 67: 401-405, 2003.
- 56) Cademartiri F, Mollet NR, Lemos PA *et al.*: Standard vs user-interactive assessment of significant coronary stenoses with multislice Computed Tomography coronary angiography. Am J Cardiol (in press), 2004.
- 57) Austen WG, Edwards JE, Frye RL *et al.*: A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on

- Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation* 51: 5-40, 1975.
- 58) Dewey M, Laule M, Krug L *et al*: Multisegment and halfscan reconstruction of 16-slice computed tomography for detection of coronary artery stenoses. *Invest Radiol* 39: 223-229, 2004.
- 59) Halliburton SS, Stillman AE, Flohr T *et al*: Do segmented reconstruction algorithms for cardiac multi-slice computed tomography improve image quality? *Herz* 28: 20-31, 2003.
- 60) Nieman K, Oudkerk M, Rensig BJ *et al*: Coronary angiography with multislice Computed Tomography. *Lancet* 357: 599-603, 2001.
- 61) 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.
- 62) 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.
- 63) Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A *et al*: Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row Computed Tomography. Results in 102 patients. *Eur Heart J* 23: 1714-1725, 2002.
- 64) 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.
- 65) Giesler T, Baum U, Ropers D *et al*: Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multi-detector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR* 179: 911-916, 2002.
- 66) Kuettner A, Kopp AF, Schroeder S *et al*: Diagnostic accuracy of multidetector Computed Tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 43: 831-839, 2004.
- 67) Kuettner A, Trabold T, Schroeder S *et al*: Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral Computed Tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol* 44: 1230-1237, 2004.
- 68) Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC *et al*: Predictive value of 16-slice multidetector spiral Computed Tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient-versus segment-based analysis. *Circulation* 110: 2638-2643, 2004.
- 69) Kuettner A, Beck T, Drosch T *et al*: Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral Computed Tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol* 45: 123-127, 2005.
- 70) Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP *et al*: Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice Computed Tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 45: 128-132, 2005.

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