

# Comunicazione rapida

## Un anno di esperienza con coronarografia non invasiva mediante tomografia computerizzata spirale multistrato a 16 linee di detettori

Filippo Cademartiri\*, Koen Nieman\*<sup>§</sup>, Nico Mollet\*<sup>§</sup>, Thomas G. Flohr\*\*\*,  
Ottavio Alfieri<sup>§§</sup>, Pim J. de Feyter\*<sup>§</sup>, Gabriel P. Krestin\*

\*Dipartimento di Radiologia, Erasmus Medical Center, Rotterdam, Olanda, \*\*Siemens Medical Solutions, Medical Engineering, Computed Tomography, Forchheim, Germania, <sup>§</sup>Dipartimento di Cardiologia, Thoraxcentre, Erasmus Medical Center, Rotterdam, Olanda, <sup>§§</sup>Divisione di Cardiocirurgia, Ospedale San Raffaele, Milano

### Key words:

Computed tomography;  
Coronary angiography;  
Imaging.

The gold standard for direct diagnostic imaging of coronary arteries is still conventional X-ray coronary angiography, even though for several other applications, noninvasive techniques substituted invasive ones. In the last 10 years several techniques (magnetic resonance, electron beam tomography, spiral computed tomography) attempted to emerge as noninvasive modality for the study of coronary arteries. The introduction of multislice computed tomography (MSCT) with retrospectively gated ECG reconstructions has substantially modified the coronary imaging scenario. In fact, the results have been promising since the beginning with 4-row MSCT. Currently the results reported with 16-row MSCT allow to question which role can the noninvasive coronary angiography play in clinical settings. With a scan of < 20 s after intravenous administration of iodinated contrast material it is possible to obtain information similar to conventional coronary angiography. Moreover, together with vascular patency, also atherosclerotic plaques are well visualized and characterized (type: calcified, soft, mixed). Ongoing studies are validating MSCT in the assessment of plaque vulnerability. The same technique allows to evaluate left ventricular function and myocardial wall motion impairment.

Still with a few major limitations related to the heart rate, MSCT will broaden the noninvasive capability of evaluating coronary arteries in patients where conventional coronary angiography is exceeding the actual clinical question or considered as premature.

(Ital Heart J Suppl 2003; 4 (7): 587-593)

© 2003 CEPI Srl

Ricevuto il 24 marzo  
2003; nuova stesura il 3  
luglio 2003; accettato il 7  
luglio 2003.

### Per la corrispondenza:

Dr. Filippo Cademartiri

Department of Radiology  
Erasmus Medical Center  
Dr. Molenwaterplein, 40  
3015 GD Rotterdam  
The Netherlands  
E-mail:  
filippocademartiri@  
hotmail.com

### Introduzione

L'angiografia coronarica convenzionale è lo standard diagnostico di riferimento per lo studio clinico della patologia coronarica da molti decenni<sup>1</sup>. Tale metodica fornisce accurate informazioni sulla pervietà vascolare in modo dinamico e, in termini prettamente radiologici, può essere anche definita come "luminografia coronarica con mezzo di contrasto". I limiti tecnici intrinseci alla metodica sono quindi costituiti dall'incapacità di visualizzare direttamente quello che sta immediatamente al di fuori del lume vasale (ossia la parete del vaso stesso) e la modalità di visualizzazione di tipo proiettivo (ossia le immagini risultanti, pur se dinamiche, "soffrono" di bidimensionalità). A questo bisogna aggiungere che si tratta di una tecnica invasiva, costosa e con una frequenza non trascurabile di complicazioni<sup>2</sup>. Queste ultime motivazioni ne limitano l'utilizzo ai casi nei quali lo si ritiene realmente opportuno.

Molte tecniche negli ultimi 10 anni si sono affacciate all'imaging non invasivo delle coronarie, in particolare la risonanza magnetica e la tomografia computerizzata (TC) ad emissione di elettroni, con risultati interessanti ma non sufficienti per estenderne l'utilizzo alla pratica clinica routinaria<sup>3-7</sup>. A conferma di questo la coronarografia convenzionale costituisce tuttora in tutti i centri dedicati all'emodinamica, lo standard per lo studio delle coronarie.

La principale difficoltà nella visualizzazione non invasiva delle coronarie è legata alla notevole risoluzione temporale e spaziale necessarie per "fermare" il rapido movimento di questi piccoli vasi durante il ciclo cardiaco. La precedente tecnologia a TC spirale a singolo detettore, non possedeva una risoluzione temporale sufficiente per effettuare la scansione dell'intero range del cuore con accuratezza spaziale e temporale sufficiente.

L'introduzione della tecnologia multi-detettore ha determinato un incremento no-

tevole delle prestazioni che ha permesso di effettuare i primi studi delle coronarie con risultati buoni ma con un'elevata percentuale di vasi non valutabili<sup>8-12</sup>. Tali risultati si riferiscono alla precedente generazione di scanner multistrato a 4 canali.

Recentemente è stata introdotta una nuova generazione di scanner con 16 canali portando una maggiore risoluzione spaziale e temporale. La scansione coronarica può essere, infatti, completata in un tempo < 20 s (contro i 35-40 s precedentemente necessari) e con una risoluzione spaziale di 0.75 mm (contro il valore di 1-1.25 mm delle precedenti generazioni)<sup>13-15</sup>.

Nessuna casistica di validazione è stata fino ad ora pubblicata con tecnologia ad 8 strati<sup>1</sup>, mentre nell'ottobre 2002 il nostro gruppo ha pubblicato la prima casistica di validazione della tecnologia a 16 strati fornendo ottimi risultati<sup>16</sup>. Una casistica analoga ha recentemente confermato i nostri ottimi risultati<sup>17</sup>.

Nella presente comunicazione riportiamo i miglioramenti tecnici e il protocollo ottimizzato per questa generazione di scanner dopo circa 1 anno di esperienza.

## Materiali e metodi

**Preparazione del paziente.** I pazienti sono sottoposti prima dell'esame a controllo della frequenza cardiaca. Se il paziente ha una fibrillazione atriale viene escluso. Se la frequenza cardiaca è > 65 b/min vengono somministrati 100 mg di metoprololo-tartrato *per os*. In genere con frequenza cardiaca > 90 b/min è difficile ottenere una bradicardizzazione sufficiente. Queste indicazioni valgono se l'obiettivo dello studio sono le coronarie. Nel caso in cui si stia valutando il muscolo cardiaco, il pericardio, l'anatomia dei grossi vasi o la funzione miocardica possono essere inclusi anche pazienti con frequenze cardiache superiori o con fibrillazione atriale a patto che sia a bassa risposta ventricolare.

È stato descritto come la frequenza cardiaca elevata influenzi negativamente le prestazioni ed il successo della scansione in termini di qualità diagnostica<sup>12,18,19</sup>. Bisogna inoltre ricordare i criteri di esclusione legati all'utilizzo di mezzo di contrasto organo-iodato per via endovenosa che sono: allergia nota al mezzo di contrasto iodato e insufficienza renale (creatinina sierica > 120 mmol/l<sup>-1</sup>)<sup>16</sup>. Da ricordare inoltre le controindicazioni alle radiazioni ionizzanti (donne in possibile stato di gravidanza).

**Scansione.** La scansione angiografica viene effettuata con uno scanner spirale a 16 linee di detettori (Sensation 16, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germania), dopo la somministrazione di un bolo con mezzo di contrasto non ionico (Visipaque 320 mgI/ml, Amersham Health, UK) di 100-125 ml con una velocità di 4-5 ml/s mediante un iniettore automatico (EnVision CT, MedRad, Pittsburgh, PA, USA) per via antecubitale. Duran-

te la scansione viene registrata in sincronia una traccia elettrocardiografica. La durata complessiva della scansione è di 15-20 s secondo l'anatomia e le dimensioni del paziente. I parametri di scansione sono: numero di detettori/collimazione 16/0.75 mm, tempo di rotazione del tubo radiogeno 420 ms, avanzamento/rotazione 3.0 mm, kVp 120, mAs 400-500, campo di vista 150 mm, spessore effettivo dello strato 0.75 mm, intervallo di ricostruzione 0.4 mm, filtro di convoluzione per tessuti molli. La metodologia descritta ricalca quella utilizzata per la casistica di validazione già pubblicata<sup>16</sup>.

**Ricostruzione delle immagini.** L'algoritmo di ricostruzione sfrutta la possibilità di sincronizzare retrospettivamente la ricostruzione delle immagini secondo una particolare fase del ciclo cardiaco espressa come percentuale dell'intervallo R-R, oppure come distanza dalla successiva onda R espressa in ms. Nella nostra esperienza al fine di valutare adeguatamente le coronarie sono necessarie fino a tre finestre di ricostruzione distinte localizzate nella fase telediastolica a -350, -400 e -450 ms dalla successiva onda R. Gli strati così ricostruiti possono essere definiti isocardiofasici, poiché appartengono alla stessa fase del ciclo cardiaco. La risoluzione temporale effettiva permessa con questo algoritmo è di 210 ms per 180° di rotazione, ma può scendere fino a 105 ms combinando le informazioni provenienti da due cicli cardiaci adiacenti (ricostruzione multisegmentaria).

Qualunque fase del ciclo cardiaco può essere ricostruita. Ad esempio, la fase telediastolica e sistolica del ciclo per ottenere informazioni di tipo morfologico (anatomia delle arterie coronarie e struttura delle placche aterosclerotiche) e funzionali (frazione di eiezione, perfusione miocardica e motilità delle pareti miocardiche).

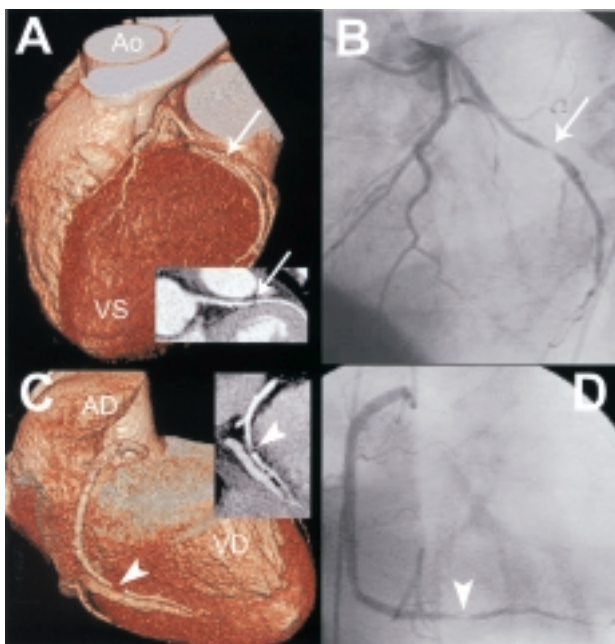
La velocità di ricostruzione arriva fino a 6 immagini al secondo che per un gruppo di 250 immagini circa, significa circa 42 s per un set di dati e circa 2 min per i tre set di dati utilizzati per la valutazione delle coronarie. Durante la ricostruzione le immagini sono visibili in tempo reale sullo schermo.

**Analisi delle immagini.** Lo studio delle coronarie si basa sull'osservazione al personal computer delle immagini assiali native e sulla successiva rielaborazione mediante diversi algoritmi quali le ricostruzioni multipanari e la proiezione di massima intensità, che fornisce immagini di tipo angiografico. Non è pensabile, infatti, osservare e valutare questo tipo di immagini sulle pellicole. Le strutture oggetto di studio sono di dimensioni troppo piccole e di anatomia troppo complessa per poter essere studiate su piani assiali fotografati su lastra. Le ricostruzioni tridimensionali con "volume rendering" permettono di dimostrare in modo sintetico e di localizzare la sede della patologia. Strumenti semiautomatici ed automatici per la segmentazione dei vasi aiutano ad aumentare la velocità e l'accuratezza

dell'analisi delle immagini. Tra questi i software per la segmentazione automatica dei vasi che creano un piano lungo l'asse centrale del vaso conoscendone semplicemente il punto di origine e di terminazione (Vessel View, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germania).

### Esempi di imaging coronarico non invasivo

**Esempio 1** (Fig. 1). Visualizzazione di doppia stenosi. In un paziente maschio di 56 anni con disturbi aspecifici, un'angio-TC multistrato e la corrispondente coronarografia mostrano la presenza di due stenosi signifi-

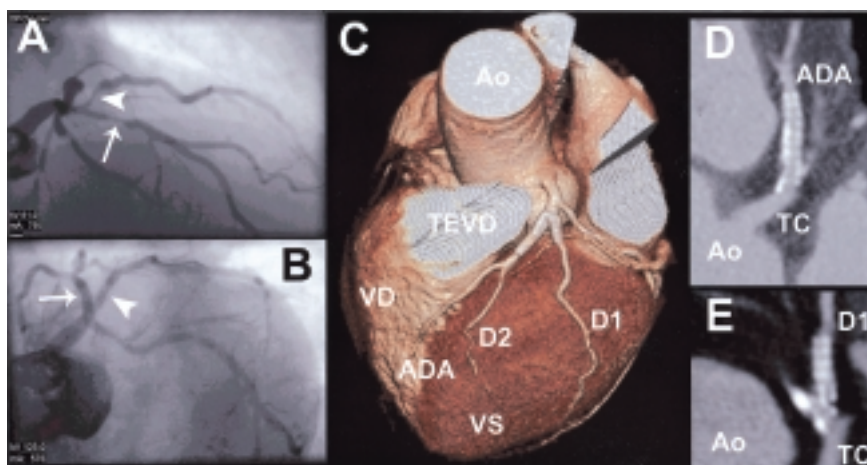


**Figura 1.** Visualizzazione di doppia stenosi. AD = atrio destro; Ao = aorta; VD = ventricolo destro; VS = ventricolo sinistro.

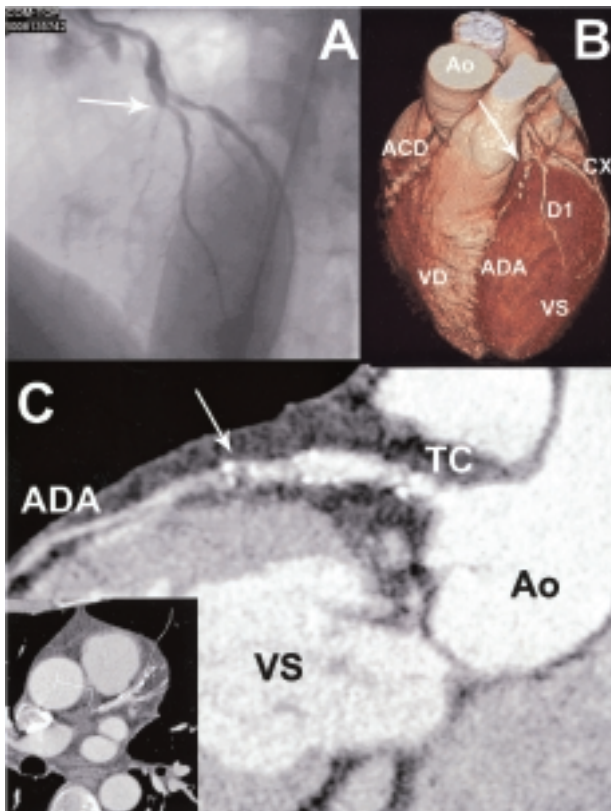
cative (> 50%). La prima è a carico del tratto intermedio della circonflessa ed è mostrata con una ricostruzione tridimensionale con "volume rendering" in A (freccia). La corrispondente immagine coronarografica è mostrata in B (freccia). La seconda stenosi, invece, interessa il tratto prossimale dell'arteria discendente posteriore. L'angio-TC ricostruita con "volume rendering" tridimensionale in C, mostra la sede della stenosi (testa di freccia). In D, la conferma coronarografica della stenosi visualizzata mediante angio-TC.

**Esempio 2** (Fig. 2). Pervietà di stent multipli. In un paziente maschio di 52 anni con angina da sforzo, l'angio-TC multistrato ha permesso di studiare due stent dopo la procedura di angioplastica. Il paziente portatore di doppia stenosi a livello dell'arteria discendente anteriore (ADA) prossimale e del primo ramo diagonale (D1). La coronarografia diagnostica è mostrata in A con le due stenosi di ADA (freccia) e D1 (testa di freccia), mentre in B è mostrato il risultato postangioplastica. L'angio-TC mostra la posizione degli stent con una ricostruzione tridimensionale con "volume rendering" (C). La pervietà degli stent è analizzata mediante delle ricostruzioni multiplanari curvate transluminali (D ed E) effettuate lungo il lume del vaso. In D la ricostruzione mostra il lume dell'ADA prossimale pervio all'interno dello stent. In E invece le piccole dimensioni dello stent 2.00 mm di diametro, impediscono una valutazione della pervietà. Nonostante questo, la presenza di elevata attenuazione a valle di D1 conferma in modo indiretto la pervietà dello stent.

**Esempio 3** (Fig. 3). Occlusione completa. In un paziente maschio di 54 anni con angina cronica è stata effettuata un'angio-TC multistrato per valutare la pervietà delle coronarie. La coronarografia di conferma (A) così come l'angio-TC (B) mostrano un'occlusione dell'ADA (freccia) a livello del primo ramo diagonale (D1). Una ricostruzione sagittale curvata lungo il lume



**Figura 2.** Pervietà di stent multipli. ADA = arteria discendente anteriore; Ao = aorta; D1 = primo ramo diagonale; D2 = secondo ramo diagonale; TEVD = tratto di efflusso del ventricolo destro; TC = tronco comune; VD = ventricolo destro; VS = ventricolo sinistro.



**Figura 3.** Occlusione completa. ACD = arteria coronaria destra; ADA = arteria discendente anteriore; Ao = aorta; CX = arteria coronaria circonflessa; D1 = primo ramo diagonale; TC = tronco comune; VD = ventricolo destro; VS = ventricolo sinistro.

dell'ADA (C), mostra le caratteristiche di attenuazione del lume del vaso, nei suoi tratti pervi e a livello dell'occlusione (freccia). A tale livello una placca soft occlude il lume e alcune calcificazioni circondano la pa-

rete del vaso. Si osserva la presenza di mezzo di contrasto nel lume del vaso distalmente all'occlusione (come anche nella coronarografia - A) che deriva da flusso retrogrado via vasi collaterali.

### Discussione

L'introduzione della tecnologia multistrato ha permesso di applicare la TC spirale alla scansione delle arterie coronarie. La TC spirale ha già dimostrato di essere un valido strumento nello studio della patologia vascolare in molti altri distretti<sup>20-25</sup>. I principali vantaggi di questa tecnologia sono legati alla relativa semplicità di esecuzione ed alla robustezza con la quale tale tecnica può essere utilizzata in un reparto di radiologia.

L'evoluzione tecnologica ha portato, nel 1998, all'introduzione dei primi scanner multistrato a 4 linee di detectori e tempo di rotazione del tubo radiogeno di 500 ms (2 giri/s) con collimazioni di 1 mm. In tabella I<sup>8,11,16,17,19,26-31</sup> sono riassunti i dati della letteratura.

Con la tecnologia a 4 strati sono stati effettuati tutti i primi studi di coronarografia non invasiva su popolazioni comprese tra 28 e 100 pazienti con valori variabili di sensibilità tra 75 e 91% e di specificità tra 76 e 99%. Questi valori anche se apparentemente apprezzabili devono essere completati dalla percentuale di esclusione di segmenti non valutabili variabile tra 5 e 32%<sup>8,10,11,19,27-29,31</sup>. Una serie di 102 pazienti si distacca da quelle citate riportando con due osservatori separati, una sensibilità e specificità pari a 86-93 e 96-97%, rispettivamente senza esclusione di segmenti<sup>30</sup>.

Nelle popolazioni di pazienti pubblicate il valore predittivo positivo, il valore predittivo negativo e l'accuratezza diagnostica complessiva hanno raggiunto va-

**Tabella I.** Risultati degli studi angio-tomografia versus coronarografia convenzionale.

	N. pazienti	Excl. (%)	Sensibilità (%)	Specificità (%)	VPP (%)	VPN (%)	Accuratezza (%)
<i>4 strati</i>							
Nieman et al. <sup>11</sup>	31	27	81	97	81	97	95
Achenbach et al. <sup>8*</sup>	64	32	91-85	84-76	59-56	98-94	86-79
Knez et al. <sup>26</sup>	44	6	78	98	84	96	94
Vogl et al. <sup>27</sup>	38	19	75	99	92	98	98
Giesler et al. <sup>28</sup>	100	29	91	89	66	98	96
Nieman et al. <sup>29</sup>	53	30	82	93	66	97	90
Kopp et al. <sup>30**</sup>	102	0	86-93	96-97	76-81	98-99	95-96
Nieman et al. <sup>19</sup>	78	32	84	95	67	98	93
Becker et al. <sup>31</sup>	28	5	81	90	57	97	89
<i>16 strati</i>							
Nieman et al. <sup>16</sup>	58	0 (7)***	95	86	80	97	97
Ropers et al. <sup>17</sup>	77	12	92	93	79	97	93

In tutti i casi l'accuratezza diagnostica è stata valutata nella rilevazione di stenosi significative, ossia con riduzione del diametro > 50%. Excl. = percentuale di segmenti esclusi considerati non valutabili; VPN = valore predittivo negativo; VPP = valore predittivo positivo. \* i valori duplici sono dovuti al fatto che il primo rappresenta l'accuratezza per le stenosi > 70% mentre il secondo le stenosi > 50%; \*\* risultati divisi tra due osservatori; \*\*\* segmenti inclusi nella valutazione ma scarsamente valutabili.

lori compresi tra 56-92, 94-99 e 79-98%, rispettivamente<sup>8,10,11,19,27-29,31</sup>.

Nell'analisi sono sempre stati preventivamente esclusi solo i vasi di diametro  $\geq 2$  mm (o 1.5 mm nello studio di Becker et al.<sup>31</sup>) e per la valutazione delle stenosi sono state considerate le riduzioni del lume  $> 50\%$ . In una serie si osserva come i valori di accuratezza diagnostica siano influenzati positivamente, come atteso, quando si scelga un valore di significatività della stenosi  $\geq 70\%$ <sup>8</sup>.

I risultati riportati, ed in particolare le percentuali di esclusione dei segmenti, hanno reso non praticabile nella routine clinica la coronarografia non invasiva con TC a 4 strati. Tra i punti deboli della precedente generazione di scanner vi erano la scarsa visualizzazione delle porzioni intermedie dell'arteria coronaria destra e dell'arteria coronaria circonflessa<sup>29</sup>. Questi segmenti sono, infatti, caratterizzati da maggiore motilità anche in fase telediastolica a causa della loro direzione cranio-caudale che soffre maggiormente del movimento di riempimento diastolico<sup>12</sup>. Le restanti porzioni delle coronarie vengono visualizzate correttamente in un'elevata percentuale di casi<sup>16</sup>. Un ulteriore punto debole di questa tecnica è costituito dalla sensibilità agli artefatti da movimento legati essenzialmente alla frequenza cardiaca, e dagli artefatti legati alla presenza di calcificazioni coronariche<sup>19,29</sup>.

Di recente sono state pubblicate le prime due casistiche di validazione effettuata con coronarografia non invasiva a 16 detettori<sup>16,17</sup>. Nel primo studio<sup>16</sup> nessun vaso di diametro  $< 2$  mm è stato escluso dall'analisi come invece avveniva in pressoché tutti gli studi precedenti<sup>8,10,11,19,27-30</sup>. La sensibilità, la specificità, il valore predittivo positivo e negativo sono risultati 95, 86, 80 e 97% rispettivamente. L'accuratezza complessiva nella valutazione del tronco comune, dell'arteria coronaria sinistra discendente, dell'arteria coronaria destra e dell'arteria coronaria circonflessa sono risultate 100, 91, 86 e 81% rispettivamente<sup>16</sup>.

Nel secondo studio solo il 12% dei segmenti di diametro  $\leq 2$  mm è stato escluso. Se il valore può non apparire basso in senso assoluto, lo è sicuramente per il gruppo da cui proviene che escludeva tra il 29 e il 32% dei vasi esaminati con la precedente generazione di scanner a 4 strati<sup>8,28</sup>. I valori di sensibilità, specificità, valore predittivo positivo e negativo sono risultati 92, 93, 79 e 97% rispettivamente<sup>17</sup>.

Sulla base di questi risultati appare ragionevole porsi il problema del ruolo e del campo di applicazione di questa tecnica nella pratica clinica.

È attualmente in corso di validazione questa tecnologia per il follow-up dei bypass aortocoronarici, degli stent coronarici, delle terapie farmacologiche ipolipemizzanti orali (riduzione e/o cambiamento nella costituzione delle placche soft coronariche).

Nei bypass aortocoronarici le prestazioni migliorate permetteranno una scansione più agevole, vista la relativa immobilità del bypass rispetto alla coronaria na-

tiva e l'aumentato range di scansione permesso dalle nuove apparecchiature.

Per quanto concerne gli stent, il problema è più complesso e dipende essenzialmente dal materiale e dal diametro degli stent utilizzati. Il materiale che costituisce gli stent è iperdenso (ossia di tipo metallico) alla TC. Questo fa sì che sulle immagini tomografiche esso appaia più grande di quanto effettivamente non sia, determinando il cosiddetto effetto "blooming". Quando il diametro dello stent è piccolo ( $< 2.5$  mm circa), l'effetto di "blooming" va ad interferire con la corretta visualizzazione delle porzioni interne dello stent dove si trova il contrasto oppure il tessuto iperplastico rendendo difficoltosa la valutazione.

Per quanto riguarda l'imaging e la caratterizzazione delle placche coronariche, esistono esperienze preliminari con le apparecchiature a 4 strati che appaiono promettenti anche se tali esperienze sono su un numero di pazienti ridotto e selezionato ed in localizzazioni molto prossimali (tronco comune e segmenti prossimali dell'arteria coronaria sinistra discendente, dell'arteria coronaria circonflessa e dell'arteria coronaria destra)<sup>32-36</sup>.

Una limitazione che rimane per questa tecnica è legata alla risoluzione temporale che non permette di valutare in modo affidabile i pazienti con frequenza cardiaca  $> 70$  b/min o con fibrillazione atriale. Per risolvere questo problema sono state introdotte le ricostruzioni multisegmentarie (già disponibili anche sulle apparecchiature a 4 strati) che per alcuni costruttori arrivano fino ad 8 segmenti. Questo algoritmo di ricostruzione permette di utilizzare segmenti provenienti da differenti cicli cardiaci per ricostruire una singola immagine, invece di utilizzare tutti i dati dal medesimo ciclo cardiaco. Se in teoria questa tecnica è valida, in pratica si trova a dover interagire con le seguenti problematiche:

- deve essere assunto a priori che due o più cicli cardiaci adiacenti siano identici (ossia che il cuore ritorni millimetricamente nella stessa posizione ad ogni diastole) per trasferire le informazioni da uno all'altro;
- questo algoritmo viene applicato ad alte frequenze cardiache proprio quando la motilità del miocardio è meno stabile e più rapida;
- utilizzando più di due segmenti aumenta la distanza sull'asse cranio-caudale (asse Z che corrisponde all'asse del movimento del tavolo sul quale giace il paziente durante la scansione) tra due cicli cardiaci, e l'interpolazione necessaria per creare l'immagine presuppone la cancellazione di informazioni da uno o più di questi cicli oppure l'incremento dello spessore della fetta, a parità di velocità di avanzamento del tavolo.

Nel caso in cui si compensi la mancanza di dati, rallentando la velocità di avanzamento del tavolo, la conseguenza è un aumento del tempo di scansione ed in ultima analisi delle radiazioni inflitte al paziente.

Indipendentemente dalla complessità tecnica della discussione, è intuitivo che l'obiettivo deve essere quello di aumentare la velocità di rotazione del tubo radio-

geno per ottenere risoluzioni temporali effettive  $\leq 150$  ms (pari ad un tempo di rotazione del tubo radiogeno di 300 ms). A quel punto la maggior parte dei pazienti potranno essere studiati senza la necessità di betabloccanti e con velocità di acquisizione sufficiente a garantire immagini di qualità diagnostica. Una tale risoluzione temporale potrebbe persino permettere di passare ad una geometria di acquisizione di tipo prospettico analoga a quella che si utilizza nella TC ad emissione di elettroni, con riduzione sensibile del carico di radiazioni ionizzanti.

Un'ulteriore limitazione attuale, di risoluzione decisamente complessa, è quella legata alle strutture iperdense quali calcificazioni, stent, clip chirurgiche. Queste strutture, come sopra descritto, determinano un effetto di "blooming" sulle immagini, ossia appaiono più grandi di quanto effettivamente non siano e vanno così a coprire le strutture che le circondano e tra queste naturalmente il lume del vaso. Attualmente il problema viene affrontato utilizzando filtri di ricostruzione dedicati che aumentano l'effetto di bordo tra la struttura iperdensa e quello che la circonda. Questo però è un rimedio ancora non perfetto. In futuro, per gli stent il problema potrebbe essere affrontato modificando i materiali di cui sono costituiti per renderli più facilmente visualizzabili (cosa peraltro richiesta anche nel contesto della risonanza magnetica), nel caso delle calcificazioni invece si rende necessario procedere sulla strada dei filtri e dell'incrementata risoluzione spaziale delle macchine con collimazioni inferiori. Quest'ultimo approccio rende però necessario un carico maggiore di radiazioni per compensare alla minore superficie ricevente raggi sul detettore.

Probabilmente la ricerca nel campo della TC porterà ad un equilibrio tra la dose di radiazioni e la qualità delle immagini.

In conclusione, l'angiografia coronarica non invasiva con TC spirale a 16 detettori, dopo circa 1 anno di esperienza, appare in grado di integrare le possibilità diagnostiche a disposizione del cardiologo, del clinico, e del cardiocirurgo nella diagnosi, valutazione e follow-up del paziente con patologia coronarica sospetta o nota. In particolare i campi di applicazione nell'immediato futuro sono costituiti dallo studio del paziente con dolore toracico atipico e/o test da sforzo non conclusivo, e dal follow-up di paziente con stent coronarico localizzato in sede prossimale o bypass aortocoronarico.

Ulteriori informazioni contestuali all'angiografia coronarica sono ricavabili sulle cavità cardiache (frazione di eiezione e motilità del ventricolo sinistro), sulle alterazioni anatomiche e morfologiche delle valvole native e protesiche.

Infine, sulla base dell'esperienza maturata in questo campo ci sentiamo di sottolineare come l'équipe che si occupa di queste problematiche debba essere dedicata, e come la stretta collaborazione tra radiologo e cardiologo sia sicuramente alla base del buon risultato finale per il paziente.

## Riassunto

Il *gold standard* per l'imaging diretto diagnostico delle coronarie è ancora l'angiografia convenzionale, sebbene per molte altre applicazioni, metodiche non invasive hanno sostituito quelle invasive. Negli ultimi 10 anni molte tecniche (risonanza magnetica, tomografia a fascio di elettroni, tomografia computerizzata spirale) si sono avvicinate per tentare di ricoprire il ruolo della coronarografia con modalità non invasiva. L'introduzione di sistemi di tomografia computerizzata multi-strato con ricostruzione retrospettiva elettrocardiografica, ha modificato il panorama dell'imaging diagnostico. Infatti, i risultati sono stati subito promettenti con le generazioni a 4 strati e con le generazioni a 16 strati è ragionevole chiedersi quale possa essere il ruolo clinico da assegnare a questa metodica.

Mediante un esame della durata  $< 20$  s dopo somministrazione di mezzo di contrasto iodato per via endovenosa, è possibile ottenere informazioni simili alla coronarografia convenzionale sul lume del vaso. Inoltre, oltre alla pervietà vascolare, anche le placche aterosclerotiche possono essere visualizzate e caratterizzate (calcifica, soft, mista). Studi in corso stanno validando questa tecnologia per la caratterizzazione delle placche aterosclerotiche in funzione della vulnerabilità. La stessa metodica inoltre permette di effettuare la valutazione sulla funzionalità e sulla motilità miocardica.

Pur con alcune limitazioni legate alla frequenza cardiaca, questa metodica è in grado di ampliare le possibilità di valutazione diretta delle coronarie in pazienti nei quali attualmente la coronarografia convenzionale è ritenuta eccessiva o prematura.

*Parole chiave:* Angiografia coronarica; Imaging; Tomografia computerizzata.

## Bibliografia

1. Traversi E, Aldrovandi A, Barazzoni G, Bertoli G, Baldi M, Tramarin R. Coronarografia non invasiva mediante tomografia computerizzata multi-strato: verso una nuova realtà diagnostica? Ital Heart J Suppl 2002; 3: 665-8.
2. Wyman RM, Safian RD, Portway V, Skillman JJ, McKay RG, Baim DS. Current complications of diagnostic and therapeutic cardiac catheterization. J Am Coll Cardiol 1988; 12: 1400-6.
3. Achenbach S, Kessler W, Moshage WE, et al. Visualization of the coronary arteries in three-dimensional reconstructions using respiratory gated magnetic resonance imaging. Coron Artery Dis 1997; 8: 441-8.
4. Achenbach S, Moshage W, Bachmann K. Noninvasive coronary angiography by contrast-enhanced electron beam computed tomography. Clin Cardiol 1998; 21: 323-30.
5. van Geuns RJ, Wielopolski PA, de Bruin HG, et al. MR coronary angiography with breath-hold targeted volumes: preliminary clinical results. Radiology 2000; 217: 270-7.
6. Rensing BJ, Bongaerts A, van Geuns RJ, van Ooijen P, Oudkerk M, de Feyter PJ. Intravenous coronary angiography by

- electron beam computed tomography: a clinical evaluation. *Circulation* 1998; 98: 2509-12.
7. Kim WY, Danias PG, Stuber M, et al. Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med* 2001; 345: 1863-9.
  8. Achenbach S, Giesler T, Ropers D, et al. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2001; 103: 2535-8.
  9. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U, et al. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102: 2823-8.
  10. Knez A, Becker C, Ohnesorge B, Haberl R, Reiser M, Steinbeck G. Noninvasive detection of coronary artery stenosis by multislice helical computed tomography. *Circulation* 2000; 101: E221-E222.
  11. Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 2001; 357: 599-603.
  12. 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* 2001; 220: 712-7.
  13. Heuschmid M, Kuttner A, Flohr T, et al. Visualization of coronary arteries in CT as assessed by a new 16 slice technology and reduced gantry rotation time: first experiences. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2002; 174: 721-4.
  14. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Schaller S. New technical developments in multislice CT -Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2002; 174: 839-45.
  15. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Schaller S, Ohnesorge B. 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* 2002; 174: 1022-7.
  16. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography using fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2002; 106: 2051-4.
  17. 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* 2003; 107: 664-6.
  18. Kachelriess M, Ulzheimer S, Kalender WA. ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. *Med Phys* 2000; 27: 1881-902.
  19. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, et al. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; 88: 470-4.
  20. Alberico RA, Patel M, Casey S, Jacobs B, Maguire W, Decker R. Evaluation of the circle of Willis with three-dimensional CT angiography in patients with suspected intracranial aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* 1995; 16: 1571-8.
  21. Anderson GB, Ashforth R, Steinke DE, Ferdinandy R, Findlay JM. CT angiography for the detection and characterization of carotid artery bifurcation disease. *Stroke* 2000; 31: 2168-74.
  22. Aoki S, Sasaki Y, Machida T, et al. 3D-CT angiography of cerebral arteriovenous malformations. *Radiat Med* 1998; 16: 263-71.
  23. Chung JW, Park JH, Im JG, Chung MJ, Han MC, Ahn H. Spiral CT angiography of the thoracic aorta. *Radiographics* 1996; 16: 811-24.
  24. Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ, Sofilos MC. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology* 2001; 221: 146-58.
  25. Rubin GD. Helical CT angiography of the thoracic aorta. *J Thorac Imaging* 1997; 12: 128-49.
  26. Knez A, Becker CR, Leber A, et al. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 2001; 88: 1191-4.
  27. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T, et al. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. *Radiology* 2002; 223: 212-20.
  28. Giesler T, Baum U, Ropers D, et al. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 179: 911-6.
  29. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, et al. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2002; 89: 913-8.
  30. 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* 2002; 23: 1714-25.
  31. Becker CR, Knez A, Leber A, et al. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26: 750-5.
  32. Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, et al. Accuracy and reliability of quantitative measurements in coronary arteries by multi-slice computed tomography: experimental and initial clinical results. *Clin Radiol* 2001; 56: 466-74.
  33. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, et al. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 1430-5.
  34. Schroeder S, Flohr T, Kopp AF, et al. Accuracy of density measurements within plaques located in artificial coronary arteries by X-ray multislice CT: results of a phantom study. *J Comput Assist Tomogr* 2001; 25: 900-6.
  35. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A, et al. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology by multislice computed tomography: a promising new technology for risk stratification of patients with coronary artery disease. *Heart* 2001; 85: 576-8.
  36. Kopp AF, Schroeder S, Baumbach A, et al. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology and composition by multislice CT: first results in comparison with intracoronary ultrasound. *Eur Radiol* 2001; 11: 1607-11.