

Diagnostic accuracy of second-generation dual-source computed tomography coronary angiography with iterative reconstructions: a real-world experience

Accuratezza diagnostica dell'angiografia coronarica con tomografia computerizzata a doppia sorgente di seconda generazione con ricostruzioni iterative: valutazione nel mondo reale

E. Maffei¹ • C. Martini¹ • A. Rossi² • N. Mollet² • C. Lario³ • M. Castiglione Morelli⁴
A. Clemente⁵ • G. Gentile⁶ • T. Arcadi⁷ • S. Seitun⁴ • O. Catalano⁸ • A. Aldrovandi⁹
F. Cademartiri^{1,2}

¹Unità Cardio-Vascolare Radiologica, Ospedale Giovanni XXIII, Monastier di Treviso (TV), Italy

²Dipartimento di Radiologia e Cardiologia, Erasmus Medical Center, Rotterdam, The Netherlands

³Dipartimento di Radiologia, Università di Torino, Italy

⁴Dipartimento di Radiologia, Università di Genova, Italy

⁵Dipartimento di Radiologia, Università di Ferrara, Italy

⁶Dipartimento di Radiologia, Università di Palermo, Italy

⁷Dipartimento di Radiologia, Università di Messina, Italy

⁸Dipartimento di Radiologia, Fondazione SDN-IRCCS, Napoli, Italy

⁹Dipartimento di Cardiologia, Azienda Ospedaliero-Universitaria di Parma, Italy

Correspondence to: F. Cademartiri, Unità Cardio-Vascolare Radiologica, Ospedale Giovanni XXIII, Via Giovanni XXIII 1, 31050 Monastier di Treviso (TV), Italy, Tel.: +39-0422-8961, Fax: +39-0422-898051, e-mail: filippocademartiri@gmail.com

Received: 19 March 2011 / Accepted: 6 June 2011

© Springer-Verlag 2011

Abstract

Purpose. The authors evaluated the diagnostic accuracy of second-generation dual-source (DSCT) computed tomography coronary angiography (CTCA) with iterative reconstructions for detecting obstructive coronary artery disease (CAD).

Materials and methods. Between June 2010 and February 2011, we enrolled 160 patients (85 men; mean age 61.2±11.6 years) with suspected CAD. All patients underwent CTCA and conventional coronary angiography (CCA). For the CTCA scan (Definition Flash, Siemens), we use prospective tube current modulation and 70–100 ml of iodinated contrast material (Iomeprol 400 mgI/ml, Bracco). Data sets were reconstructed with iterative reconstruction algorithm (IRIS, Siemens). CTCA and CCA reports were used to evaluate accuracy using the threshold for significant stenosis at ≥50% and ≥70%, respectively.

Results. No patient was excluded from the analysis. Heart rate was 64.3±11.9 bpm and radiation dose was 7.2±2.1 mSv. Disease prevalence was 30% (48/160). Sensitivity, specificity and positive and negative predictive values

Riassunto

Obiettivo. Scopo del presente lavoro è stato valutare l'accuratezza diagnostica dell'angiografia coronarica non invasiva con tomografia computerizzata (CTCA) a doppia sorgente (DSCT) di seconda generazione (64×2×2 strati) con ricostruzioni iterative, nell'individuazione della malattia coronarica (CAD) ostruttiva.

Materiali e metodi. Tra giugno 2010 e febbraio 2011 sono stati arruolati nello studio 160 pazienti (85 maschi, età media 61,2±11,6 anni) con sospetta malattia coronarica. Tutti i pazienti sono stati sottoposti a CTCA e coronarografia convenzionale (CAG). Per la scansione CTCA è stata utilizzata la modulazione prospettica dell'ampereaggio e 70–100 ml di mezzo di contrasto. I dataset sono stati ricostruiti con algoritmi iterativi. I referti della CTCA e della CAG sono utilizzati per la valutazione dell'accuratezza diagnostica utilizzando la definizione di stenosi ≥50% per la CTCA e ≥70% per la CAG.

Risultati. Nessun paziente è stato escluso dall'analisi. La frequenza cardiaca media è stata 64,3±11,9 battiti per minuto (bpm) e la dose media 7,2±2,1 mSv. La prevalenza

of CTCA in detecting significant stenosis were 90.1%, 93.3%, 53.2% and 99.1% (per segment), 97.5%, 91.2%, 61.4% and 99.6% (per vessel) and 100%, 83%, 71.6% and 100% (per patient), respectively. Positive and negative likelihood ratios at the per-patient level were 5.89 and 0.0, respectively.

Conclusions. CTCA with second-generation DSCT in the real clinical world shows a diagnostic performance comparable with previously reported validation studies. The excellent negative predictive value and likelihood ratio make CTCA a first-line noninvasive method for diagnosing obstructive CAD.

Keywords Computed tomography coronary angiography · Iterative reconstructions · Diagnostic accuracy · Dual-source computed tomography · Conventional coronary angiography · Coronary artery disease · Clinical value

di malattia dimostrata alla CAG era del 30% (48/160). Sensibilità, specificità, valore predittivo positivo e negativo della CTCA nella determinazione delle stenosi significative sono risultate del 90,1%, 93,3%, 53,2%, 99,1% (per segmento); 97,5%, 91,2%, 61,4%, 99,6% (per vaso); e 100%, 83%, 71,6%, 100% (per paziente). I likelihood ratio positivo e negativo nell'analisi per paziente sono risultati 5,89 e 0,0, rispettivamente.

Conclusioni. Nel mondo reale, la CTCA mediante DSCT di seconda generazione mostra una performance diagnostica analoga agli studi di validazione pubblicati in letteratura. I valori ottimali di valore predittivo negativo ed i likelihood ratio collocano la CTCA tra le metodiche non invasive di prima istanza per la diagnosi di CAD ostruttiva.

Parole chiave Angiografia coronarica mediante tomografia computerizzata · Ricostruzioni iterative · Accuratezza diagnostica · Tomografia computerizzata a doppia sorgente · Malattia coronarica · Valore clinico

Introduction

Computed tomography coronary angiography (CTCA) has become a part of clinical practice for diagnosing obstructive coronary artery disease (CAD) [1–8]. Studies demonstrating the accuracy of 64-slice CTCA used, for the most part, validation methodologies [i.e. with conventional coronary angiography (CCA)] as a reference standard and in a high-risk population [3–7, 9–18]. Few studies report its real efficacy in the clinical settings [19]. In those studies, diagnostic performance was lower than previously reported in the main studies of diagnostic accuracy [19]. Guidelines and international panels recommend using CTCA in patient populations at low to intermediate risk, where stress tests are inconclusive or cannot be performed [8, 20–22].

The introduction of new technologies with improved temporal, spatial and contrast resolution, such as the second-generation dual-source computed tomography (DSCT), offers the possibility of making the technique more reliable and robust. In addition, the introduction of iterative reconstruction algorithms provides improvement in image quality by significantly reducing image noise [19]. The aim of this study was to compare the diagnostic performance of CTCA using a second-generation DSCT system and iterative reconstructions with CCA in detecting obstructive CAD.

Materials and methods

Study population

From June 2010 to February 2011, 160 patients (85 men;

Introduzione

L'angiografia coronarica mediante tomografia computerizzata (CTCA) è entrata nella pratica clinica per la diagnosi di malattia coronarica ostruttiva [1–8]. Gli studi che fino ad ora hanno dimostrato l'accuratezza diagnostica della CTCA a 64 strati hanno utilizzato in prevalenza metodologie di validazione (ossia con la coronarografia convenzionale, CAG, come standard di riferimento ed in popolazione a rischio elevato) [3–7, 9–18]. Pochi studi in letteratura hanno riportato la reale efficacia in situazioni cliniche [19]. In questi studi, la performance diagnostica è risultata inferiore rispetto a quella documentata nei principali studi di accuratezza diagnostica [19]. Le correnti linee guida ed i panel internazionali raccomandano l'utilizzo della CTCA in popolazioni di pazienti a rischio basso-intermedio con test provocativi dubbi o non eseguibili [8, 20–22].

L'introduzione di nuove tecnologie con migliore risoluzione temporale, spaziale e di contrasto, come ad esempio la seconda generazione di apparecchiature a doppia sorgente (DSCT), consente di rendere più affidabile e robusta la metodica. Inoltre, la recente introduzione di algoritmi di ricostruzione iterativa consente un miglioramento della qualità di immagine che consiste nella significativa riduzione del rumore dell'immagine [19]. Questo studio è volto a confrontare la performance diagnostica della CTCA con apparecchiatura DSCT di seconda generazione e ricostruzioni iterative rispetto alla CAG, nella rilevazione di stenosi coronariche ostruttive.

mean age, 61.2 ± 11.6 years) with suspected CAD [chest pain and/or abnormal electrocardiogram (ECG) suggestive of myocardial ischaemia] and positive CCA were enrolled in the study. All patients underwent CTCA and CCA. Only patients with sinus rhythm who had never undergone percutaneous angioplasty or coronary artery bypass graft surgery and were able to maintain a breath-hold for at least 5 s were included. Patients with acute coronary syndrome, with absolute contraindications to intravenous administration of iodinated contrast material (e.g., known allergy, kidney failure or thyroid disorders) were excluded. The ethics committee approved the study, and all patients provided informed consent.

Patient preparation

Patients with a heart rate (HR) >60 bpm and without specific contraindications received a 5-mg intravenous dose of beta-blockers (atenolol, Tenormin, AstraZeneca). In the absence of contraindications, sublingual nitrate (dinitrate isosorbide, Carvasin 5 mg, Wyeth Lederle) was administered prior to the scan.

CTCA scan protocol and image reconstruction

The study was performed with a DSCT system with 128 ($64 \times 2 \times 2$) slices (Definition Flash, Siemens, Forchheim, Germany) [4, 5]. Two scans were performed in all patients: one to visualise coronary artery calcium (a) and one angiography scan (b). The following parameters were used for the scans [5, 19]:

- a) Sequential scan protocol: Number of slices per rotation $62 \times 2 \times 2$; gantry rotation time 280 ms; temporal resolution 75 ms; scan direction craniocaudal; reconstruction algorithm 180° ; acquisition time window 70% of the RR interval; tube voltage 120 kV; tube current 150 mAs. Images were reconstructed with the following parameters: effective slice thickness 3 mm; reconstruction increment 1.5 mm; field of view (FOV) 150–160 mm; convolution kernel for calcium score (B35f).
- b) Spiral scan protocol: Number of slices per rotation $62 \times 2 \times 2$; slice thickness 0.6 mm; gantry rotation time 280 ms; temporal resolution 75 ms; scan direction craniocaudal; reconstruction algorithm 180° ; patient table feed/pitch variable and adapted to HR (range 0.16–0.35); tube voltage 100–120 kV [according to patient body mass index (BMI)]; tube current 320–370 mAs (according to patient BMI); effective slice thickness 0.6–0.75 mm; reconstruction increment 0.4 mm; FOV 150–160 mm; convolution kernel medium smooth with first-generation iterative reconstruction (126–146f; IRIS, Siemens, Germany). This algorithm requires more time than conventional filtered back-projection reconstructions (three

Materiali e metodi

Popolazione studiata

Da giugno 2010 a febbraio 2011, 160 pazienti (85 maschi, età media $61,2 \pm 11,6$ anni) con sospetta malattia coronarica (dolore toracico e/o alterazioni elettrocardiografiche sospette per ischemia miocardica) ed indicazione a CAG sono stati arruolati nello studio. I pazienti sono stati sottoposti a CTCA e CAG. Solo i pazienti con ritmo sinusale, mai sottoposti ad angioplastica percutanea o ad intervento chirurgico per il posizionamento di by-pass e capaci di trattenere il respiro per almeno 5 secondi, sono stati inclusi nello studio. I pazienti con sindrome coronarica acuta, quelli nei quali esistevano delle controindicazioni assolute alla somministrazione endovenosa di mezzo di contrasto iodato (per esempio, allergia nota, insufficienza renale o disordini tiroidei) sono stati esclusi dallo studio. Il comitato etico ha approvato il protocollo di studio e tutti i pazienti hanno fornito un consenso informato.

Preparazione del paziente

Ai pazienti con una frequenza cardiaca (FC) superiore a 60 battiti per minuto (bpm) e senza specifiche controindicazioni è stata somministrata per via endovenosa una fiala di beta-bloccante (atenololo, Tenormin, AstraZeneca, Italia) da 5 mg. Inoltre, in assenza di contro-indicazioni, pochi minuti prima della scansione è stato somministrato del nitrito sublinguale (isosorbide dinitrato, Carvasin 5 mg, Wyeth Lederle, USA).

Protocollo di scansione CTCA e ricostruzione delle immagini

Per lo studio mediante tomografia computerizzata (TC) è stato utilizzato uno scanner a doppia sorgente con 128 ($64 \times 2 \times 2$) strati (Definition Flash, Siemens, Forchheim, Germania) [4, 5]. In tutti i pazienti sono state effettuate due scansioni: una per la valutazione del calcio coronarico (a) ed una scansione angiografica (b). I parametri utilizzati per le due scansioni sono stati, rispettivamente [5, 19]:

- a) protocollo di scansione sequenziale, numero di strati per rotazione $62 \times 2 \times 2$, tempo di rotazione del gantry 280 ms, risoluzione temporale 75 ms, direzione della scansione cranio-caudale, algoritmo di ricostruzione 180° , finestra temporale di acquisizione 70% dell'intervallo RR, voltaggio del tubo radiogeno 120 kV, potenza del tubo radiogeno 150 mAs. Le immagini sono state ricostruite con i seguenti parametri: spessore di strato effettivo 3mm, incremento di ricostruzione 1,5 mm, campo di vista (FOV) 150–160 mm, filtro di convoluzione dedicato per il Calcium score (B35f);

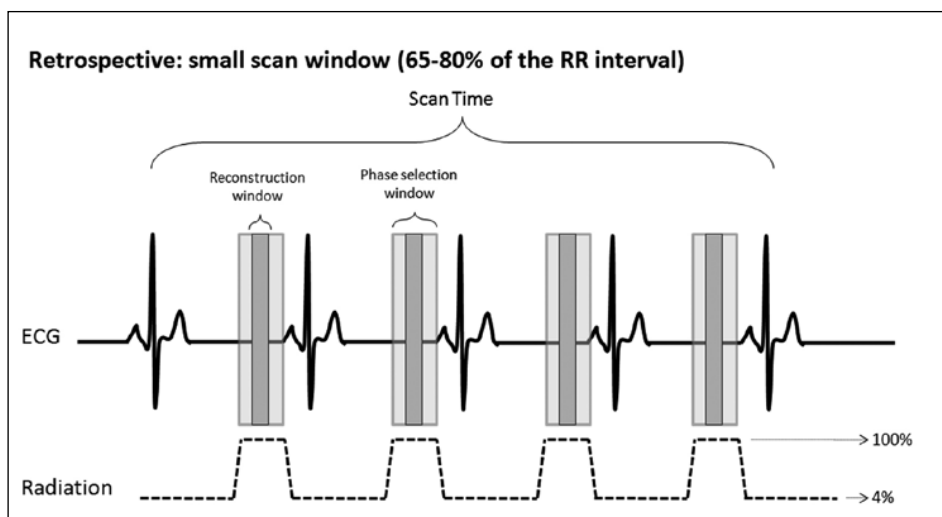


Fig. 1 Scan protocol and dose modulation: The maximum dose is delivered from 65% to 80% of the RR interval. In the remaining phases, the tube current drops to 4% of the dose. Within this modulation phase, reconstruction window position can be chosen (width 75 ms). ECG, electrocardiogram.

Fig. 1 Protocollo di scansione e modulazione della dose. La massima dose viene somministrata dal 65% all'80% dell'intervallo RR. Nelle rimanenti fasi il tubo passa al 4% della dose. All'interno di questa fase di modulazione è possibile scegliere la posizione della finestra di ricostruzione (ampiezza 75 ms). ECG, elettrocardiogramma.

images/second vs. 20 images/second). Prospective tube current modulation was used with a high-dose window from 65% to 80% of the RR interval and a MinDose protocol (Siemens, Germany) in the remaining phases of the cardiac cycle (i.e. 4% of maximum amperes; Fig. 1). Mean dose-length product was 517 ± 153 , which corresponds to an effective dose (conversion factor $0.014 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ for the chest) of $7.2 \pm 2.1 \text{ mSv}$ [7]. Between 70 ml and 100 ml of iodinated contrast material (Iomeprol, Iomeron 400, Bracco, Milan, Italy) was administered at an injection rate of 5–6 ml/s using an automatic injector (Stellant, MedRAD, Pittsburgh, PA, USA) attached to an 18- to 20-gauge needle cannula positioned in an antecubital vein [5].

Coronary artery enhancement was optimised by using the bolus-tracking technique (CARE bolus, Siemens, Forchheim, Germany) to synchronise contrast material arrival in coronary arteries with the beginning of the scan [5, 23]. Angiography scan data were obtained during a single breath-hold of 4–7 s (according to HR and adaptive pitch). Retrospective reconstructions based on the ECG signal were done on the angiography scans to obtain images free from motion artefacts in the maximum-dose time window (65–80% of the RR interval). The optimal diastolic phase was automatically obtained within this time window (Best-Phase, Siemens, Germany). Additional reconstructions in different reconstruction time windows of the cardiac cycle were analysed whenever this was considered necessary (e.g. in cases of persistent residual heart motion, which reduces the diagnostic quality of the images).

CTCA image evaluation

All CTCA images were evaluated in consensus by two readers with 10 and 5 years of experience, respectively, in the

b) protocollo di scansione spirale, numero di strati per rotazione $62 \times 2 \times 2$, spessore di strato 0,6 mm, tempo di rotazione 280 ms, risoluzione temporale 75 ms, direzione della scansione cranio-caudale, algoritmo di ricostruzione 180° , avanzamento per rotazione/pitch variabile ed adattativo alla frequenza cardiaca (range 0,16–0,35), voltaggio del tubo radiogeno 100–120 kV (a seconda dell'indice di massa corporea [BMI] del paziente), potenza del tubo radiogeno 320–370 mAs (a seconda del BMI del paziente), spessore di strato effettivo ricostruito 0,6–0,75 mm, incremento di ricostruzione 0,4 mm, FOV 150–160 mm, filtro di convoluzione medium-smooth con ricostruzione iterativa di prima generazione (I26f-I46f; IRIS, Siemens, Germania). Tale algoritmo di ricostruzione richiede un tempo maggiore rispetto alla ricostruzioni convenzionali filtered back-projection (3 immagini/secondo vs. 20 immagini/secondo). La modulazione prospettica dell'ampereaggio del tubo è stata utilizzata con una finestra di alta dose dal 65% all'80% dell'intervallo RR e protocollo MinDose (Siemens, Germania) nelle rimanenti fasi del ciclo cardiaco (ossia al 4% dell'ampereaggio massimale) (Fig. 1). Il dose length product (DLP) medio delle scansioni è stato di 517 ± 153 corrispondente ad una dose efficace (fattore di conversione $0,014 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ per il torace) di $7,2 \pm 2,1 \text{ mSv}$ [7]. Sono stati somministrati 70–100 ml di mezzo di contrasto iodato (Iomeprol, Iomeron 400, Bracco, Milano) alla velocità di 5–6 ml/s mediante iniettore automatico (Stellant, MedRAD, Pittsburgh, USA) collegato ad un'ago-cannula da 18–20 gauge preventivamente posizionata in una vena antecubitale [5].

Allo scopo di ottimizzare l'opacizzazione dei vasi arteriosi coronarici, è stata utilizzata la tecnica del bolus-tracking (CARE bolus, Siemens, Forchheim, Germania) per sincronizzare l'arrivo del mezzo di contrasto nelle arterie

field and who were unaware of CCA findings. All conventional visualisation techniques were used by the operator (axial images, multiplanar images, curved multiplanar images, maximum intensity projection, volume rendering) on a dedicated workstation with a cardiology software platform (SyngoVia, Siemens, Germany). The operator identified the coronary artery segments using the modified American Heart Association 17-segment classification [24]. Segments were classified as being without significant stenosis (normal or with wall irregularities or stenosis <50%) or with significant stenosis (stenosis \geq 50%) using the commonly applied classifications [3, 6, 7].

Conventional coronary angiography

CCA was performed within 2 weeks of the CTCA examination using a conventional technique. The operator was aware of data from the CTCA report and images and identified coronary artery segments using the modified American Heart Association (AHA) 17-segment classification [24]. All segments regardless of diameter were included in the comparison with CTCA. Segments were classified as being without significant stenosis (normal or with wall irregularities or noncritical stenosis <70%) or with significant stenosis (critical stenosis \geq 70%; in the left main coronary artery \geq 50%) using the conventional classifications and guidelines. Coronary stenoses were evaluated by the operator during the angiography session in the maximum stenosis view and using visual evaluation. Mean effective radiation dose for CCA (diagnostic procedure alone) was 5.6 ± 3.8 mSv.

Statistical analysis

The diagnostic performance of CTCA was evaluated by comparing reports archived in the hospital radiology information system for CTCA and CCA, respectively. Reports were drawn up immediately after the procedures. Mean reporting time was 10 min for CTCA and 8 min for CCA.

Lesions were considered significant if stenosis was \geq 50% for CTCA and \geq 70% for CCA. Accuracy was then calculated as sensitivity, specificity and positive and negative predictive values (PPV and NPV), with 95% confidence intervals (CI) calculated with binomial expansion. Disease prevalence and positive and negative likelihood ratios (LR+ and LR-, respectively) with 95% CI were also calculated. Comparison between CTCA and CCA was performed per segment, per vessel and per patient on the entire patient population. Statistical analysis was carried out with a dedicated software package (Statistical Package for the Social Sciences, version 11.5, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

coronarie con l'inizio della scansione [5, 23]. I dati della scansione angiografica sono stati ottenuti durante una singola inspirazione di 4–7 s (a seconda della frequenza cardiaca e del pitch adattativo). Sulla scansione angiografica sono state effettuate delle ricostruzioni retrospettive basate sul segnale elettrocardiografico (ECG) per ottenere una qualità dell'immagine priva di artefatti da movimento nella finestra temporale di dose massima (65%–80% dell'intervallo RR). Nell'ambito di questa finestra è stata ottenuta la fase diastolica ottimale in modo automatico (Best-Phase, Siemens, Germania). Quando ritenuto necessario (per esempio, in caso di persistente movimento cardiaco residuo che riduce la qualità diagnostica dell'immagine) sono state analizzate altre ricostruzioni in differenti finestre temporali di ricostruzioni del ciclo cardiaco.

Valutazione dell'immagine di CTCA

Tutte le scansioni CTCA sono state analizzate da due osservatori in consenso con 10 e 5 anni di esperienza nel settore, non a conoscenza dei risultati della CAG. Tutte le modalità convenzionali di visualizzazione sono state utilizzate dall'operatore (assiali, multiplanari, curvate multiplanari [MIP], volume rendering [VR]) su una workstation dedicata con piattaforma software Cardiologica (SyngoVia, Siemens, Germania). L'operatore ha identificato i segmenti coronarici utilizzando una classificazione in 17 segmenti modificata da quella fornita dall'American Heart Association [24]. I segmenti sono stati classificati come senza stenosi significative (normali o con irregolarità della parete o con stenosi <50%) o con stenosi significativa (stenosi \geq 50%), utilizzando le classificazioni comunemente applicate [3, 6, 7].

Coronarografia convenzionale (CAG)

La CAG è stata eseguita entro 2 settimane dalla CTCA con tecnica convenzionale. L'operatore era a conoscenza dei dati derivanti dal referto e dalle immagini relative alla CTCA. L'operatore ha identificato i segmenti coronarici utilizzando una classificazione in 17 segmenti modificata da quella fornita dall'American Heart Association [24]. Tutti i segmenti, senza limiti di diametro, sono stati inclusi per il confronto con la CTCA. I segmenti sono stati classificati come senza stenosi significative (normali o con irregolarità della parete o con stenosi non critica <70%) o con stenosi significative (stenosi critica \geq 70%; nel caso del tronco comune \geq 50%), utilizzando le classificazioni convenzionali e linee guida. Le stenosi coronariche sono state valutate dall'operatore durante la seduta angiografica nella proiezione di massima stenosi mediante valutazione visiva. La dose efficace media per la CAG (solo procedure diagnostiche) è risultata $5,6 \pm 3,8$ mSv.

Results

No patient or segment was excluded from the analysis. β -blockers were administered i.v. in 95% of patients (152/160). Mean HR was 64.3 ± 11.9 bpm. Patient population details are reported in Table 1 [1]. CAD and CAA dise-

Table 1 Description of the study population

	Total
Population	
Number of patients	160
Age (years; mean \pm SD)	61.2 \pm 11.6
Gender (M/F)	85/75
Symptoms	
Stable angina, n (%)	25 (16)
Atypical chest pain, n (%)	81 (50)
Silent ischaemia, n (%)	54 (34)
Cardiovascular risk factors	
Hypertension, n (%)	72 (45)
Hypercholesterolaemia, n (%)	46 (29)
Diabetes, n (%)	22 (14)
Cigarette smoking, n (%)	23 (14)
Family history, n (%)	53 (33)
Obesity (BMI \geq 30 kg/m ² ; %)	5 (3)
Calcium score (Agatston; mean \pm SD)	178.6 \pm 346.1
Heart rate (bpm; mean \pm SD)	64.3 \pm 11.9
LVEF (%; mean \pm SD)	54.2 \pm 9.6

SD, standard deviation; M/F, males/females; BMI, body mass index; bpm, beats per minute; LVEF, left ventricle ejection fraction

Tabella 1 Descrizione della popolazione

	Totale
Popolazione	
Numero di pazienti	160
Età (anni; media \pm DS)	61,2 \pm 11,6
Genere (M/F)	85/75
Sintomi	
Angina stabile, n (%)	25 (16)
Dolore toracico atipico, n (%)	81 (50)
Ischemia silente, n (%)	54 (34)
Fattori di rischio cardiovascolare	
Iperensione, n (%)	72 (45)
Ipercolesterolemia, n (%)	46 (29)
Diabete, n (%)	22 (14)
Fumo di sigaretta, n (%)	23 (14)
Familiarità, n (%)	53 (33)
Obesità (BMI \geq 30 kg/m ² ; %)	5 (3)
Calcium score (Agatston; media \pm DS)	178,6 \pm 346,1
Frequenza cardiaca (bpm; media \pm DS)	64,3 \pm 11,9
Frazione di eiezione VS (%; media \pm DS)	54,2 \pm 9,6

DS, deviazione standard; M, maschi; F, femmine; BMI, body mass index; bpm, battiti per minuto; VS, ventricolo sinistro

Analisi statistica

La performance diagnostica della CTCA è stata valutata confrontando i referti archiviati nel sistema informatico dell'ospedale per la CTCA e per la CAG, rispettivamente. Detti referti sono stati stilati immediatamente dopo le procedure. Per la CTCA il tempo medio di refertazione è stato di 10 min mentre per la CAG è stato di 8 min.

Le lesioni sono state considerate significative se \geq 50% per la CTCA e se \geq 70% per la CAG. L'accuratezza diagnostica è stata quindi calcolata come sensibilità, specificità, valore predittivo positivo e negativo con intervalli di confidenza del 95% calcolati con espansione binomiale. Sono stati inoltre calcolati la prevalenza di malattia, ed i likelihood ratio positivo e negativo (LR+ e LR-, rispettivamente) con intervalli di confidenza del 95%. Il confronto tra CTCA e CAG è stata eseguita per-segmento, per-vaso e per-paziente su tutta la popolazione. Le analisi statistiche sono state eseguite con un software dedicato (Statistical Package for the Social Sciences, versione 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois).

Risultati

Nessun paziente o segmento è stato escluso dall'analisi. Il 95% dei pazienti (152/160) ha ricevuto il β -bloccante aggiuntivo per via endovenosa. La frequenza cardiaca media ottenuta è risultata $64,3 \pm 11,9$ bpm. Le caratteristiche dei pazienti sono mostrate nella Tabella 1. La prevalenza di malattia è risultata pari al 30%. In Tabella 2 sono riportate le prevalenze di malattia coronarica alla CAG. Il 70% (112/160) dei pazienti non aveva stenosi critiche dimostrabili alla CAG. Circa un decimo dei pazienti aveva malattia monovasale (9,4%; 15/160), e uno su venticinque aveva malattia trivasale (3,8%; 6/160). Il calcium score coronarico secondo Agatston è risultato intermedio con ampia variabilità (media \pm deviazione standard [DS]=178,6 \pm 346,1; mediana=17; range=0–2123), rispecchiando una popolazione eterogenea ed con prevalenza di malattia coronarica medio-bassa. L'accuratezza diagnostica della CTCA nell'individuazione delle lesioni significative con valutazione per-segmento, per-vaso e per-paziente è mostrata in Tabella 3 e nelle Figure 2–4. I valori di accuratezza diagnostica sono risultati paragonabili a quelli delle casistiche di validazione riportati nella letteratura [7, 14–16, 18, 25–27].

Valutazione per segmento

Sono stati inclusi per il confronto con la CAG 2471 segmenti. Di questi, 192 (7,8%) mostravano stenosi critiche alla CAG (Figg. 1 e 2). La CTCA ha generato 152 falsi positivi e 19 falsi negativi. Questo ha determinato dei valori di sensibilità del 90% e specificità del 93%.

ase prevalence was 30% (Table 2). A total of 70% (112/160) of patients had no critical stenoses at CCA. Approximately one tenth of patients had single-vessel disease (9.4%, 15/160), and one in 25 had three-vessel disease (3.8%, 6/160). Agatston calcium score was intermediate, with ample variability [mean \pm standard deviation (SD) 178.6 \pm 346.1; median 17; range 0–2,123], thus revealing a heterogeneous population with a medium- to low prevalence of CAD. CTCA accuracy for identifying significant lesions with a per-segment, per-vessel and per-patient evaluation is reported in Table 3 and Figs. 2–4. Accuracy values are comparable with those of validation series reported in the literature [7, 14–16, 18, 25–27].

Per-segment evaluation

A total of 2,471 segments were included in the comparison with CCA. Of these, 192 (7.8%) showed critical stenosis (Figs. 1 and 2). There were 152 false positives and 19 false negatives at CTCA. This produced a sensitivity of 90% and specificity of 93%.

Per-vessel evaluation

A total of 637 coronary artery vessels were included in the evaluation. Of these, 80 (12.4%) showed critical stenosis at CCA. There were 49 false positive and two false negative results at CTCA. This produced a sensitivity of 98% and specificity of 91%. The best accuracy values were recorded in the left main coronary artery and the left anterior descending coronary artery (sensitivity 100%).

Per-patient evaluation

A total of 160 patients were included in the comparison with CCA. Of these, 48 (30.0%) showed at least one critical stenosis at CCA (Figs. 5 and 6). There were 19 false positive and 0 false negative results at CTCA. Accuracy values were excellent, with a sensitivity and NPV of 100%.

Discussion

Validation studies conducted to date focused on patient populations with a high pretest probability of CAD (range 50–90%) who were already candidates for CCA [3–7, 9–18]. Recommendations for the clinical use of CTCA suggest that it is appropriate to use the technique in cases in which the patient is at low to intermediate risk and stress tests are doubtful, inconclusive or cannot be performed [8, 20, 22]. Findings of our study show accuracy values in the

Table 2 Prevalence of coronary artery disease measured with conventional coronary angiography

Type of disease	Prevalence
No or non significant disease, n (%)	112 (70)
Single-vessel disease, n (%)	15 (9.4)
Two-vessel disease, n (%)	13 (8.1)
Three-vessel disease, n (%)	6 (3.8)
Total, n	160

Tabella 2 Prevalenza di malattia coronarica mediante CAG

Tipo di malattia	Prevalenza
Assenza di malattia o malattia non significativa, n (%)	112 (70)
Malattia mono-vasale, n (%)	15 (9,4)
Malattia bi-vasale, n (%)	13 (8,1)
Malattia tri-vasale, n (%)	6 (3,8)
Totale, n	160

Valutazione per vaso

Sono stati inclusi nella valutazione 637 vasi coronarici. Di questi, 80 (12,4%) avevano stenosi critiche alla CAG. La CTCA ha generato 49 falsi positivi e 2 falsi negativi. Questo ha determinato dei valori di sensibilità del 98% e specificità del 91%. Dei 4 vasi valutati il tronco comune sinistro e la discendente anteriore hanno mostrato i migliori valori di accuratezza diagnostica (sensibilità 100%).

Valutazione per paziente

Sono stati inclusi per il confronto con la CAG 160 pazienti. Di questi, 48 (30,0%) mostravano almeno una stenosi critica alla CAG (Figg. 5 e 6). La CTCA ha generato 19 falsi positivi e 0 falsi negativi. I valori di accuratezza sono risultati ottimali con una sensibilità ed un valore predittivo negativo pari al 100%.

Discussione

Gli studi di validazione condotti fino a questo momento si sono focalizzati su popolazioni di pazienti ad elevata probabilità pre-test di malattia coronarica (range 50%–90% circa) già candidati alla CAG [3–7, 9–18]. Le attuali raccomandazioni di utilizzo clinico della CTCA suggeriscono che un utilizzo congruo della metodica sarebbe nei casi in cui il paziente sia a rischio basso-intermedio ed i test provocativi siano dubbi, non fattibili o inconclusivi [8, 20, 21]. I risultati del nostro studio mostrano dei valori di accuratezza diagnostica nella valutazione per segmento, per vaso e per pazienti analoghi a quelli dei migliori studi di validazione [6, 7, 13–

Table 3 Diagnostic accuracy. Criterion used to compare techniques: lumen reduction $\geq 50\%$ in CTCA and $\geq 70\%$ in conventional coronary angiography (CCA) (except for the left main coronary artery, for which the criterion was $\geq 50\%$) assessed with direct vision. Accuracy values are presented in percentages, with the 95% confidence intervals calculated with binomial expansion in parentheses

	No.	TP	TN	FP	FN	Sens.	Spec.	PPV	NPV	Prev.	LR+	LR-
Per segment	2,471	173	2,127	152	19	90.1 (84–93)	93.3 (92–94)	53.2 (47–58)	99.1 (98–99)	7.8	13.5 (11.5–15.9)	0.106 (0.069–0.16)
Per vessel	637	78	508	49	2	97.5 (91–99)	91.2 (88–93)	61.4 (52–69)	99.6 (98–99)	12.6	11.1 (8.46–14.51)	0.027 (0.006–0.1)
RCA	160	19	120	20	1	95 (75–99)	85.7 (78–91)	48.7 (32–65)	99.2 (95–99)	12.5	6.6 (4.37–10.1)	0.058 (0.008–0.39)
LM	160	0	159	1	0	NA	99.4 (96–99)	NA	100 (97–100)	0.0	NA	NA
LAD	160	39	106	15	0	100 (90–100)	87.6 (80–92)	72.2 (58–83)	100 (96–100)	24.3	8.1 (5.02–12.95)	0 (0–NA)
CX	157	20	123	13	1	95.2 (76–99)	90.4 (84–94)	60.6 (42–77)	99.2 (95–99)	13.4	9.96 (5.88–16.85)	0.052 (0.007–0.35)
Per patient	160	48	93	19	0	100 (92–100)	83.0 (74–89)	71.6 (59–81)	100 (96–100)	30.0	5.9 (3.91–8.88)	0 (0–NA)

No., number; TP, true positive; TN, true negative; FP, false positive; FN, false negative; PPV, positive predictive value; NPV, negative predictive value; LR+, positive likelihood ratio; LR-, negative likelihood ratio; RCA, right coronary artery; LM, left main coronary artery; LAD, left anterior descending artery; CX, circumflex coronary artery; HR, heart rate; NA, nonassessable

Tabella 3 Accuratezza diagnostica. Criterio utilizzato per il confronto tra le metodiche riduzione del lume $\geq 50\%$ nella CTCA e riduzione del lume $\geq 70\%$ nella CAG (eccetto che per il tronco comune sinistro nel quale il criterio era $\geq 50\%$) con criterio visivo. I valori di accuratezza sono rappresentati in percentuale e tra parentesi gli intervalli di confidenza al 95% calcolati con espansione binomiale

	Numero	VP	VN	FP	FN	Sensibilità	Specificità	VPP	VPN	Prevalenza	LR+	LR-
Per segmento	2471	173	2,127	152	19	90,1 (84–93)	93,3 (92–94)	53,2 (47–58)	99,1 (98–99)	7,8	13,5 (11,5–15,9)	0,106 (0,069–0,16)
Per vaso	637	78	508	49	2	97,5 (91–99)	91,2 (88–93)	61,4 (52–69)	99,6 (98–99)	12,6	11,1 (8,46–14,51)	0,027 (0,006–0,1)
ACD	160	19	120	20	1	95 (75–99)	85,7 (78–91)	48,7 (32–65)	99,2 (95–99)	12,5	6,6 (4,37–10,1)	0,058 (0,008–0,39)
TCS	160	0	159	1	0	NA	99,4 (96–99)	NA	100 (97–100)	0,0	NA	NA
ADA	160	39	106	15	0	100 (90–100)	87,6 (80–92)	72,2 (58–83)	100 (96–100)	24,3	8,1 (5,02–12,95)	0 (0–NA)
ACX	157	20	123	13	1	95,2 (76–99)	90,4 (84–94)	60,6 (42–77)	99,2 (95–99)	13,4	9,96 (5,88–16,85)	0,052 (0,007–0,35)
Per paziente	160	48	93	19	0	100 (92–100)	83,0 (74–89)	71,6 (59–81)	100 (96–100)	30,0	5,9 (3,91–8,88)	0 (0–NA)

VP, veri positivi; VN, veri negativi; FP, falsi positivi; FN, falsi negativi; VPP, valore predittivo positivo; VPN, valore predittivo negativo; ACD, arteria coronaria destra; TCS, tronco comune sinistro; ADA, arteria coronaria discendente anteriore; ACX, arteria coronaria circumflessa; FC, frequenza cardiaca; NA, non applicabile; LR+, likelihood ratio positivo; LR-, likelihood ratio negativo

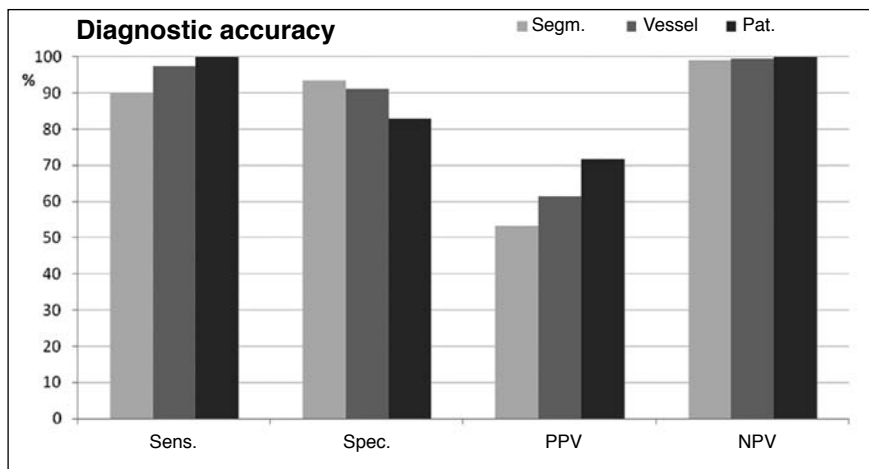


Fig. 2 Diagnostic accuracy parameters expressed in percentages. *Sens.*, sensitivity; *Spec.*, specificity; *PPV*, positive predictive value; *NPV*, negative predictive value; *Segm.*, per-segment evaluation; *Vessel*, per-vessel evaluation; *Pat.*, per-patient evaluation.

Fig. 2 La figura mostra i parametri di accuratezza diagnostica espressi percentuale. *Sens.*, sensibilità; *Spec.*, specificità; *PPV*, valore predittivo positivo; *NPV*, valore predittivo negativo; *Segm.*, valutazione per segmento; *Vessel*, valutazione per vaso; *Pat.*, valutazione per paziente.

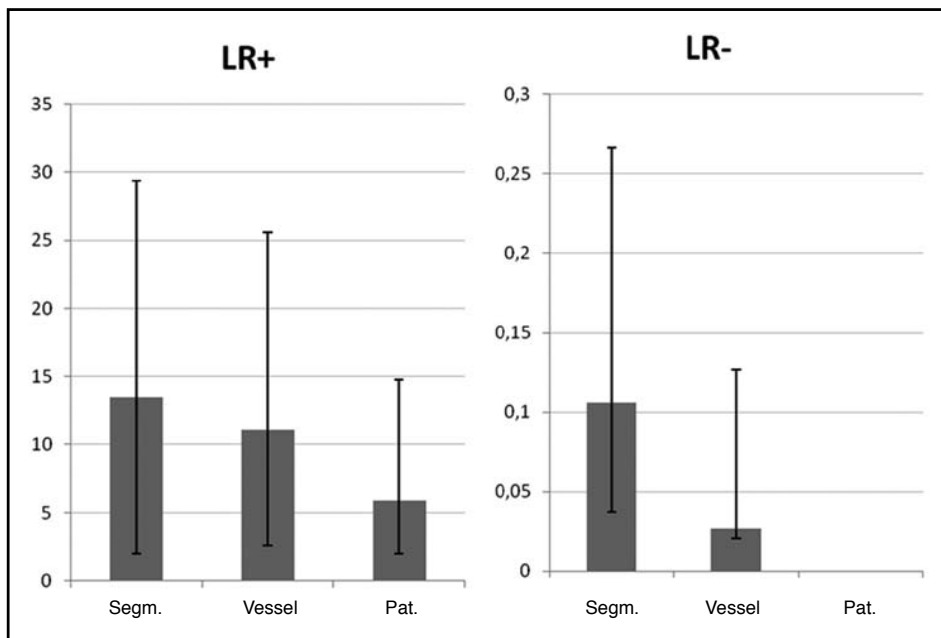


Fig. 3 Positive (LR+) and negative (LR-) likelihood ratios. *Thin bars* depict the 95% confidence intervals of the LR values. *Segm.*, per-segment evaluation; *Vessel*, per-vessel evaluation; *Paz.*, per-patient evaluation.

Fig. 3 La figura mostra i likelihood ratio positivo (LR+) e negativo (LR-). Le barre sottili mostrano gli intervalli di confidenza al 95% dei valori di LR. *Segm.*, valutazione per segmento; *Vessel*, valutazione per vaso; *Pat.*, valutazione per paziente.

per-segment, per-vessel and per-patient evaluation similar to those of the best validation studies [6, 7, 13–16, 18]. In our study, fluctuations in accuracy values can be seen, with a high NPV (>99% in all cases), in the three levels of analysis, along with a progressive increase, from per-segment to per-vessel and per-patient analyses, in sensitivity (90%, 98%, 100%, respectively) and PPV (53%, 61%, 71%, respectively). The explanation for this fluctuation can be found in the clustering of obstructive coronary artery lesions. In some patients with obstructive disease, there may be more than one lesion, and it is more likely that at least one of the lesions is correctly interpreted if they are multiple in the individual patient.

The LR+ describes the extent to which the likelihood of disease increases when the test is positive, whereas the LR- describes the extent to which the likelihood of disease

16, 18]. Nel nostro studio si osservano delle fluttuazioni nei valori di accuratezza diagnostica con un valore predittivo negativo conservato (sempre >99%) nei tre livelli di analisi ed un progressivo incremento, passando dall'analisi per segmento, a quella per vaso, e a quella per paziente, della sensibilità (90%, 98%, 100%, rispettivamente) e del valore predittivo positivo (53%, 61%, 71%, rispettivamente). La spiegazione di questa fluttuazione deriva dal clustering delle lesioni ostruttive coronariche. In alcuni pazienti con malattia ostruttiva esiste più di una lesione ed è più probabile che almeno una delle lesioni venga correttamente interpretata se queste sono multiple nel singolo paziente.

Il LR+ descrive di quanto la probabilità di malattia aumenta quando il test è positivo mentre il LR- descrive di quanto la probabilità di malattia diminuisce quando il test è negativo. Un ottimo test di inclusione (sensibilità) dovrebbe fornire valori di $LR+ > 10$, mentre un ottimo test di esclusione

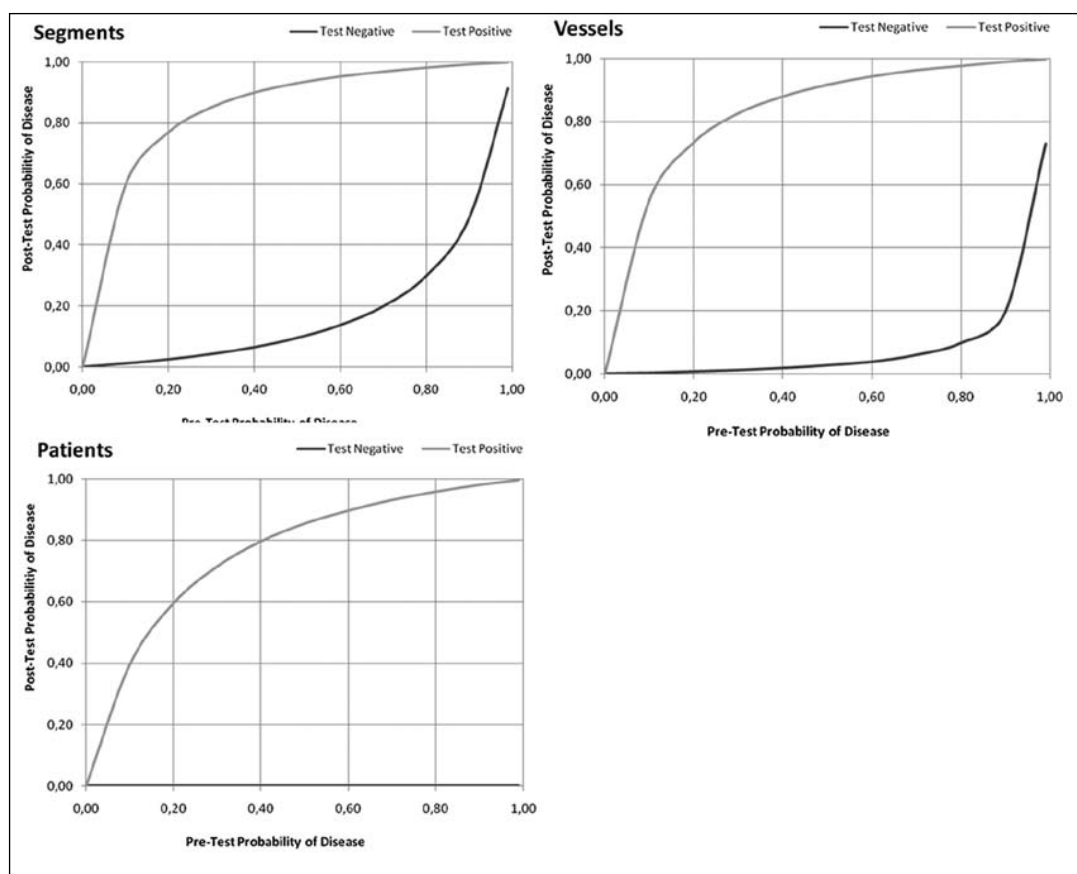


Fig. 4 Conditional probabilities in the study population. *Segments*, per-segment evaluation; *Vessels*, per-vessel evaluation; *Patients*, per patient evaluation.

Fig. 4 La figura mostra le probabilità condizionali nella popolazione dello studio. *Segments*, valutazione per segmento; *Vessels*, valutazione per vaso; *Patients*, valutazione per paziente.

decreases when the test is negative. An optimal inclusion test (i.e. sensitivity) should provide LR+ values >10 , whereas an optimal exclusion test (i.e., negative predictive value) should provide LR- values <0.10 . In our case, the test is good for inclusion and excellent for exclusion. It should be noted that the use of CTCA as a first-line technique (i.e. before stress testing) does not rule out the use of stress tests but, rather, keeps them for cases in which CAD is subcritical/critical.

In our study, we used different thresholds for the level of stenosis significance in CTCA and CCA. This reflects the two modalities in daily practice. The result is nonetheless well known, being a reduction in specificity that depends in part on the modality and probably in part on the use of different thresholds. In addition to this is the fact that the absolute severity of stenosis is not strictly correlated with inducible ischaemia. This, in fact, depends on multiple factors that morphological evaluation alone of coronary arteries is unable to resolve. For this and clinical reasons, the patient with stenosis $>50\%$, both in CTCA and CCA, should undergo stress imaging to precisely define the pre-

sione (valore predittivo negativo) dovrebbe fornire valori di $LR-<0,10$. Nel nostro caso il test risulta buono per inclusione ed ottimo per esclusione. Deve essere specificato che l'utilizzo della CTCA come metodica di prima istanza (prima dei test provocativi) non esclude l'effettuazione dei test di inducibilità ma la riserva ai casi in cui la malattia coronarica sia sub-critica/critica.

Nel nostro studio abbiamo utilizzato soglie diverse per la significatività delle stenosi in CTCA ed in CAG. Questo riflette la pratica quotidiana delle due rispettive metodiche. Il risultato rimane comunque quello conosciuto della riduzione della specificità che dipende in parte dalla metodica ed in parte, probabilmente, dall'utilizzo di soglie differenti. A questo va aggiunto che la severità assoluta della stenosi di per se non identifica necessariamente la presenza di ischemia inducibile. Quest'ultima, infatti, dipende da fattori molteplici che la sola valutazione morfologica coronarica non è in grado di risolvere. Per questo motivo e per motivi clinici il paziente con stenosi $>50\%$, sia in CTCA che in CAG, dovrebbe effettuare uno stress imaging per definire presenza, sede ed entità dell'ischemia inducibile.

Nel nostro studio un valore aggiuntivo hanno avuto le

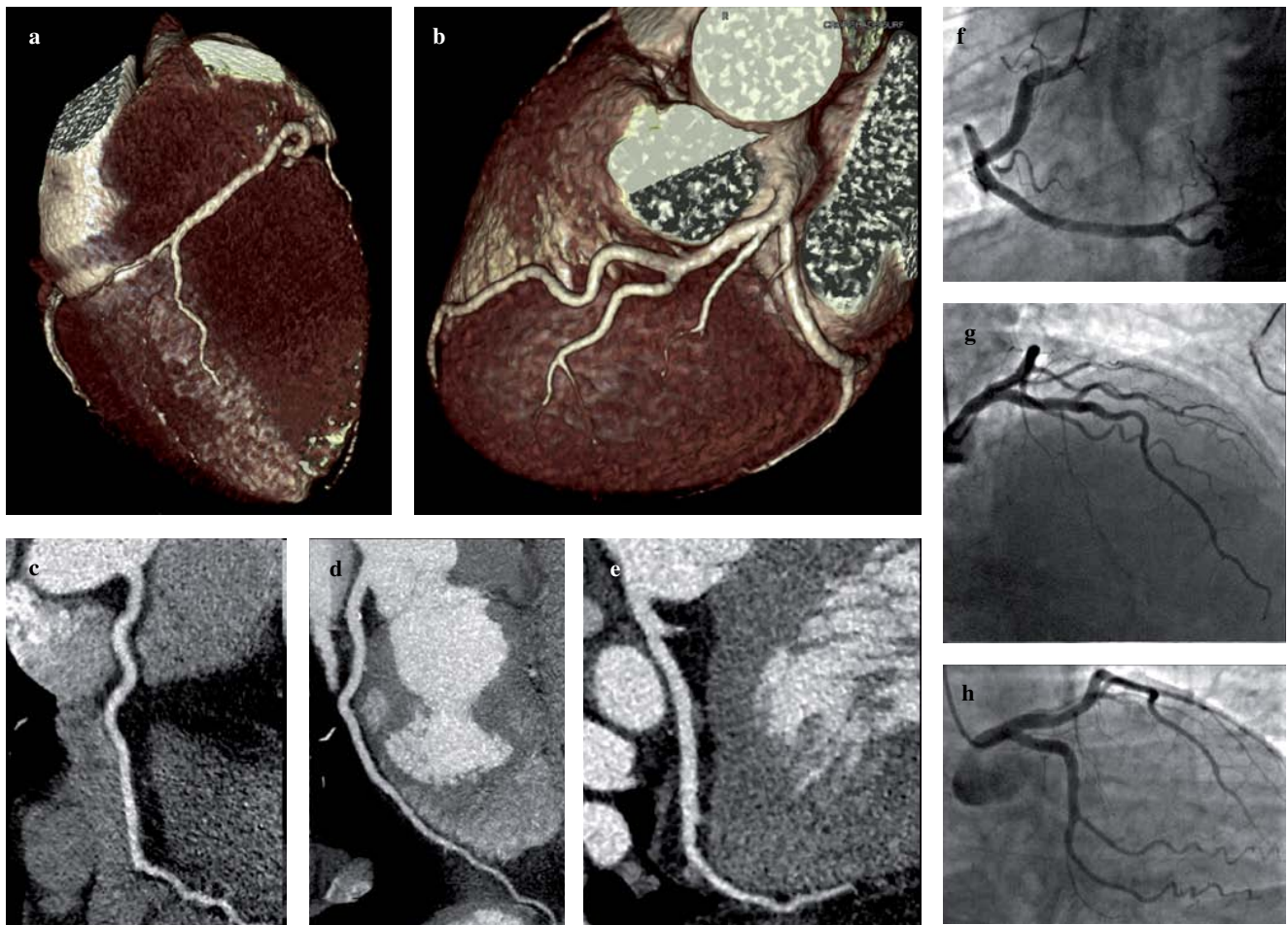


Fig. 5a-h Negative CTCA. This 56-year-old, hypertensive and dyslipidaemic man (body mass index 28) presented with atypical chest pain and abnormal electrocardiogram suggestive of ischaemia. CTCA (**a-e**) shows coronary arteries with no significant stenoses both in the volume-rendered images (**a,b**) and the curved multiplanar images (**c**: right coronary artery; **d**: left anterior descending coronary artery; **e**: circumflex coronary artery). CCA (**f-h**) confirms the absence of significant stenoses. The examination was performed with a heart rate of 58 bpm and a radiation dose of 8.9 mSv.

Fig. 5a-h Esempio di paziente con CTCA negativa. Il paziente maschio iperteso e dislipidemico, di 56 anni (BMI=28), si presenta con dolore atipico e alterazioni elettrocardiografiche suggestive per ischemia. La CTCA (**a-e**) mostra coronarie esenti da stenosi significative sia nelle immagini con volume rendering (**a,b**) sia nelle immagini multiplanari curvate (**c** coronaria destra; **d** coronaria discendente anteriore; **e** coronaria circonflessa). La coronarografia convenzionale (**f-h**) conferma l'assenza di stenosi significative. L'esame è stato condotto ad una frequenza cardiaca di 58 bpm con una dose di radiazioni di 8,9 mSv.

sence, site and extent of inducible ischaemia.

In our study, an additional advantage was provided by using first-generation iterative reconstructions (IRIS, Siemens, Germany) that enable image noise to be significantly reduced without adjusting any other variables. Iterative reconstructions consist of a different and/or additional reconstruction technique to conventional reconstructions with filtered back-projection. The reconstructions require greater computing power and make it possible to obtain improved sampling of attenuation values of pixels/voxels in the image. The image matrix (i.e. 512×512) remains unchanged whereas an evident reduction in image noise is obtained, which increases the signal-to-noise ratio. Lastly, the radiation dose

ricostruzioni iterative di prima generazione (IRIS, Siemens, Germania) che consentono di ridurre significativamente il rumore dell'immagine a parità di altri parametri. Le ricostruzioni iterative consistono in una modalità differente e/o aggiuntiva di ricostruzione rispetto alle ricostruzioni convenzionali con retroproiezione filtrata. Tali ricostruzioni, richiedono una capacità di calcolo maggiore e consentono di ottenere un migliore campionamento del valore di attenuazione dei pixel/voxel all'interno dell'immagine. La matrice dell'immagine (512×512) non si modifica ma si ottiene una evidente riduzione del rumore dell'immagine che incrementa il rapporto segnale/rumore. Infine, la dose di radiazioni utilizzata nel presente studio è legata all'utilizzo di un protocollo con gating ECG retrospettivo e modulazio-

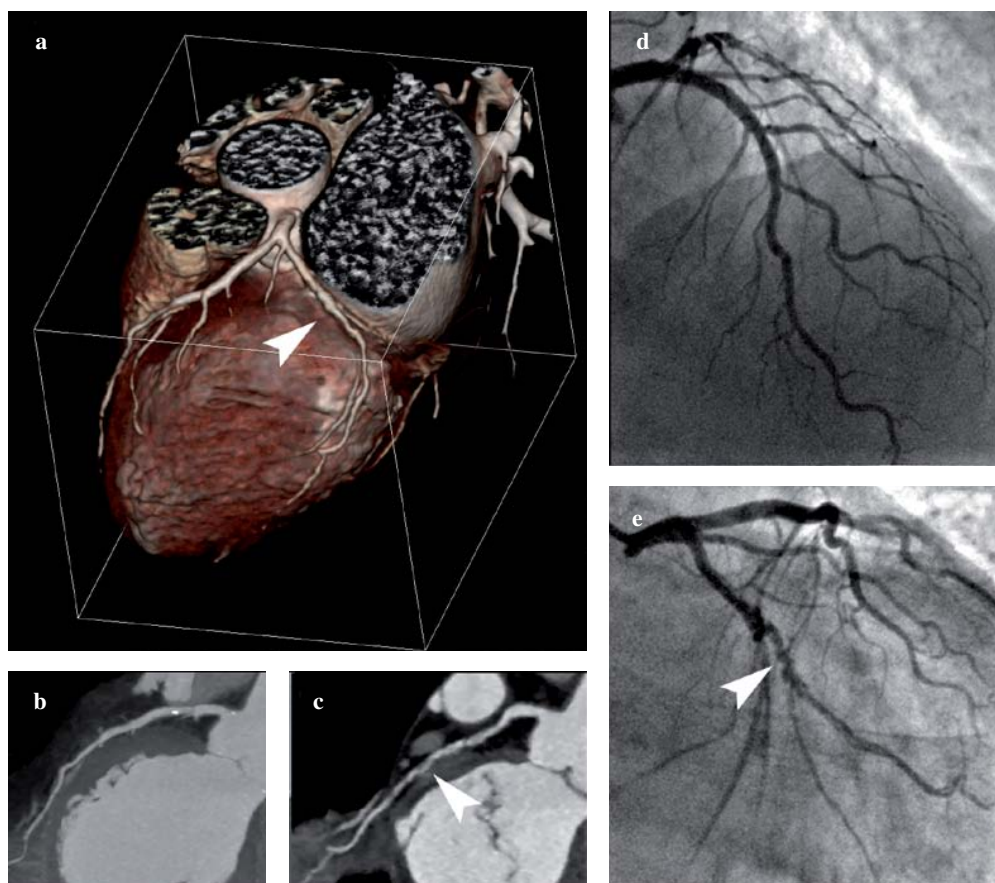


Fig. 6a-e Positive CTCA. This 54-year-old, hypertensive man (body mass index 26) with a family history of cardiovascular disease presented with atypical chest pain and abnormal electrocardiogram suggestive of ischaemia. CTCA (**a-c**) shows a left anterior descending coronary artery without significant stenosis (**b**) and a circumflex coronary artery with stenosis >50% in the context of a very irregular section of the wall (*arrowhead*, **c**). CCA (**d,e**) confirms stenosis of the circumflex artery (*arrowhead*, **e**). The examination was performed with a heart rate of 55 bpm and a radiation dose of 5.9 mSv.

Fig. 6a-e Esempio di paziente con CTCA positiva. Il paziente maschio iperteso con familiarità, di 54 anni (BMI=26), si presenta con dolore tipico e alterazioni elettrocardiografiche suggestive per ischemia. La CTCA (**a-c**) mostra una coronaria discendente anteriore senza stenosi significative (**b**) ed una coronaria circonflessa con una stenosi >50% nel contesto di un tratto di parete molto irregolare (*testa di freccia*, **c**). La coronarografia convenzionale (**d,e**) conferma la stenosi della circonflessa (*testa di freccia*, **e**). L'esame è stato condotto ad una frequenza cardiaca di 55 bpm con una dose di radiazioni di 5,9 mSv.

used in this study is based on a protocol with retrospective ECG gating and prospective dose modulation. This guarantees maximum performance of the CTCA technique. In addition, dose values of diagnostic CCA were similar to those of CTCA. There are now various dose-reduction techniques that have different configurations according to the protocol used. There are various protocols that enable a significant dose reduction by acquiring data in a single heart beat with a high-pitch prospective spiral acquisition. With this technique, the delivered dose is <1 mSv in optimal conditions, i.e. a regular heart rate <60 bpm in a patient with BMI<25 [25, 28]. Characteristics and conditions described pertain to a subgroup of the population that would normally undergo CTCA. However, dose reduction should be one of the fundamental aims in CTCA provided that it does not negatively

ne prospettica della dose. Questo per garantire la massima performance della metodica CTCA. Peraltro i valori di dose della CAG diagnostica sono risultati sovrapponibili. Le tecniche per la riduzione sono ormai diversificate ed hanno differenti articolazioni a seconda dei protocolli che vengono utilizzati. Esistono alcuni protocolli che consentono una notevole riduzione della dose sfruttando l'acquisizione in singolo battito con modalità prospettica ad alto pitch [25, 28]. Questa tecnica consente di scendere al di sotto di 1 mSv in condizioni ottimali che consistono di frequenza cardiaca regolare e <60 bpm associata ad una corporatura minuta del paziente (BMI<25) [25, 28]. Le caratteristiche e le condizioni descritte riguardano un sottogruppo della popolazione che afferisce normalmente a CTCA. In ogni caso, la riduzione della dose deve essere uno degli obiettivi essenziali nella pratica della CTCA, senza che questo condizioni

affect the accuracy of the technique and, in particular, the NPV.

Limitations

CTCA and CCA reports can be interpreted as a limitation with respect to the more rigorous and semiquantitative/quantitative evaluations performed in validation studies. Nonetheless, this does provide a more realistic evaluation of the routine clinical impact of the technique. The fact that the CCA operator was aware of the CTCA findings is a limitation in terms of the validation. However, this algorithm is a reflection of clinical practice. Estimated radiation dose during CTCA (7.2 ± 2.1 mSv) is comparable with that of diagnostic CCA in our series and others in the literature [29–34]. The heart rate of 64.3 ± 11.9 bpm obtained in our population enabled a drastic dose reduction compared with previous technologies. A further reduction in mean and absolute HR could enable routine use of protocols with lower radiation doses without negatively affecting diagnostic performance. Indeed, using scan protocols with prospective ECG triggering could produce a further reduction in radiation dose. However, in the phases outside the maximum dose window (from 80% to 65% of the RR interval in our case), the dose is 4% with the protocol used (MinDose, Siemens, Germany), which enables evaluation of the ejection fraction and left ventricular wall motion (which otherwise cannot be performed).

Conclusions

The accuracy of CTCA with a second-generation DSCT system and using iterative reconstructions enables the technique to be used as a noninvasive anatomical reference test for the diagnosis and exclusion of obstructive CAD.

Conflict of interest None

References/Bibliografia

1. Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R et al (2003) Non-invasive angiography of the coronary arteries with multislice computed tomography: state of the art and future prospects. *Radiol Med (Torino)* 106:284–296
2. Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R et al (2003) Spiral CT-angiography with one, four, and sixteen slice scanners. Technical note. *Radiol Med (Torino)* 106:269–283
3. Mollet NR, Cademartiri F, Nieman K et al (2004) Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *J Am Coll Cardiol* 43:2265–2270
4. Cademartiri F, Malagutti P, Belgrano M et al (2005) Non-invasive coronary angiography with 64-slice computed tomography. *Minerva Cardioangiol* 53:465–472
5. Cademartiri F, Runza G, Belgrano M et al (2005) Introduction to coronary imaging with 64-slice computed tomography. *Radiol Med (Torino)* 110:16–41
6. Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP et al (2005) Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 45:128–132

in alcun modo l'accuratezza diagnostica ed in particolare il valore predittivo negativo.

Limitazioni

L'utilizzo dei referti della CTCA e della CAG può essere interpretato come un limite rispetto alle valutazioni più rigorose e semi-quantitative/quantitative effettuate negli studi di validazione. Tuttavia, consente una valutazione più realistica dell'impatto clinico routinario della metodica. Il fatto che l'operatore della CAG fosse a conoscenza del dato della CTCA è un limite nei confronti della validazione della metodica. Tuttavia, questo algoritmo riflette la pratica clinica. La dose di radiazioni stimata durante la CTCA ($7,2 \pm 2,1$ mSv) è paragonabile a quella di una CAG diagnostica anche nella nostra casistica [29–34]. La frequenza cardiaca di $64,3 \pm 11,9$ bpm ottenuta nella nostra popolazione consente una drastica riduzione della dose rispetto a tecnologie precedenti. Un'ulteriore riduzione della frequenza cardiaca media ed assoluta potrebbe consentire di utilizzare protocolli a dose di radiazioni inferiore di routine senza deterioramento della performance diagnostica. Infatti, l'utilizzo di protocolli di scansione con triggering ECG prospettico consente una ulteriore riduzione della dose di radiazioni. Tuttavia, nelle fasi al di fuori della finestra di dose massima (dall'80% al 65% dell'intervallo RR nel nostro caso) la dose è del 4% con il protocollo utilizzato (MinDose, Siemens, Germania) e consente la valutazione della frazione di eiezione e della cinetica del ventricolo sinistro (altrimenti non effettuabile).

Conclusioni

L'accuratezza diagnostica della CTCA con apparecchiature DSCT di seconda generazione con ricostruzioni iterative consente di utilizzare la metodica come test anatomico non invasivo di riferimento per la diagnosi e l'esclusione di malattia coronarica ostruttiva.

7. Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA et al (2005) High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 112:2318–2323
8. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM et al (2010) ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 appropriate use criteria for cardiac computed tomography. A report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the North American Society for Cardiovascular Imaging, the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Am Coll Cardiol* 56:1864–1894
9. Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ et al (2001) Coronary angiography with multislice computed tomography. *Lancet* 357:599–603
10. Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA et al (2002) Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 106:2051–2054
11. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ et al (2002) Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 89:913–918
12. Ropers D, Baum U, Pohle K et al (2003) Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 107:664–666
13. Achenbach S, Ropers D, Pohle FK et al (2005) Detection of coronary artery stenoses using multi-detector CT with 16 x 0.75 collimation and 375 ms rotation. *Eur Heart J* 26:1978–1986
14. Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, Goldstein JA (2005) Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 46:552–557
15. Leschka S, Alkadhi H, Plass A et al (2005) Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 26:1482–1487
16. Schuijff JD, Pundziute G, Jukema JW et al (2006) Diagnostic accuracy of 64-slice multislice computed tomography in the noninvasive evaluation of significant coronary artery disease. *Am J Cardiol* 98:145–148
17. Garcia MJ, Lessick J, Hoffmann MH (2006) Accuracy of 16-row multidetector computed tomography for the assessment of coronary artery stenosis. *JAMA* 296:403–411
18. Ropers D, Rixe J, Anders K et al (2006) Usefulness of multidetector row spiral computed tomography with 64- x 0.6-mm collimation and 330-ms rotation for the noninvasive detection of significant coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 97:343–348
19. Maffei E, Martini C, De Crescenzo S et al (2010) Low dose CT of the heart: a quantum leap into a new era of cardiovascular imaging. *Radiol Med* 115:1179–1207
20. Fox K, Garcia MA, Ardissino D et al (2006) Guidelines on the management of stable angina pectoris: executive summary: the Task Force on the Management of Stable Angina Pectoris of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J* 27:1341–1381
21. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM et al (2006) ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging: a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group, American College of Radiology, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, American Society of Nuclear Cardiology, North American Society for Cardiac Imaging, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Interventional Radiology. *J Am Coll Cardiol* 48:1475–1497
22. Nikolaou K, Rist C, Wintersperger BJ et al (2006) Clinical value of MDCT in the diagnosis of coronary artery disease in patients with a low pretest likelihood of significant disease. *AJR Am J Roentgenol* 186:1659–1668
23. Cademartiri F, Nieman K, van der Lugt A et al (2004) Intravenous contrast material administration at 16-detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique. *Radiology* 233:817–823
24. Austen WG, Edwards JE, Frye RL et al (1975) 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
25. Achenbach S, Marwan M, Schepis T et al (2009) High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 3:117–121
26. Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L et al (2010) Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart* 96:933–938
27. Scheffel H, Stolzmann P, Alkadhi H et al (2010) Low-dose CT and cardiac MR for the diagnosis of coronary artery disease: accuracy of single and combined approaches. *Int J Cardiovasc Imaging* 26:579–590
28. Achenbach S, Marwan M, Ropers D et al (2010) Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J* 31:340–346
29. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A et al (2006) Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography--initial experience. *Eur J Radiol* 57:331–335
30. Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ et al (2006) Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. *Eur Radiol* 16:1409–1415
31. Scheffel H, Alkadhi H, Plass A et al (2006) Accuracy of dual-source CT coronary angiography: first experience in a high pre-test probability population without heart rate control. *Eur Radiol* 16:2739–2747
32. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H et al (2006) First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 16:256–268
33. Weustink AC, Mollet NR, Neeffjes LA et al (2009) Preserved diagnostic performance of dual-source CT coronary angiography with reduced radiation exposure and cancer risk. *Radiology* 252:53–60
34. Weustink AC, Mollet NR, Pugliese F et al (2008) Optimal electrocardiographic pulsing windows and heart rate: effect on image quality and radiation exposure at dual-source coronary CT angiography. *Radiology* 248:792–798