

# LA UTILIZACIÓN EN LA CARDIOLOGÍA CLÍNICA DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN ESPIRAL CON DETECTOR MULTICORTE

# Resumen

En los últimos años se ha ampliado la disponibilidad de los sistemas mecánicos de tomografía computarizada multidetector (TCDM), con adquisición simultánea de 4 cortes y escáner de rotación de medio segundo. La adquisición de los datos con estos escáneres permite una cobertura considerablemente más rápida del volumen cardíaco, comparada con los escáneres de corte único. Este aumento en la velocidad del escáner puede ser utilizado para realizar un acople retrospectivo junto con cortes colimados de 1 mm de ancho, y permite una cobertura del volumen cardíaco total en una sola retención de la respiración. Los primeros resultados de estudios en correlación con ecografía intracoronaria, sugieren que la tecnología de tomografía computarizada multidetector no sólo ofrece la posibilidad de visualizar estenosis intracoronarias de forma no invasiva, sino también la de diferenciar la morfología de la placa. Este es especialmente el caso de la nueva generación de TCDM de 16 filas. Un aumento simultáneo en el número de cortes precisos y de colimación sub-milimétrica para aplicaciones cardíacas, permite una verdadera exploración isotrópica con escáner con una alta resolución temporal. La tomografía computarizada multidetector de filas de contraste mejorado es una técnica no invasiva, promisoria para la detección, visualización y caracterización de la enfermedad arterial estenótica. Podría actuar como un filtro previo a la cateterización cardíaca y así reemplazar finalmente las modalidades diagnósticas convencionales.

PALABRAS CLAVE: tomografía computarizada espiral multi-dectetor (TCDM), enfermedad arterial coronaria (EAC), angiografía de tomografía computarizada (ATC).

#### Introducción

El examen de la función, la perfusión y la viabilidad de la musculatura cardíaca, así como de la morfología y la función de las arterias coronarias, es de la mayor importan-

# MULTI-SLICE DETECTOR SPIRAL COMPUTED TOMOGRAPHY IN CLINICAL CARDIOLOGY

# Abstract

In the last years mechanical multidetector-row CT (MDCT) systems with simultaneous acquisition of four slices and half second scanner rotation have become widely available. Data acquisition with these scanners allows for considerably faster coverage of the heart volume, compared to single-slice scanning. This increased scan speed can be used for retrospective gating together with 1 mm collimated slice widths and allows coverage of the entire cardiac volume in one breathhold. First results from studies in correlation with intracoronary ultrasound suggest that multidetector-row CTtechnology not only offers the possibility to visualise intracoronary stenoses non-invasively, but also to differentiate plaque morphology. This is especially the case with the next generation of 16-row multidetector CT. An increased number of simultaneously acquired slices and sub-millimeter collimation for cardiac applications allows true isotropic scanning with high temporal resolution. Contrast enhanced multi-detector-row computed tomography is a promising non-invasive technique for the detection, visualization and characterization of stenotic artery disease. It could act as a gate-keeper prior to cardiac catherization and finally replace conventional diagnostic modalities.

**KEYWORDS:** multidetector-row computed tomography (MDCT), coronary artery disease (CAD), computed tomography angiography (CTA).

# Introduction

Examination of the function, perfusion, and viability of the heart muscle as well as of the morphology and function of the coronary arteries is of utmost importance in the diagnostic assessment of coronary artery disease. The current gold standard to assess the degree of stenotic artery disease is coronary angiography. In Germany alone, the total number of angiographic procedures rose by 45 % from 1995 to 2000, while the fraction of interventional procedures remained almost constantly low at about 30 % (1). Although coronary angiography has become a safe procedure with only a small risk associated (2), the inconvenience for the patient as well as the economic burden have fueled the quest to find an alternative, non-invasive method to visualize and assess coronary arteries. In the last three years

Department of Cardiology, Eberhard-Karls-University Tuebingen, Germany. Clínica Las Américas, INCARE, Medellín, Colombia.

Correspondencia: Stephen Schroeder, MD, PhD, Department of Cardiology, Eberhard-Karls-University Tuebingen, Otfried-Mueller-Street 10, 72076 Tuebingen, Germany, Phone: +49-170-1644499, Fax: +49-7121-478962, Email:Stephen.Schroeder@med.uni-tuebingen.de

<sup>\*</sup> Carlos F. Jaramillo, MD., Clínica Las Américas, INCARE, Diagonal 78B No. 2A-80, Medellín, Colombia.

cia en la realización del diagnóstico de la enfermedad arterial coronaria. El patrón de oro actual para analizar el grado de enfermedad arterial estenótica, es la angiografía coronaria. Solamente en Alemania, el número total de procedimientos angiográficos aumentó en 45% entre los años 1995 a 2000, mientras que el porcentaje de procedimientos intervencionistas permaneció baja casi constantemente en 30% (1). Aunque la angiografía coronaria se ha vuelto un procedimiento seguro con sólo un pequeño riesgo asociado (2), la molestia para el paciente, así como la carga económica, han llevado a la búsqueda de un método alternativo no invasivo para visualizar y evaluar las arterias coronarias. En los últimos tres años, los sistemas de TC multidetectores mecánicos de filas, con adquisición de cuatro cortes y rotación de medio segundo, se han vuelto ampliamente acceguibles (3-5). Las recomendaciones actuales para realizar angiografía de TC coronaria no invasiva se basan en estudios realizados con esta generación de cuatro filas (5-10). Con la introducción reciente de tecnología de 16 filas, la resolución temporal y espacial fue mejorada significativamente. Este avance en la tecnología redefinirá el rol de la angiografía de TC coronaria en la cardiología clínica.

Este artículo se enfoca en los principios de la tecnología y en las aplicaciones clínicas de la imaginología cardíaca de TC multi-corte; además describe los avances en la tecnología y la mejoría en el desempeño clínico de los equipamientos estrella de TC de 16 filas.

# Medición de calcio

La mitad de las muertes coronarias y la mayoría de los infartos del miocardio en los Estados Unidos ocurren en personas caracterizadas como de riesgo intermedio (11). La medición de calcificación coronaria con tomografía computarizada de haz de electrones (TCHE) en grandes grupos de individuos, ha aportado estadísticas epidemiológicas importantes acerca de la relación entre la calcificación arterial coronaria y los eventos coronarios (11,12). En contraste con métodos de examen no invasivos más tradicionales, tal como prueba de esfuerzo, la ecocardiografía de estrés y la prueba con talio 201 de estrés, la TC puede ser realizada en pacientes con anomalías ECG de reposo, o con medicamentos digitálicos, así como en aquellos pacientes incapaces de realizar ejercicio (11, 12). El estudio de la progresión y regresión de ateroesclerosis establecida y de cómo las diferencias en las mediciones de calcio en el tiempo se manifiestan como diferencias en las tasas de eventos, es una de las aplicaciones clínicas más interesantes de la medición de calcio (13). Es concebible que tales mediciones seriales de calcio puedan proveer una herramienta predictora poderosa, tan necesitada. Aunque el método actual de medición de calcio detecta confiablemente

mechanical multidetector-row CT (MDCT) systems with simultaneous acquisition of four slices and half second scanner rotation have become widely available (3-5). Current recommendations to perform non-invasive coronary CT angiography rely on studies performed with this 4-row generation (5-10). With the recent introduction of 16-row technology spatial and temporal resolution was significantly improved. This leap in technology will redefine the role of coronary CTA in clinical cardiology.

The present article focuses on the technology principles and clinical applications of multislice CT in cardiac imaging and we will discuss the technology advances and improved clinical performance of state-of-the-art 16-slice CT equipment

# Calcium scoring

Half the coronary deaths and the majority of myocardial infarctions in the United States occur in persons characterized as low or intermediate risk (11). Electron-beam computed tomography (EBCT) measurement of coronary arterial calcification in large groups of individuals has provided important epidemiologic statistics regarding the relationship between coronary arterial calcification and coronary events (11,12). In contrast to more traditional non-invasive testing methods such as treadmill exercise, stress echocardiography and stress thallium 201, CT can be performed in patients with resting ECG abnormalities or digitalis medications, as well as those unable to exercise (11,12). The study of progression and regression of established atherosclerosis and how differences in calcium score over time result in differences in event rates is one of the most interesting clinical applications of calcium scoring (13). It is conceivable that such serial measurements of calcium score could provide a powerful and much needed predictive tool. Although the current method of calcium scoring reliably detects the presence of calcium deposits their use in serial studies for tracking the progression of calcification has been hampered by the limited reproducibility of the calcium scores currently in use. The widely used Agatston score based on the peak density measurement on EBCT yields 28% to 72% interstudy variability (14-17), which jeopardizes the ability to detect any changes within this range. This variability has demanded large changes in an individual patient's calcium score before investigators can be confident of the progression of coronary arterial calcification (14,18,19). Without the ability to measure coronary artery calcification in individuals with reasonable certainty and precision, as well as repeatedly over meaningful time intervals the effect of treatment regimens on the progression of coronary arterial calcification in individual patients can not be determined.

Spiral multislice CT holds promise to overcome this limitation: Coupling the technique of retrospective gating with nearly isotropic volumetric imaging the reliability of coronary calcium quantification especially for small plaques

la presencia de depósitos de calcio, su uso en estudios seriados para seguir la progresión de la calcificación ha sido estropeado por la limitada reproducibilidad de las mediciones de calcio utilizadas en la actualidad. El puntaje Agatston, ampliamente utilizado, basado en mediciones de densidad pico en TCHE, muestra 28% a 72% de variabilidad entre los estudios (14-17), lo que compromete la habilidad para detectar cualquier cambio dentro de este rango. Esta variabilidad ha demandado grandes cambios en el nivel de calcio individual de un paciente antes de que los investigadores puedan estar seguros de la progresión de la calcificación arterial coronaria (14,18,19). Al no tener la habilidad para medir la calcificación arterial coronaria en individuos con un grado razonable de seguridad y precisión, y no pudiendo realizar estas mediciones repetidamente en intervalos de tiempo significativos, no es posible determinar el efecto de los regímenes de tratamiento en la progresión de la calcificación arterial coronaria en pacientes individuales.

La TC espiral multi-corte promete sobrepasar esta limitación. Uniendo la técnica de acople retrospectivo con imaginología volumétrica casi isotrópica, se encontró que la confiabilidad en la cuantificación de calcio coronario, especialmente para placas pequeñas, mejoró significativamente (20). Utilizando cobertura de volumen sincronizado por ECG con TC espiral multicorte y sobreponiendo la reconstrucción de imágenes (colimación de 2.5 mm, incremento de 1 mm), se puede lograr una variabilidad interescáner de aproximadamente 5% y 8% (21). Con el advenimiento de la TC multi-corte con una variabilidad ínter-estudio significativamente reducida, pueden empezarse a determinar los efectos de los regímenes de tratamiento en la calcificación arterial coronaria y determinar si los cambios en la calcificación arterial coronaria en pacientes individuales tienen un valor predictivo para eventos coronarios futuros. Si estas diferencias en los niveles de calcio en el tiempo resultan en una diferencia en tasas de eventos, es concebible que las mediciones seriadas de los niveles de calcio por medio de TCDM provean una herramienta poderosa predictora, muy necesitada (22).

# Angiografía coronaria de TC para la detección de estenosis

El protocolo imaginológico para angiografía de TCDM de las arterias coronarias en un escáner de 4 filas, es relativamente exacto. Para establecer el tiempo de demora de exploración con escáner se utiliza un bolo de prueba de 15 mL de MC y un bolo perseguidor de 20 mL de solución salina. El tiempo de circulación es determinado por las medidas en los valores de densidad de TC en la aorta ascendente. La imagen comienza pasados 3 segundos de haberse completado el tiempo de circulación (23). Se 39

was found to significantly improve (20). Using ECG-gated volume coverage with multislice spiral CT and overlapping image reconstruction (2.5 mm collimation, 1 mm increment) an interscan variability of approx. 5-8% can be achieved (21). With the advent of multislice CT with significantly reduced interstudy variability we can now begin to define the effects of treatment regimens on coronary arterial calcification and to determine whether changes in coronary arterial calcification in individual patients have predictive value for future coronary events. If these differences in calcium score over time result in a difference in event rates, it is conceivable that serial measurements of calcium score by MDCT will provide a powerful and much needed predictive tool (22).

# CTA coronary angiography for detection of stenoses

The imaging protocol for MDCT angiography of the coronary arteries on a 4-row scanner is relatively straightforward. To establish the scan delay time a test bolus of 15 ml CM and 20 ml saline chaser bolus is used. The circulation time is determined by measurements of CT density values in the ascending aorta. Imaging commences at the circulation time plus 3 s (23). A bolus of 120 ml nonionic contrast (400 mg l/ml, lomeron 400) is injected trough an 18-gauge catheter into an antecubital vein (24). Usually, the cranio-caudal size of the heart to be covered by the scan is in the range 10-12 cm. 4-slice CT scanners with 500ms rotation time and an individual detectorwidth of 1.0 mm, cover the entire heart during a 30-40s breathhold with reconstructed slice-width of 1.3mm (25). For optimal image quality the reconstruction window within the cardiac cycle should be selected individually for each of the three major coronary arteries (26-28).

The results of MDCT coronary angiography in the detection and quantification of coronary lesions with 4-row technology obtained so far from different centers are encouraging (29,30) (Tab. 1): CTA of the coronary arteries yielded a sensitivity of 75-90%, a specificity of 90-95%, a positive predictive value of 0.7-0.9, and a negative predictive value of 0.8-0.9 for detection of hemodynamically significant stenoses in the major segments of the coronary arteries (24). However, in these studies 20-30% of the proximal arteries could not be adequately evaluated.

True isotropic resolution has not been reached with 4slice CT systems. Consequently an increased number of simultaneously acquired slices and sub-millimeter collimation for cardiac applications was the next step on the way towards true isotropic scanning with multislice CT. The 16-row multislice CT scanner Siemens SOMATOM Sensation 16 was introduced in 2002, offering simultaneous acquisition of 16 slices with 0.75 mm or 1.5mm collimated slice width each. Similar to the 4-slice CT scanner the SOMATOM Sensation 16 has an Adaptive Array Detector. It consists of 24 detector inyecta un bolo de 120 mL de contraste no iónico (400 mgL/ mL, Iomeron 400) a través de un catéter calibre 18 en la vena antecubital (24). Usualmente, el tamaño cráneo-caudal del corazón cubierto por el escáner, está en el rango de 10-12 cm. Los escáneres de TC de 4 cortes con un tiempo de rotación de 500 ms y un detector de anchura de 1.0 mm cubren la totalidad del corazón durante una retención de la respiración de 30-40 segundos con un ancho de corte reconstruido de 1.3 mm (25). Para una calidad de imagen óptima, la ventana de reconstrucción del ciclo cardíaco debería ser seleccionada individualmente para cada una de las arterias coronarias mayores (26-28).

Los resultados de la angiografía coronaria de TCDM en la detección y cuantificación de lesiones coronarias con tecnología de 4 filas obtenidos hasta ahora, de diferentes centros, son alentadores (29, 30) (Tabla 1). La angiografía TC de las arterias coronarias da una sensibilidad de 75% y 90%, una especificidad de 90% y 95%, un valor predicitivo positivo de 0.7-0.9 y un valor predicitivo negativo de 0.8 y 0.9 para la detección de estenosis hemodinámicamente significativas en los segmentos mayores de las arterias coronarias (24). Sin embargo, en estos estudios 20% a 30% de las arterias proximales no pudo ser evaluado adecuadamente.

No se ha podido alcanzar una resolución isotrópica verdadera con sistemas de TC de 4 cortes. Consecuentemente, un aumento en el número de cortes adquiridos simultáneamente y una colimación sub-milimétrica para aplicaciones cardíacas, era el siguiente paso en la vía de exploración con escáner isotrópico verdadero con TC rows, the 16 central ones being 0.75 mm wide in the center of rotation, the 4 outer ones on both sides being 1.5 mm wide (Fig. 1). The total z-coverage in the iso-center is 24 mm. For CTA of the coronary arteries a collimation of 0.75mm (13.2mm/s feed) with a gantry rotation time of 420ms is used. Spiral scanning with sub-millimeter slices represents an important step on the way towards true isotropic resolution for routine clinical applications. As a consequence, the distinction between longitudinal and in-plane resolution may gradually become a historical remnant, and the traditional axial slice will loose its clinical predominance.

The simultaneous acquisition of 0.75-mm cross-sections yields higher spatial resolution, and at the same time, the overall scan time is substantially shorter than with previous scanners. Improved spatial resolution, through reduction of partial volume effects, improves diagnostic accuracy and potentially reduces the problems caused by calcification, whereas a shorter scan time may improve scan quality through the shorter breathhold duration and, in addition, requires less contrast agent Finally, the faster rotation (420 ms) compared with previous scanners provides higher temporal resolution (Fig. 2). The protocol for obtaining a coronary CTA in our institution was changed accordingly: First, a precontrast scan is performed to determine the total calcium burden of the coronary tree (collimation 1.5 mm, table feed 3.8 mm/rotation, tube current 133 eff. mAs at 120 kV). To determine the circulation time, 20 ml of contrast media (20 ml at 4 ml/s, 400mg iodine/ml, lomeron 400) and a chaser bolus of 20 ml saline is administered in an antecubital vein. By using

Tabla 1
RESULTADOS DE ANGIOGRAFÍAS CON TCMD DE 4 Y 16 FILAS
PARA LA DETECCIÓN DE ESTENOSIS HEMODINÁMICAMENTE
RELEVANTES. N = NÚMERO DE PACIENTES INCLUIDOS EN EL
ESTUDIO

Autor	n	Sensibilidad	Especificidad
		(%)	(%)
TCMD de 4 filas			
Kopp y cols. (47)	102	86	93
Achenbach y cols. (48)	64	91	84
Becker y cols. (7)	48	82	97
Nieman y cols. (49)	31	91	97
Nitatori y cols. (49)	18	40	71
Fischbach y cols. (50)	27	76	93
Herzog y cols. (51)	120	71	92
TCMD de 16 filas			
Küttner y cols. (52,53)	60	72/98 *	97/98 *
Ropers (31)	77	73/92 **	92/90 **
Niemann (32)	59	95 ***	86 ***

\*Datos para pacientes con puntaje de Ca <1000, \*\*datos para pacientes con frecuencia cardíaca < 60, \*\*\* sólo vasos con diámetro > 2 mm incluidos.

Table 1

RESULTS FOR 4- AND 16-ROW MDCT-ANGIOGRAPHY (MDCTA) FOR DETECTION OF HEMODYNAMICALLY RELEVANT STENOSES. N = NUMBER OF PATIENTS INCLUDED IN THE

31001.					
Author	n	Sensitivity (%)	Specificity (%)		
4-row MDCTA					
Kopp et al. (47)	102	86	93		
Achenbach et al.(48)	64	91	84		
Becker et al. (7)	48	82	97		
Nieman et al. (10)	31	91	97		
Nitatori et al. (49)	18	40	71		
Fischbach et al. (50)	27	76	93		
Herzog et al. (51)	120	71	92		
16-row MDCTA					
Küttner (52,53)	60	72/98 *	97/98 *		
Ropers (31)	77	73/92 **	92/90 **		
Niemann (32)	59	95 ***	86 ***		

 $^{\ast}$  data for patients with Ca-Score <1000,  $^{\ast\ast}$  data for patients with heartrate < 60,  $^{\ast\ast\ast}$  only vessels with diameter > 2 mm included

multicorte. El escáner de TC muti-corte de 16 filas de Siemens Somatom Sensation 16, fue introducido en 2002, ofreciendo una adquisición simultánea de 16 cortes con 0.75 mm o 1.5 mm de ancho colimado por corte. De forma similar al escáner de TC de 4 cortes, el Somatom Sensation 16 tiene un detector adaptativo de formación. Consta de 24 filas de detección; las 16 centrales tienen un ancho de 0.75 mm en el centro de rotación, y las 4 externas en ambos lados son de un ancho de 1.5 mm (Figura 1). El cubrimiento total en el iso-centro es de 24 mm. Para la angiografía de TC de las arterias coronarias se utiliza una colimación de 0.75 mm (13.2 mm/s de alimentación) con un tiempo de rotación gantry de 420 ms. La exploración con escáner espiral con cortes sub-milimétricos representa un paso importante en la vía hacia una resolución isotrópica verdadera para aplicaciones clínicas de rutina. Como consecuencia, la distinción entre resolución longitudinal y resolución en planos, puede convertirse gradualmente en un remanente histórico, y el corte axial tradicional perderá su predominancia clínica.

La adquisición simultánea de cortes seccionales de 0.75mm, da una resolución espacial mayor, y al mismo tiempo, el tiempo total de exploración con escáner es sustancialmente menor que con escáneres previos. La resolución espacial mejorada a través de la reducción de efectos de volúmenes parciales, mejora la precisión diagnóstica y reduce potencialmente los problemas causados por la calcificación, mientras que un menor tiempo de exploración con escáner puede mejorar la calidad del mismo por la menor duración del tiempo de retención de



Figura 1. Detector adaptativo de formación utilizado en el Siemens Somatom Sensation 16.

lzquierda: dibujo esquemático. Por medio de una combinación adecuada de las señales de las 24 filas, las colimaciones 16\*0.75 mm y 16\*1.5 mm pueden ser realizadas. Derecha: imagen de un módulo detector que consiste de 16\*24 elementos detectores. 41

a dual-head power injector a total of only 80 ml intravenous contrast agent plus a 20 ml chaser bolus is injected (50 ml at 4.0 ml/s, then 30 ml at 2.5 ml/s). CT imaging starts at the diaphragm caudally of all cardiac structures and stops at the aortic root cranial to the coronary ostia. The contrast enhanced scan is acquired with a 0.75 mm collimation, a table feed of 3.8 mm/rotation, and a tube current 500 eff. mAs at 140 kV.

In a first study to assess 16-slice technology for coronary CTA we included a total of 60 consecutive patients referred to our institution for invasive coronary angiography due to suspected coronary artery disease (CAD) or suspected progress of a known CAD. In a total of 763 coronary segments conventional coronary angiograpy (CCA) detected a total of 75 lesion >50%. MDCT correctly assessed 54 (72 %) of these. 21 lesions were missed or incorrectly underestimated (3 lesion missed due to motion artefacts, 9 had severe calcifications and 9 lesions were missed despite sufficient image quality). 21 lesions were overestimated and counted as false positive. Sensitivity was 72%, specificity 97%, the positive predictive value 72% and the negative predictive value was 97%. However, when limiting the analysis to patients with an arbitrarily chosen threshold of 1000 Agatston Score Equivalent (ASE) (n = 46, 14 patients had an ASE > 1000) as criteria for severe calcifications, CCA detected a total of 40 lesions > 50 %. MDCT correctly assessed 39 (95%) of these. One lesion was missed in a marginal branch and 10 lesions were overestimated and counted as false positive. Threshold corrected sensitivity was 98%, specificity 98%, the positive predictive value 80% and the negative predictive value was 100% (Fig. 3).

Similar results were obtained by other groups (Tab. 1): Ropers et al. analyzed coronary stenoses in 16-row coronary MDCTA with a reference diameter down to 1.5 mm, thus covering all lesions that may be potential targets for revascularization (31). Both motion and calcification rendered fewer arteries (12%) unevaluable than in most previous studies and a high sensitivity (92%) and specificity (93%) for the detection of coronary stenoses was achieved (31). Nieman et al. (32) demonstrated similar results with a sensitivity, specificity, and negative predictive value of 95, 86 and 97%, respectively, in a comparable patient population using the same 16 slice CT technology. However, their analysis was restricted to the major branches with a vessel size  $\geq 2$  mm. Striking about this study was that only 7% of all coronary branches were poorly assessable.

# Imaging of coronary bypass grafts

Recurrence of angina pectoris in patients with previous coronary artery bypass graft (CABG) surgery due to severe coronary artery disease (CAD) is a common problem.

**Fig. 1.** Adaptive Array Detector used in the Siemens Somatom Sensation 16. Left: schematic drawing. By proper combination of the signals of the 24 detector rows, the basic collimations 16\*0.75 mm and 16\*1.5 mm can be realized. Right: picture of a detector module, which consists of 16\*24 detector elements.

42



Figura 2. Resolución temporal en mseg por 0.42 y 0.5 seg de rotación. Resolución temporal como una función de la frecuencia cardíaca para el enfoque ACV utilizando un tiempo de rotación del gantry de 0.5 seg respecto a 0.42 seg. Además de la mejoría absoluta, la resolución temporal muestra una diferente dependencia de la frecuencia cardíaca del paciente por un tiempo de rotación de 0.42 seg, alcanzando su óptimo (105 mseg) a 81 lpm. Esto tiene una relevancia clínica, pues la mayoría de las frecuencias cardíacas sin beta-bloqueadores se encuentran en el rango de 75 y 85 lpm.

**Fig. 2.** Temporal resolution in msec for 0.42 and 0.5 sec rotation. Temporal resolution as a function of the heart rate for the ACV approach using 0.5 sec resp. 0.42 sec gantry rotation time. In addition to the absolute improvement, the temporal resolution shows a different dependence on the patient's heart rate for 0.42 sec rotation time, reaching its optimum (105 msec) at 81 BPM. This is clinically important, since without administration of beta-blockers the majority of heart rates is in the range 75-85 BPM.

aire, además de requerir menos medio de contraste. Finalmente, la rotación más rápida (420 ms) comparada con escáneres previos, provee una resolución temporal más alta (Figura 2). El protocolo para obtener una angiografía de TC coronaria en nuestra institución fue cambiado en concordancia: primero se realiza una exploración con escáner de pre-contraste para determinar la carga total de calcio del árbol coronario (colimación 1.5 mm, alimentación de la mesa 3.8 mm/rotación, corriente del tubo 133 eff.mAs a 120 kV). Para determinar el tiempo de circulación, se administran 20 mL de medio de contraste (20 mL a 4 mL/ s, 400 mg iodeína/mL, Iomeron 400) y un bolo perseguidor de 20 mL de solución salina en la vena antecubital. Utilizando un inyector de doble vía, se inyecta un total de sólo 80 mL intravenosos de agente de contraste más un bolo perseguidor de 20 mL (50 mL a 4.0 mL/s, luego 30 mL a Coronary artery bypass graft surgery is usually performed in patients with advanced disease. Early graft occlusion is described in up to 23% of all patients, and a large number of patients develop angina pectoris within the initial 3 months. At present, the gold standard for direct visualization of coronary bypass grafts is invasive x-ray coronary angiography. Non-invasive imaging of coronary artery bypass grafts by computed tomography was first described in the early 1980s. Therefore, the aim of one of our fist studies with MDCT was to investigate whether detection of stenosis or occlusion of CABG is improved and facilitated by MDCT (33). In ten consecutive male patients with previous CABG surgery and 21 bypass grafts (14 venous grafts, seven arterial grafts) conventional coronary angiography and MSCT angiography (MSCTA) were performed. When comparing MDCTA with coronary angiography in regard of visualization and lesion detection in CABG it was found that 18 of 21 bypass grafts (86%) were analyzable by MDCTA: seven of 21 (33%) grafts showed a significant stenosis (75%), while six of them were detected by MDCTA (sensitivity: 86%, positive predictive value: 0.75). Dissection of one arterial graft could not be evaluated by MDCTA. Twelve of 13 grafts without severe lesion showed no significant stenosis in MDCTA (negative predictive value: 0.86). All grafts without severe lesions by MDCT showed no significant lesion in X-ray angiography (specificity: 100%). Similar results were reported by other groups.

The most important findings of these studies are as follows: (1) coronary artery bypass grafts can be visualized by MDCT with good image quality. This does not depend on the kind of graft (left internal mammary artery, venous bypass graft, sequential graft), and (2) lesion detection within CABG might be performed with good sensitivity and specificity. As already reported by recent studies, heart rate is of crucial importance for diagnostic image quality. Scans acquired from patients with heart rates higher than 65 beats /min showed significantly impaired image quality. In contrast to native vessels CABG show only minor calcification which allows for accurate analysis in most cases. Visualization of venous grafts can be performed with good image quality. This is mainly due to the large vessel size (diameter > 5-7 mm). We could show that lesion detection within segment 1 (proximal anastomosis) can be performed with good diagnostic accuracy. However, segment 3 (distal anastomosis) turned out to be more difficult and time-consuming. These segments need to be evaluated from different views, using additional image reconstruction modalities (MPR, MIP). Also indirect signs, such as complete contrast enhancement of the native coronaries distally to segment 3, were used to evaluate bypass status. Evaluation of arterial grafts is, however, limited because of the smaller vessel diameter (<5 mm), and a sometimes insufficient contrast enhancement. Moreover, metal clips cause artifacts, prohibiting exact evaluation of the affected segment (33).

# Plaque imaging

The underlying pathophysiological mechanism of acute coronary syndrome is plaque disruption,

2.5 mL/s). La imagen de TC empieza en el diafragma caudalmente a todas las estructuras cardíacas, y se detiene en la raíz aórtica craneal al ostium coronario. El escáner con contraste se adquiere con una colimación de 0.75 mm, a una alimentación de la mesa de 3.8 mm/rotación y a una corriente del tubo de 500 eff. As a 140 kV.

En un primer estudio para evaluar la tecnología de 16 cortes para angiografía de TC coronaria, incluimos un total de 60 pacientes consecutivos referidos a nuestra institución para angiografía coronaria invasiva debido a sospecha de enfermedad arterial coronaria (EAC) o la sospecha del progreso de EAC conocida. En un total de 763 segmentos coronarios, la angiografía coronaria convencional (ACC), detectó 75 lesiones > 50%. La TCDM evaluó correctamente 54 (72%) de éstas. 21 lesiones fueron pasadas por alto o incorrectamente subestimadas (3 lesiones por artefactos de movimiento, 9 tenían calcificaciones severas, y 9 lesiones fueron ignoradas, a pesar de tener una calidad de imagen suficientemente buena). 21 lesiones fueron sobreestimadas y contaron como falsos positivos. La sensibilidad fue de 72%, la especificidad de 97%, el valor predictivo positivo de 72% y el valor predictivo negativo, de 97%. Sin embargo, al limitar el análisis a pacientes con un umbral escogido arbitrariamente de 1000 equivalentes del puntaje Agatston, (EPA; ASE) (n = 46, 14 pacientes tuvieron un EPA > 1000) como criterio para calcificaciones severas, la ACC detectó un total de 40 lesiones > 50%. La TCDM evaluó correctamente 39 (95%) de éstas. Una lesión fue pasada por alto en una rama marginal y 10 lesiones fueron sobreestimadas y contaron como falsos positivos. La sensibilidad corregida del umbral fue 98%, la especificidad 98%, el valor predictivo positivo fue 80% y el valor predictivo negativo fue 100% (Figura 3).

Otros grupos obtuvieron resultados similares (Tabla 1); Ropers y colaboradores analizaron estenosis coronarias en TCDM de 16 filas con un diámetro de referencia tan bajo como 1.5 mm, cubriendo así todas las lesiones que pudieran ser blanco potencial para revascularización (31). Tanto el movimiento como las calcificaciones hicieron que fuera posible evaluar más arterias, antes consideradas como no evaluables (12%) en la mayoría de los estudios previos, y se alcanzaron sensibilidad (92%) y especificidad (93%) altas para la detección de estenosis coronaria (31). Niemann y colaboradores (32) demostraron resultados similares con sensibilidad, especificidad y valor predictivo negativo de 95%, 86% y 97%, respectivamente, en una población de pacientes equiparable, utilizando la misma tecnología de TC de 16 cortes. Sin embargo, este análisis fue restringido a las ramas mayores con un tamaño por vaso ≥ 2 mm. Impacta de este estudio, que sólo 7% de todas las ramas coronarias fueron pobremente valoradas.

subsequent thrombosis and acute myocardial infarction. Direct visualization of epicardial coronary arteries is necessary to assess the focal severity and clinical relevance of these vessel wall alterations. The visualization of plaques has a twofold clinical background. On one hand obstructive coronary artery disease causing chronic ischemia to the vessel dependent myocardial tissue needs to be assessed to determine an adequate revascularization strategy (condition of stable angina pectoris). On the other hand precursors of the already mentioned unheralded plague rupture causing unstable angina, myocardial infarction or sudden death should be assessed to take preventive measures to avoid these acute coronary syndromes. Evidence suggests that atherosclerotic plaque composition and configuration are important predictors of plague stability. Most ruptures occur in plaques containing a soft, lipidrich core that is covered by a thin and inflamed cap of fibrous tissue. Small ruptures often remain clinically silent, but more extensive plaque ruptures may cause the onset of unstable angina, myocardial infarction or sudden death. Thus, the reliable non-invasive detection and classification of coronary lesion would constitute an important step forward in risk stratification of patients with known or suspected coronary artery disease. Currently only highly invasive intravascular ultrasound allows assessment of plaque composition.

Intravascular ultrasound imaging offers several advantages in the evaluation of CAD. First, due to the imaging from inside the vessel, ICUS provides images of the atherosclerotic plaque, not only the lumen. Tomographic orientation of ICUS offers a three dimensional visualization of the entire circumference of the vessel wall and not just biplanar projections. Also, correct angiographic vessel or stenosis measurements (QCA) requires calibration to correct for radiographic magnification, a potential source for errors. ICUS uses an electronically generated scale, performing direct planimetry. The tomographic perspective of ultrasound enables an assessment of vessels that are difficult to image by angiography, including diffusely diseased segments, ostial or bifurcation stenoses, as well as eccentric plagues.

ICUS consists of a catheter incorporating a miniaturized transducer and a console to reconstruct the images. Ultrasound frequencies between 20 and 50 MHz are used, yielding a practical axial resolution of ≈150 mm. Lateral resolution averages 250 mm. Current catheters range from 2.6 and 3.5 French (0.87 to 1.17 mm) and can be placed through a 6-French guiding catheter. Mechanically rotated devices and multielement electronic arrays are available. Standard

# Imaginología de injertos de puentes coronarios

La recurrencia de angina pectoris en pacientes con cirugía previa de injertos de puentes arteriales coronarios (IPAC) por enfermedad arterial coronaria (EAC) severa, es un problema común. La cirugía de injertos de puentes arteriales coronarios es generalmente realizada en pacientes con enfermedad avanzada. La oclusión temprana de injertos está descrita hasta en 23% de todos los pacientes y un gran número desarrolla angina pectoris dentro de los 3 primeros meses. Hoy, la prueba de oro para la visualización directa de los injertos de puentes coronarios es la angiografía coronaria invasiva de rayos-x.



Figura 3. Paciente de 59 años con cambios de pared conocidos en la arteria coronaria descendente anterior izquierda proximal sin obstrucción significativa. Todo el árbol coronario es visible (a) + (b). Excelente calidad de imagen del árbol coronario, con calcificaciones moderadas presentes únicamente (Puntaje de Agatston 257). (c) Visualización de toda la arteria coronaria derecha hasta el ápex. Protocolo: Colimación 12 x 0.75 mm, pitch 0.31, 80 mL lomeron 400.

Fig. 3. 59-year old patient with known wall changes in proximal LAD without significant obstruction. The entire coronary tree is well visualized (a) + (b). Excellent image quality of the displayed coronary tree with only moderate calcifications present (Agatston-Score 257). (c) Visualization of the entire RCA up to the apex. Protocol: Collimation 12 x 0.75 mm, pitch 0.31, 80 cc lomeron 400.

La imaginología de injertos de puentes arteriales coronarios no invasiva por tomografía computarizada, fue descrita inicialmente a principios de los años ochenta. Por lo tanto, la meta de uno de nuestros primeros estudios con TCDM fue investigar si la detección de estenosis o de oclusión de IPAC es mejorada o se facilita por medio de TCDM (33). Se realizaron angiografía coronaria convencional y angiografía con TCDM (ATCMD) en diez pacientes consecutivos de género masculino con previa cirugía de IPAC y 21 injertos de puentes (14 injertos venosos y 7 injertos arteriales). Al comparar la ATCMD con la angiografía coronaria respecto a la visualización de la lesión y la detección de la misma en IPAC, se encontró que 18 de 21 injertos de puentes (86%) eran analizables por ATCMD (sensibilidad: 86%, valor predictivo positivo: 0.75). La disección de un injerto arterial no pudo ser evaluada por ATCMD. Doce ó 13 injertos sin lesión severa no mostraron una estenosis significativa en ATCMD (valor predictivo negativo: 0.86). Ninguno de los injertos sin lesiones severas por TCDM mostró una lesión significativa en angiografía de rayos-x (especificidad: 100%). Resultados similares fueron reportados por otros grupos.

Los hallazgos más importantes de estos estudios son los siguientes: (1) los injertos de puentes arteriales coronarios pueden ser visualizados por TCDM con buena calidad de imagen. Esto no depende del tipo de injerto (arteria mamaria interna izquierda, injerto de puente venoso, injerto secuencial) (2) la detección de lesiones dentro de injertos de puentes arteriales coronarios debe ser realizada con una buena sensibilidad y especificidad. Como ya se ha reportado en estudios techniques for intracoronary catheter delivery are used for intravascular examination. The operator advances or retracts the ICUS device over the wire, recording the data for subsequent analysis. A motorized pullback device is used to withdraw the catheter at a constant speed (0,5 mm/sec). Complication rates of an ICUS exam varies from 1% to 3%; transient spasm being the most frequent complication. The complication rate of major dissection or vessel closures is  $\approx 0,5\%$ .

When MDCT was introduced in 1999, soon evidence was found, that even preclinical atheroma and non-calcified plague tissue could be identified. However, these early results had to be confirmed whether MDCT was really able to correctly assess not only the severity of the lumen loss, but also plaque composition and plaque configuration. Thus, the purpose of one of our first studies was to investigate whether plaque composition as assessed by MDCT was corresponding to the gold standard ICUS. Atotal of 15 patients that were scheduled for ICUS-guided percutaneous transluminal angioplasty (PTCA) were enrolled in this study. Angiographic exclusion criteria were left main disease, total occlusions and vessel diameter < 2mm and bypass lesions. According to the study protocol, all patients were examined by MDCT within 24 hours prior to the coronary intervention. Immediately before the intracoronary intervention, ICUS was performed to analyze the vessel configuration proximal to the target lesion and within the lesion. To ensure that identical plaques were assessed by the different techniques and to allow for precise correlations, landmarks such as the origin or sidebranches and the distance to the target lesion were used. The

recientes, la frecuencia cardíaca es de importancia crucial en la calidad de la imagen diagnóstica. Las imágenes de escáner obtenidas de pacientes con frecuencias cardíacas mayores de 65 pulsaciones/minuto mostraron una calidad significativamente deteriorada. En contraste a los vasos nativos, los IPAC solamente mostraron una menor calcificación, lo que permite un análisis preciso en la mayoría de los casos. La visualización de los puentes venosos puede ser realizada con buena calidad de imagen, esto se debe principalmente al gran tamaño del vaso (diámetro >5-7 mm). Pudimos mostrar que la detección de lesión dentro del segmento 1 (anastomosis proximal) puede ser realizada con buena precisión diagnóstica. Sin embargo, los segmentos 3 (anastomosis distal) resultaron ser más difíciles y consumidores de tiempo. Estos segmentos necesitan ser evaluados desde diferentes puntos de vista, utilizando modalidades de reconstrucción de imágenes adicionales (MPR, MIP). También fueron utilizados signos indirectos como un realce completo del contraste de las coronarias nativas distal al segmento 3, para evaluar el estado del puente. La evaluación de puentes arteriales es, sin embargo, limitada, debido al diámetro del vaso más pequeño (< 5 mm) y a veces, al realce de contraste insuficiente. Además, los clips de metal causan artificios, impidiendo una evaluación exacta del segmento afectado (33).

# Imaginología de las placas

El mecanismo patofisiológico involucrado en el síndrome coronario agudo es la disrupción de la placa, seguida por trombosis e infarto agudo del miocardio. La visualización directa de las arterias coronarias epicardiales es necesaria para evaluar la severidad focal y la relevancia clínica de estas alteraciones de la pared del vaso. La visualización de las placas tiene un significado clínico doble. De un lado, la enfermedad arterial obstructiva coronaria causando isquemia crónica al tejido miocárdico dependiente del vaso, debe ser evaluada para determinar una estrategia de revascularización adecuada (condición de angina pectoris estable). De otro lado, los precursores de la ya mencionada ruptura no anunciada de la placa, causando angina inestable, infarto del miocardio o muerte súbita, deben ser evaluados para tomar medidas preventivas para evitar estos síndromes coronarios agudos. Hay evidencia que sugiere que la composición de las placas ateroescleróticas y su configuración son importantes predictores de la estabilidad de la placa. La mayoría de las rupturas ocurre en placas que contienen un centro blando rico en lípidos, que está cubierto por un tapón delgado e inflamado de tejido fibroso. Pequeñas rupturas permanecen con frecuencia clínicamente silenciosas, pero rupturas de placas más extensas pueden causar el inicio de una angina inestable, infarto del miocardio o muerte súbita. De esta forma, la detección confiable no invasiva y la clasificación de la lesión coronaria, podrían constituir un importante adelanto

assessed plaque configuration was classified according to the following ICUS criteria published by our group and others : Soft plaques: More than 80% percent of the plaque area is composed of tissue with an echogenity of lower than the echogenity of the surrounding adventitia; Intermediate plaques: More than 80% percent of the plaque area is composed of tissue producing echoes as bright or brighter than those of the surrounding adventitia but without acoustic shadows; Calcified plaques: This plaque type involves bright echoes with acoustic shadowing accompanying > 90° of the vessel wall circumference (Fig. 4).

A total of 34 plaques (RCA n=12, LAD n=22) were analyzed by both methods with respect to lesion configuration. On ICUS, 12 plaques were classified as as soft, 5 plaques as intermediate and 17 plagues as calcified (Fig. 5). When comparing these data to MDCT data, the plaques identified by ICUS as soft had a mean densitiv  $14 \pm 26$  HU, those classified as intermediate had a mean density of 91  $\pm$  21 HU and calcified plagues had a mean density  $419 \pm 194$  HU. Calcifications were also found in intermediate plagues, however only small sprinkles of calcium deposits were found. Interestingly even with only 34 plaques analyzed, the test for statistical significance was highly positive (Kruskal-Wallis test, p < 0.0001). Since some patients had up to 5 plagues, plague density results had to be tested for independence of the patient itself. First it was tested whether patient groups with either one, two, three, four, or five plaques were significantly different from each other, which was not the case (p=0.876). Also the independence of patient group and plaque composition was demonstrated (p=0.817). These data suggest that MDCT is capable of differentiation between different plague compositions. The density measurements performed by MDCT correlated highly with the well established ICUS criteria «soft», «intermediate» and «calcified». There was no overlap in the mean density values among the three groups of plaques. Thus, especially soft plaques with presumably lipid-rich core might be identified by density values <50HU. Intermediate plagues showed a density ranging from 50-119 HU. Lesions with a density >120 HU correlated to calcified plaques in the ICUS study. A more precise view by MDCT on plaque configuration by visualizing lipid cores, fibrous caps or smallest calcified sprinkles was restricted due to limited spatial resolution of 4-row MDCT used in this first study.

In 2002 with the introduction of the 2<sup>nd</sup> generation of multi-slice spiral scanners with up to 16 detector rows and a gantry rotation time as low as 420 ms, an improved tool to visualize coronary lesion became available. Next to a possible prognostic factor of plaque visualization, a keen interest remains whether plaque morphology also is a predictor for the assessment of stenosis. To answer this question a total of 41 patients, referred to our institution for conventional coronary angiography (CCA) were also examined en la estratificación del riesgo de los pacientes con enfermedad arterial coronaria conocida o sospechada. Actualmente, sólo las ecografías intravasculares invasivas permiten la evaluación de la composición de las placas.

La imaginología intravascular ecográfica ofrece ciertas ventajas en la evaluación de la EAC. Primero, debido a la imaginología desde adentro del vaso, la ecografía intracoronaria (EIC) provee imágenes de la placa ateroesclerótica; no sólo del lumen. La orientación tomográfica de la EIC ofrece una visualización tridimensional de la circunferencia completa de la pared del vaso, y no solamente proyecciones biplano. Además, las mediciones angiográficas correctas de los vasos o las estenosis (QCA) requieren de calibración para corregir la magnificación radiográfica, una fuente potencial de errores. La EIC utiliza una escala generada electrónicamente, realizando planimetría directa. La perspectiva tomográfica de la ecografía permite una evaluación de vasos que son difíciles de visualizar por angiografía, incluyendo segmentos afectados difusamente, estenosis del ostium o de bifurcaciones, así como placas excéntricas.

La EIC consiste de un catéter que incorpora un transductor miniaturizado y una consola para reconstruir las imágenes. Las frecuencias de ultrasonido entre 20 y 50 MHz son utilizadas, brindando una resolución práctica axial de ≈150 mm. La resolución lateral tiene un promedio de 250 mm. Los catéteres actuales oscilan entre 2.6 y 3.5 French (0.87-1.17 mm) y pueden ser puestos a través de un catéter guía de 6-French. Están disponibles dispositivos mecánicamente rotados y conjuntos electrónicos multi-elemento. Se utilizan técnicas estándar de colocación de catéteres intracoronarios, para el examen intravascular. El operador avanza o retrae el dispositivo de EIC sobre la guía, grabando los datos, para un análisis subsiguiente. Se utiliza un dispositivo motorizado retráctil para retirar el catéter a una velocidad constante (0.5 mm/s). Las tasas de complicaciones del examen de EIC varían de 1% a 3%; siendo el espasmo transitorio la complicación más frecuente. La tasa de complicaciones de disección mayor o de cierre del vaso es  $\approx 0.5\%$ .

Cuando la TCDM fue introducida en 1999, rápidamente se evidenció que aún los ateromas preclínicos y las placas de tejido no calcificado podían ser identificados. Sin embargo, estos resultados tempranos debían ser confirmados para probarsi la TCDM era capaz de evaluar correctamente no sólo la severidad de la pérdida de la luz, sino también la composición y la configuración de la placa. Por esto, el propósito de uno de nuestros estudios era investigar si la composición de la placa evaluada por TCDM correspondía a la prueba estándar de EIC. Un total de 15 pacientes que habían sido programados para angioplastia transluminal percutánea (ATP) guiada por EIC, fueron enlistados en este estudio. Los criterios de exclusión by 16-row MDCT. The primary aim of this pilot study was to use 16-row MDCT to analyze different types of plagues and their predominance in high grade lesions. On the basis of original axial slices, 3D-Volume-Rendering images as well as thin-sliding maximum-intensity-projections, each coronary plaque identified by CCA as a highgrade stenotic lesion or occlusion was assessed (Fig. 6-8). Depending on the identified plague composition, each plaque was classified in one of 6 groups as follows: 1 calcified plague adhered to vessel wall, no vessel obstruction, 2 - calcified plague, CT morphologically complete vessel obstruction, 3 - calcified plaque conglomerate, 4 - non-calcified plaque, 5 - mixed plaque with calcifications predominantly present, 6 - mixed plaque with non-calcified tissue predominantly present. (Fig. 9). Conventional coronary angiography revealed a total of 49 high grade lesions (> 70%) and 20 complete occlusions in a total of 533 coronary artery segments. All 69 plaques causing high grade stenosis or complete occlusion could be reliably detected by MDCT (Fig. 6, 7). No plaque was attributed group 1 characteristics. 1 plaque was attributed group 2 characteristics, 6 plaques had group 3 characteristics, 20 plaques had group 4 characteristics, 29 plaques were assigned to group 5 and 13 plaques to group 6. Thus, of all high-grade lesions only 9/69 (13%) were caused by calcified plaques. «Soft plagues» (group 4 plagues) caused already 20/69 (29%) highgrade lesions and the majority of all high-grade lesions was caused by mixed plaques 42/69 (61%), of which predominantly calcified plaques accounted for 29/69 (42%) lesions and group 6 (predominantly non-calcified plagues) accounted for 13/69 (19%) lesions (Fig. 8). These suggest that a binary decision tree calcified vs. non-calcified plaque tissue is not sufficient to characterize high grade lesions since both entities are present in the majority of high-grade lesions (Fig. 10).

# Functional imaging

With ECG-gated MDCT spiral scanning 2D or 3D images can be reconstructed in incrementally shifted heart phases with a temporal resolution of up to 125 ms. With multiplanar reformation, the heart can be displayed in any desired plan, such as the short and long axis. This allows functional analysis in a one stop shopping approach for every patient undergoing CTA of the coronary arteries (Fig. 11). The ability to obtain functional information from routine contrast-enhanced cardiac examinations on a conventional whole-body CT scanner could obviate the need for an additional study with a second imaging modality. Halliburton et al. evaluated MDCT as a method for volume determination of the left ventricle by comparison to the gold standard, cine magnetic resonance imaging in fifteen patients with chronic ischemic heart disease (34). Measurement of left ventricular volume during end-diastole and end-systole volume with MDCT compared to MRI on a fast gradient system was significantly less for both volumes. However, values for ejection fraction with MDCT and MRI were not statistically

angiográfica fueron enfermedad del tronco izquierdo, oclusión total, diámetros de vasos < 2 mm y lesiones de puentes. De acuerdo con el protocolo del estudio, todos los pacientes eran examinados por TCDM en las 24 horas previas a la intervención coronaria. Inmediatamente antes de la intervención intracoronaria, se realizaba EIC para analizar la configuración del vaso, proximal a la lesión blanco y dentro de la lesión. Para asegurarse que placas idénticas eran evaluadas por diferentes técnicas y para permitir correlaciones precisas, se utilizaron puntos de referencia tales como el origen o ramas laterales y la distancia hasta la lesión blanco. La configuración de la placa evaluada era clasificada de acuerdo con los siguientes criterios de EIC, publicados por nuestro grupo y por otros: placas blandas: más de 80% del área de la placa está compuesta por tejido con una ecogenicidad menor que la ecogenicidad de la adventicia adyacente; placas intermedias: más de 80% del área de la placa está compuesta por un tejido que produce ecos tan brillantes o más brillantes que aquellos de la adventicia adyacente, pero sin sombras acústicas; placas calcificadas: este tipo de placa involucra ecos brillantes con sombras acústicas, acompañando más del 90% de la circunferencia de la pared del vaso (Figura 4).

Un total de 34 placas (coronaria derecha n = 12, coronaria izquierda n = 22) fueron analizadas por ambos métodos, respecto a la configuración de la lesión. En EIC, 12 placas fueron clasificadas como blandas, 5 placas como intermedias y 17 placas como calcificadas (Figura 5). Al comparar estos datos con los de TCDM, las placas identificadas por EIC como blandas, tenían una densidad media de 14 ± 26 HU, aquellas clasificadas como intermedias tenían una densidad media de 91 ± 21HU, y las placas calcificadas tenían una densidad media de 419 ± 194HU.

También se hallaron calcificaciones en placas intermedias; sin embargo, sólo se encontraron pequeños esparcimientos de depósitos de calcio. Sorprendentemente, aunque sólo se analizaron 34 placas, la prueba para significado estadístico fue altamente positiva (prueba de Kruskal-Wallis, p < 0.0001). Ya que algunos pacientes tenían hasta 5 placas, los resultados de la densidad de la placa debían ser probados para el mismo paciente independientemente. Primero se probó si los grupos de pacientes con una, dos, tres, cuatro o cinco placas era significativamente diferente de los demás, lo que no fue el caso (p = 0.876). También se

different. Similar results were reported by several authors (35,36) (Fig. 12). The exact determination of left ventricular volume during end-systole seems to be the most critical issue with a temporal resolution of e» 125 ms. Further improvement in temporal resolution will facilitate functional analysis.

When multiple cardiac phases are extracted, animated movies of the beating heart can be available. However, only limited data is available for the usefulness of the functional assessment of wall motion using MDCT. Mochizuki et al. evaluated post-processing interactive multi-planar animation for the evaluation of wall motion in 15 patients in comparison with conventional left ventriculography (37). By extracting multiple cardiac phases, interactive animated movies were generated. Extracted cardiac phases ranged from 8 to 11, depending on the patient's heart rate. The interactive animated movies were displayed in 6 planes, the left ventricle was divided into 7 segments according to the AHA classification. Wall motion was visually scored into 3 grades: normal, hypokinesis, and akinesis (severe hypokinesis to dyskinesis). The scores of MDCT and biplane ventriculography agreed in 99 of 105 (94%) segments (37).

# Myocardial perfusion

Myocardial perfusion defects are often observed as low density in the risk area of acute myocardial infarction on contrast enhancement helical CT (38). However, the clinical meaning of this perfusion defect has not been elucidated yet. Koyama et al. presented first data on the potential role of CT in 45 patients with acute myocardial infraction in regard to the clinical outcome after successful reperfusion therapy (39). They visually assessed myocardial perfusion in



**Figura 4**. Criterios de EIC para la diferenciación de la placa: a) blanda; 80% del área de la placa menos ecogénica que la adventicia, b) intermedia: 80% del área de la placa isogénica o más ecogénica que la adventicia, c) calcificada: área de la placa altamente ecogénica, con eliminación del eco.

Fig. 4. ICUS criteria for the differentiation of plaque a) soft: 80 % of plaque area less echogenic than adventitia, b) intermediate: 80 % of plaque area isoechogenic or more echogenic than adventitia, c) calcified: plaque area highly echogenic with echo elimination.



Figura 5. Placa no calcificada, suave y rica en lípidos en coronaria descendente anterior izquierda (flecha). La placa fue confirmada por ecografía intracoronaria.

Fig. 5. Noncalcified soft lipid-rich plaque in LAD (arrow). The plaque was confirmed at intracoronary ultrasound.

demostró la independencia del grupo de pacientes y la composición de la placa (p = 0.817). Estos datos sugieren que la TCDM es capaz de realizar una diferenciación entre distintas composiciones de placas. Las mediciones de densidad realizadas por TCDM se correlacionaron altamente con los criterios bien establecidos de EIC para placas blandas, intermedias y calcificadas. No hubo coincidencia en los valores de densidad media entre los tres grupos de placas. Por lo tanto, especialmente las placas blandas con un centro presumiblemente rico en lípidos podrían ser identificadas por valores de densidad < 50 HU. Las placas intermedias mostraron una densidad entre 50-119 HU. Las lesiones con una densidad > 120 HU se correlacionaron con las placas calcificadas en el estudio de EIC. Una vista más precisa por medio de TCDM de la configuración de la placa, visualizando centros lipídicos, cápsulas fibrosas o formaciones calcificadas más pequeñas, fue restringida debido a la resolución espacial limitada de la TCDM de 4 filas utilizada en este estudio.

En 2002, con la introducción de escáneres de segunda generación de espiral multi-corte hasta con 16 filas detectoras y tiempo de rotación del gantry tan bajo como 420 ms, se dispuso de una herramienta mejorada para la visualización de lesión coronaria. Además de un posible factor pronóstico de la visualización de la placa, se mantiene un interés vivo respecto a si la morfología de la placa es también predictora para evaluación de la estenosis. Para contestar esta pregunta, un regard to the depth of the perfusion defect. When compared with SPECT these data corresponded nicely to the non-viable infarct area and its depth allowed to predict the outcome in the chronic phase. Even the volume of the infarcted area could be reliably assessed. In addition to these early perfusion defects Koyama found that in some patients the perfusion defects disappeared when the CT scan was repeated several minutes later (late enhancement) (40). In regard to the existence of early perfusion effect and late enhancement they classified patients with acute myocardial infarction into 3 groups: group-1 showing no perfusion abnormalities, group 2 showing early perfusion defect and late enhancement, group 3 showing persistent perfusion defect in early and late phase. Koyama concluded that this myocardial perfusion pattern on contrast enhanced CT might predict clinical outcome of acute myocardial infarction after reperfusion therapy (40).

Assessment of more than one or two time points of enhancementand the calculation of classic myocardial perfusion parameters with MDCT is even more challenging. In a first attempt Wintersberger et al . analyzed myocardial contrast dynamics using ECG-triggered MDCT in 9 patients (41). A prospectively ECG-triggered transaxial dynamic scan (4 × 5 mm) over 35 heart beats was applied to analyze myocardial enhancement patterns with subsequent assessment of perfusion parameters. Quantitative flow calculations revealed values close to those within normal myocardium (0.73 ± 0.20 ml/g/min). In regions of impaired blood supply amplitudes and upslopes of myocardial enhancement tended to be lower. They concluded that assessment of myocardial contrast dynamics is possible using MDCT, however, ventricular coverage and injection protocols need to be improved (41).

# Limitations

With 4-row technology a number of factors are known to decrease image quality of MDCTA and make image interpretation difficult (42). The two factors mostly held responsible are higher heart rates and severe calcifications. Becker was one of the first to describe the negative effect of higher heart rates on image quality. These data have been confirmed by others (43): excellent diagnostic image quality can only be obtained at heart rates < 65 bpm. The reason for this heart rate limitation lies in the temporal resolution of the CT image acquisition and reconstruction system. To obtain heart rates below 65 bpm for optimal image quality either 80mg Esmolol i.v. or 50-100 mg metoprololtartrate orally can be administered prior to the scan.

Assessment of luminal diameter in the presence of severe calcifications yields unsatisfactory results. Especially if non-high grade coronary lesions are known, it can be difficult to determine the progress of that specific lesion. However there

total de 41 pacientes referidos a nuestra institución para angiografía coronaria convencional (ACC), fueron examinados también con TCDM de 16 filas. La meta primaria de este estudio piloto, era utilizar la TCDM de 16 filas para analizar diferentes tipos de placas y su predominancia en lesiones de alto grado. Con base en cortes axiales originales, se evaluaron imágenes volumétricas creadas en tercera dimensión así como proyecciones de corte fino y máxima intensidad (Figuras 6 a 8). Dependiendo de la composición identificada de la placa, cada una de estas fue clasificada en uno de 6 grupos así: 1-placa calcificada adherida a la pared del vaso, sin obstrucción, 2- placa calcificada, con obstrucción morfológica completa en TC, 3placa calcificada conglomerada, 4- placa no calcificada, 5placa mixta con predominancia de calcificaciones presentes, 6placa mixta con predominancia de tejido no calcificado presente (Figura 9). La angiografía coronaria convencional reveló un total de 49 lesiones de alto grado (>70%) y 20 oclusiones completas en un total de 553 segmentos arteriales coronarios. Todas las 69 placas causando un alto grado de estenosis o una oclusión completa, pudieron ser detectadas fielmente por TCDM (Figuras 6 y 7). A ninguna placa se le atribuyeron características del grupo 1. A una placa se le atribuyeron características del grupo 2, 6 placas tenían características del grupo 3, 20 placas tenían características del grupo 4; 29 placas fueron asignadas al grupo 5 y 13 placas al grupo 6. Por lo tanto, de todas las lesiones de alto grado, sólo 9/69 (13%) eran causadas por placas calcificadas. Las placas blandas (placas del grupo 4) causaron 20/69 (29%) lesiones de alto grado y la mayoría de todas las lesiones de alto grado fueron causadas por placas mixtas 42/69 (61%), de las cuales, las placas predominantemente calcificadas fueron responsables de 29/69 (42%) de las lesiones y el grupo 6 (predominantemente placas no calcificadas) fue responsable de 13/69 (19%) de las lesiones (Figura 8). Esto sugiere que un árbol binario de decisión de tejido de placas calcificado vs. no calcificado, no es suficiente para caracterizar lesiones de alto grado, ya que las dos entidades están presentes en la mayoría de las lesiones de alto grado (Figura 10).

# Imaginología funcional

Con la exploración con escáner espiral TCDM sincronizada con ECG, se pueden reconstruir imágenes en 2D ó 3D en fases cardíacas incrementalmente cambiadas con una resolución temporal hasta de 125 ms. Con la reformación multi-plano, el corazón puede ser exhibido en cualquier plano deseado, como en el eje largo y en el eje corto. Esto permite un análisis funcional en un acercamiento único para cada paciente a quien se le realice una angiografía de TC de las arterias coronarias (Figura 11). La habilidad para obtener información funcional a partir de exámenes cardiacos de rutina realzados con contraste en una exploración de escáner de TC de cuerpo entero, podría obviar la necesidad de un estudio adicional con una modalidad de

is only limited published data available that quantifies the amount of calcification critical for image interpretation. In a recent study we included a total of 66 patients with a history of coronary artery for MDCTA. Total calcium score as well as all coronary arteries including distal segments and side branches were assessed in respect of evaluability and the presence of coronary artery lesions or occlusions. Results were then compared to quantitative coronary angiography. Of all patients only 24 (36%) were diagnosed correctly. In the other 42 patients the clinical diagnosis was either not possible or incorrect. Artifacts due to elevated heart rates or severe coronary artery calcification were the main cause of degraded image quality inhibiting correct diagnosis. Analysis of the data suggested a threshold for maximum heart rate and maximum calcification (63 bpm and Agatston Score 300 respectively). A second analysis was made using these thresholds. Now 22 out of 24 (91%) patients were correctly diagnosed. This indicates that MDCTA can also be performed in patients with manifest coronary artery disease when selected properly within certain thresholds. Reasonable thresholds might be heart rates >63 bmp and severe

calcifications with a total Agatston score >300.

# Patient dose

Despite its undisputed clinical benefits multislice scanning is often considered to require increased patient dose (44). Indeed, a certain dose increase compared to single-slice CT is unavoidable due to the physical principles of multislice CT (45). During ECG-gated spiral imaging of the heart data are acquired with overlapping spiral pitch and continuous X-ray exposure. Thus, ECG-gated spiral acquisition requires higher patient dose than ECG-triggered sequential acquisition for comparable signal-to-noise ratio. When performing multiple reconstructions in different cardiac phases for optimal image quality of individual vessels all spiral data are used for image reconstructions and no data is omitted. To obtain the same diagnostic information multiple sequential acquisitions would have to be performed with repeated injections of contrast material. This would eventually result in the same or even higher Xray exposure. However, ECG-gated spiral acquisition by prospectively ECG-controlled on-line modulation of the tube output allows reduction of X-ray exposure (46). By reduction of the tube output during heart phases that are not likely to be targeted by the ECG-gated reconstruction dose savings up to 50% are possible. Dose is further reduced with increased number of simultaneously acquired slices. The collimated dose profile is in general a trapezoid in the axial direction. In the plateau region of the trapezoid, the entire focal spot is seen by the detector. In the penumbra regions, the focal spot is seen by the detector only partially, due to the limitation of the X-ray beam by the pre-patient collimator. With single-slice CT, the entire



Figura 6. Paciente de género femenino de 57 años con sospecha de EAC significativa. No se encontraron calcificaciones en todo el árbol coronario. a) La lesión de alto grado puede ser fácilmente detectada en la bifurcación de la arteria coronaria descendente anterior izquierda/ Descendente1. Protocolo: Colimación 12 x 0.75 mm, pitch 0.31, 80 mL Iomeron 400. b) Angiograma respectivo.

Fig. 6. 57-year old female patient with suspicion of significant CAD. No calcifications were found in the entire coronary tree (a). The high grade lesion can be easily detected at the bifurcation LAD/D<sub>1</sub>. Protocol: Collimation 12  $^{\prime}$  0.75 mm, pitch 0.31, 80 cc lomeron 400. (b). Corresponding angiogram.

imaginología secundaria. Halliburton y colaboradores evaluaron la TCDM como un método para la determinación del volumen en el ventrículo izquierdo, comparado con la prueba de oro, la resonancia cine magnética, en quince pacientes con enfermedad isquémica crónica cardíaca (34). Las mediciones del volumen ventricular de fin de diástole y del volumen de fin de sístole con la TCDM comparada con la resonancia nuclear magnética (RNM) en un sistema de gradiente rápido, fue significativamente menor para los dos volúmenes. Sin embargo, los valores de fracción de eyección



Figura 7. Paciente de género masculino de 58 años, con enfermedad de dos vasos (TCMD de 16 filas coronaria). Nótese la excelente calidad de imagen, así como la ausencia de calcificaciones en el sitio de la obstrucción. Se observan: lesión de alto grado en el ostium. a) y lesión en tandem en la circunfleja derecha. b) Protocolo: Colimación 12 x 0.75 mm, pitch 0.31, 80 mL lomeron 400.

Fig. 7. 58-year old male patient with two vessel disease (16-row coronary MDCTA). Note the excellent image quality as well as the absence of calcifications at the site of obstruction. Highgrade ostial lesion (a) and a tandem lesion in proximal RCX (b) are to be seen. Protocol: Collimation 12 ´ 0.75 mm, pitch 0.31, 80 cc lomeron 400.



Figura 8. Paciente de género masculino de 71 años, con enfermedad de tres vasos. (a). Prominentes calcificaciones en la arteria coronaria derecha, sin causar pérdida luminal significativa. En la arteria coronaria derecha descendente, una oclusión completa del vaso es causada por una placa mixta con presencia de tejido predominantemente no calcificado. b) Angiograma correspondiente.

a

b

**Fig. 8:** 71-year old male patient with tree vessel disease. (a). Prominent calcifications in the proximal RCA causing no significant lumen loss. In the decending RCA a complete vessel occlusion is caused by a mixed plaque with predominantly non-calcified plaque tissue present. (b). Corresponding angiogram.



Figura 9. Clasificación de diferentes composiciones de placas. La primera letra representa el esquema de la placa, la letra doble, una imagen real de los diferentes tipos de placas. a) + aa) nódulo calcificado, b) + bb) placa calcificada, c) + cc) placa blanda, d) + dd) placa mixta.

Fig. 9. Classification of different plaque composition. The first letter represents the plaque scheme, the double letter an actual CT image of the different plaque types. a) + aa): calcified nodule b) + bb): calcified plaque, c) + cc): soft plaque, d) + dd) mixed plaque.

Figura 10. Prevalencia de las placas no calcificadas en 65 pacientes consecutivos a quienes se les practicó ATCMD en un estudio reciente por Schröeder (54). Un total de 36/ 65 (55%) pacientes tuvieron calcificaciones coronarias con un puntaje de Agatston medio de 98 (mínimo: 1; percentil 25: 12.5; percentil 75: 390.5, máximo: 1582). En escáneres con contraste, n = 16/36 (45%) de estos pacientes, también mostraron placas no calcificadas. La presencia de calcificaciones coronarias pudo ser descartada en 29/65 (45%) pacientes. En este grupo de 3/29 (10%) de los pacientes tuvieron placas no calcificadas, en cortes axiales con contraste. La prevalencia de las placas no calcificadas fue 29% en todo el grupo de estudio, 45% en el grupo con placas calcificadas, y 10% en el grupo sin calcificaciones.





Fig. 10: Prevalence of noncalcified plaques in 65 consecutive patients undergoing MDCTA in a recent study by Schröder (54). A total of 36/65 (55%) patients had coronary calcifications with a median Agatston score of 98 (minimum: 1; 25th percentile: 12.5; 75th percentile: 390.5, maximum: 1582). On contrast enhanced scans n=16/36 (45%) of these patients showed also non-calcified plaques. The presence of coronary calcifications could be ruled out in 29/65 (45%) patients. In this group of patients, 3/29 (10%) patients had noncalcified plaques on contrast enhanced axial slices. The prevalence of noncalcified plaques was 29% in the whole study group, 45% in the group with calcified plaques, and 10% in the group without calcifications.

con TCDM y RNM no fueron estadísticamente diferentes. Resultados similares fueron reportados por varios autores (35, 36) (Figura 12). La determinación exacta del volumen ventricular de fin de sístole parece ser la cuestión más crítica con una resolución temporal ≥ 125 ms. Futuras mejoras en la resolución temporal facilitarán el análisis funcional.

Cuando se extraen múltiples fases cardíacas, se pueden obtener películas animadas del latido del corazón. Sin embargo, sólo existen datos limitados para la utilidad de la evaluación funcional de la motilidad de la pared utilizando TCDM.

Mochizuki y colaboradores evaluaron animaciones multiplano interactivas post-procesadas para la evaluación de la motilidad de la pared en 15 pacientes, en comparación con ventriculografía convencional izquierda (37). Al extraer múltiples fases cardíacas se generaban películas animadas interactivas. Las fases cardíacas extraídas variaban de 8 a 11, dependiendo de la frecuencia cardíaca del paciente. Las películas animadas interactivas eran expuestas en 6 planos; el ventrículo izquierdo era dividido en 7 segmentos de acuerdo con la clasificación de la AHA. La motilidad de la pared era marcada visualmente en tres grados: normal, hipoquinética y aquinética (hiopoquinesia severa a disquinesia). Las marcas en TCDM y en ventriculografía biplano coincidieron en 99 de 105 (94%) segmentos (37).

#### Perfusión miocárdica

Los defectos en la perfusión miocárdica frecuentemente se observan como bajas densidades en el área de riesgo de infarto agudo del miocardio en TC helicoidal con contraste (38). Sin embargo, el significado clínico de este defecto de perfusión no se ha elucidado aún. Koyoma y colaboradores presentaron los primeros datos sobre el rol potencial de la TC en 45 pacientes con infarto agudo del miocardio respecto a la evolución clínica tras una terapia de reperfusión exitosa (39). Evaluaron la perfusión cardíaca visualmente en relación con el defecto de perfusión. Cuando compararon estos datos con estudios de SPECT, éstos correspondieron bastante bien con el área de infarto no viable, y su profundidad permitió predecir la evolución en la fase crónica. Incluso el volumen del área infartada pudo ser evaluado fielmente. En adición a estos defectos de perfusión tempranos, Koyama encontró que en algunos pacientes los defectos de perfusión desaparecían cuando la exploración con escáner de TC era repetida varios minutos después (realce tardío) (40). Con respecto a la existencia de defectos de perfusión tempranos y realce tardío, los pacientes con infarto agudo del miocardio se clasificaron en 3 grupos: el grupo 1 no mostraba anomalías de perfusión; el grupo 2 mostraba defectos tempranos de perfusión y realce tardío; el grupo 3 mostraba defectos de perfusión persistentes





Figura 11. Reconstrucción de MPR en los ejes largo y corto, para análisis funcional. Esta tarea es facilitada por herramientas de software dedicado.

Fig. 11. Reconstruction of MPRs in the long and short axis for functional analysis. This task is facilitated by dedicated software tools.

trapezoidal dose profile can contribute to the detector signal. With multislice CT, only the plateau region of the dose profile may be used to ensure equal signal level for all detector slices. The penumbra region has to be discarded, either by a post-patient collimator or by the intrinsic selfcollimation of the multislice detector, and represents "wasted» dose. The relative contribution of the penumbra region increases with decreasing slice width, but it decreases with increasing number of simultaneously acquired slices. The relative dose utilization of the 4-slice CT scanner SOMATOM Volume Zoom is 70% for 4\*1 mm collimation and 85% for 4\*2.5 mm collimation. The 16-row scanner has an improved dose utilization of 76% / 82% for 16\*0.75 mm collimation and 85% / 89% for 16\*1.5 mm collimation, depending on the size of the focal spot (large / small).

# Outlook

The temporal resolution of current multi-slice CT scanners needs to be improved to provide motion-free and robust en fases tempranas y tardías. Koyama concluyó que estos patrones de perfusión miocárdica en CT realzada podrían predecir la evolución clínica de infartos agudos del miocardio tras terapias de reperfusión (40).

La evaluación de más de uno o dos puntos en el tiempo de realces y el cálculo de los parámetros de perfusión miocárdica clásicos con TCDM, es aún más desafiante. En un primer intento, Wintersberger y colaboradores analizaron dinámicas de contraste miocárdico utilizando TCDM dirigida por ECG en 9 pacientes (41). Se aplicó un escáner dinámico trans-axial dirigido por ECG (4 x 5mm) en 35 latidos cardíacos, para analizar los patrones de realce miocárdico con evaluaciones posteriores de los parámetros de perfusión. Los cálculos de flujo cuantitativos revelaron valores cercanos a aquellos dados para el miocardio normal  $(0.73 \pm 0.20 \text{ mL/g/min})$ . En regiones en donde el flujo sanguíneo estaba afectado, las amplitudes y las cuestas de realce miocárdico tendían a ser más bajas. Concluyeron que la evaluación de dinámicas



Figura 12. Cuadro de dispersión para volúmenes de fin de diástole (a) y de fin de sístole (b) obtenidos de angio convencional, versus TCMD en 30 pacientes. El volumen de eyección calculado (c) y la fracción de eyección (d) muestran una buena correlación de r = 0.88 y 0.82 (TCMD versus ventriculografía.

Fig. 12. Scatterplot for enddiastolic. a) and endsystolic (b) volume obtained from conventional angio versus 4-row MDCT in 30 patients. The calculated stroke volume (c) and ejection fraction (d) show good correlation of r = 0.88 and 0.82 (MDCT versus ventriculography).

de contraste miocárdico es posible utilizando TCDM. Sin embargo, el cubrimiento ventricular y los protocolos de inyección deben ser mejorados (41).

#### Limitaciones

Con la tecnología de 4 filas se conocen un número de factores que disminuyen la calidad de imagen de la angiografía por TCDM y hacen que la interpretación de la misma sea difícil (42). Los dos factores a los que se les atribuye responsabilidad son las frecuencias cardíacas altas y las calcificaciones severas. Becker fue uno de los primeros en describir el efecto negativo de frecuencias cardíacas altas en la calidad de la imagen. Estos datos han sido confirmados por otros autores (43): una excelente calidad de imagen puede ser obtenida solamente con frecuencias cardíacas < 65 lpm. La razón para esta limitación por la frecuencia cardíaca, está en la resolución temporal de la adquisición de imagen de la TC y el sistema de reconstrucción. Para obtener frecuencias cardíacas por debajo de 65 lpm para una calidad de imagen óptima, se pueden administrar esmolol 50-100

coronary imaging also for moderate and high heart rates. Increased temporal resolution can be achieved by segmented reconstruction techniques using 2 or more segments from consecutive heart cycles for reconstruction. Latest 16-slice scanners achieve 0.42s rotation time and a best temporal resolution of 105ms by using 2-segment reconstruction. However, segmented reconstruction can improve temporal resolution only in a limited range of heart rates and at the expense of blurring artifacts in the presence of heart rate changes. Further increased rotation speed is the most favorable approach to increase temporal resolution. E.g. 0.3s rotation time can produce a consistent temporal resolution of 150ms for all heart rates that may be able to provide motion-free data in patients with low and moderate heart rate (presumably up to 80min<sup>-1</sup>), thereby reducing the number of patients that require heart rate controlling medication. Obviously, significant development efforts will be needed to handle the increase of mechanical forces and the increased data transmission rates.

The ultimate CT-scanner should cover the entire coronary anatomy in a single heart beat without movement of the table.

Vol. 11 No. 1

ISSN 0120-5633

mg vía intravenosa o metoprololtartrato por vía oral, antes de la exploración con escáner.

La evaluación del diámetro luminal en presencia de calcificaciones severas, arroja resultados poco satisfactorios. Puede ser difícil determinar el progreso de una lesión coronaria específica conocida, especialmente, si no es de alto grado. Sin embargo, sólo hay una cantidad limitada de datos disponibles que cuantifiquen la cantidad de calcificación crítica para la interpretación de la imagen. En un estudio reciente incluimos a un total de 66 pacientes con historia de enfermedad coronaria para TCDM. La medición de calcio total así como todas las arterias coronarias incluyendo segmentos distales y ramas, fueron valoradas con respecto a su capacidad para ser evaluados, y a la presencia de lesiones arteriales coronarias u oclusiones. Los resultados fueron comparados con angiografía coronaria cuantitativa. De todos los pacientes, sólo 24 (36%) fueron correctamente diagnosticados. En los otros 42 pacientes, el diagnóstico clínico era imposible o incorrecto. Los artificios por frecuencias cardíacas elevadas o por calcificación arterial coronaria severa, fueron la principal causa de una calidad de imagen degradada, impidiendo un diagnóstico correcto. El análisis de los datos sugirió un umbral para máxima frecuencia cardíaca y máxima calcificación (63 lpm y puntaje de Agatston de 300, respectivamente). Se realizó un segundo análisis utilizando estos umbrales. Así, 22 de 24 (91%) pacientes fueron correctamente diagnosticados. Esto indica que la TACMD también puede ser practicada en pacientes con enfermedad arterial coronaria manifiesta cuando se seleccionan correctamente dentro de ciertos umbrales. Los umbrales razonables podrían ser frecuencias cardíacas > 63 lpm y calcificaciones severas con un puntaje total de Agatston > 300.

#### Dosis del paciente

Apesar de los beneficios clínicos no disputados, se considera que la exploración con escáner multicortes requiere de un aumento en la dosis del paciente (44). De hecho, cierto aumento comparado con la TC de corte simple es inevitable, debido a los principios físicos de la TC multicorte (45). Durante la imaginología espiral del corazón sincronizada con ECG, los datos son adquiridos mediante una superposición de un extremo espiral y una exposición a rayos-X continua. Por lo tanto, una adquisición espiral sincronizada con ECG requiere una dosis mayor para el paciente que una adquisición secuencial guiada por ECG para tasa de señal-a- ruido comparables. Cuando se realizan múltiples reconstrucciones en diferentes fases cardíacas para una imagen de óptima calidad de vasos individuales, todos los datos espirales son utilizados para la reconstrucción de la imagen y ninguno es omitido. Para obtener la misma información diagnóstica, se deberían realizar múltiples adquisiciones secuenciales con inyecciones de materiales de contraste repetidas. Esto resultaría eventualmente en la misma o, aún, en una

This can be achieved with area detectors that cover about 120mm scan range with at least 0.5mm spatial resolution. Area detector technology and related new cone beam reconstruction techniques are in research, that can provide in-plane and through-plane spatial resolution of 0.2mm. With these CT scanners imaging of high-resolution morphology as well as dynamic and functional information via repeated scanning of the same scan range may be possible. The application potential of such technology is being evaluated with first experimental systems using phantom models and post mortem hearts. Initial experience shows that today's flat panel detector technology is yet too limited in low contrast resolution and the high radiation dose that is needed to provide adequate signal-to-noise ratio even for high contrast studies is unacceptable for use in human subjects. Due to the intrinsic slow decay times of flat panel detectors available today only slow rotation times  $\geq 10$ s are possible at the present time.

#### Conclusion

The emergence of multidetector-row CT had significant impact on cardiac imaging. Cardiac calcium scoring and CTA of the coronary arteries as well as functional analysis are no longer limited to a dedicated EBCT scanner. Cardiac imaging can now be performed on a standard body MDCT scanner. Even with 4row technology non-invasive MDCTA provides high diagnostic accuracy in the detection of coronary stenoses. First results obtained with the recently introduced 16-row technology showed further improvement in terms of image quality and diagnostic accuracy. If further studies confirm these first results 16-row-MDCT could be recommended to act as a gate-keeper prior to cardiac catherizations. In addition, this new technology holds promise to allow for the non-invasive detection and characterization of coronary atherosclerotic plaques.

# Reference list

- Mannebach H, Hamm C, Horstkotte D. 17th report of performance statistics of heart catheterization laboratories in Germany. Results of a combined survey by the Committee of Clinical Cardiology and the Interventional Cardiology (for ESC) and Angiology Working Groups of the German Society of Cardiology-Cardiovascular Research for the year 2000. Z Kardiol 2001; 90: 665-67.
- Kwok BW, Lim TT. Cortical blindness following coronary angiography. Singapore Med J 2000; 41: 604-5.
- Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Georg C, Schröder S, Küttner A, Martensen J, Claussen CD. Multidetector CT des Herzens: Erste klinische Anwendungeiner retrospektiv EKG-gesteuerten Spirale mit optimierter zeitlicher und örtlicher Auflösung zur Darstellung der Herzkranzgefäße. Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 1-7.
- Sablayrolles JL, Besse F, Giat P. Technical developments in cardiac CT: 2000 update. Rays 2001; 26: 3-13.
- Gerber TC, Kuzo RS, Karstaedt N, Lane GE, Morin RL, Sheedy PF, Safford RE, Blackshear JL, Pietan JH. Current results and new developments of coronary angiography with use of contrast-enhanced computed tomography of the heart. Mayo Clin Proc 2002; 77: 55-71.
- Janowitz WR. Current status of mechanical computed tomography in cardiac imaging. Am J Cardiol 2001; 88: 35E-8E.
- Becker CR, Ohnesorge BM, Schoepf UJ, Reiser MF. Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT. Eur J Radiol 2000; 36: 97;103.
- 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.
- de Feyter PJ, Nieman K. New coronary imaging techniques: what to expect? Heart 2002; 87: 195-97.

mayor exposición a rayos-X. Sin embargo, la adquisición espiral sincronizada con ECG por modulación en línea del tubo de salida controlado por ECG de forma prospectiva, permite la reducción de la exposición a rayos-X (46). Es posible realizar 50% de reducción en las dosis de exposición disminuyendo la salida del tubo durante las fases cardíacas que no sean probables blancos para la reconstrucción sincronizada con ECG. La dosis se reduce aun más con un aumento en el número de cortes adquiridos simultáneamente. El perfil de dosis colimada es en general un trapezoide en la dirección axial. En la región de meseta del trapezoide, el punto focal entero es visto por el detector. En las regiones de penumbra, el punto focal es visto sólo parcialmente, debido a la limitación del haz de rayos-X por el colimador pre-paciente. Con TC de corte simple, el perfil total de dosis trapezoidal puede contribuir a la señal del detector. Con TC multicorte, sólo la región de meseta del perfil de dosis puede ser utilizada para asegurar un nivel de señal igual para todos los cortes detectores. La región de penumbra debe ser descartada por un colimador post-paciente o por la auto colimación intrínseca del detector multicorte, y re-presenta menos dosis desperdiciada. La contribución relativa de la región de penumbra aumenta con la disminución del ancho de los cortes, pero disminuye con el aumento en la adquisición simultánea de cortes. La utilización de dosis relativa del escáner de TC de cuatro cortes Somatom volume Zoom es 70%, con una colimación de 4\*1 mm y 85% con una colimación de 4\*2.5 mm. El escáner de 16 filas tiene una mejora en la utilización de la dosis de 76%/82% con una colimación de 16\*0.75 y 85%/89% con una colimación de 16\*1.5, dependiendo del tamaño del punto focal (grande/pequeño).

#### Perspectivas

La resolución temporal de los escáneres de TC multicorte actuales debe ser mejorada para proveer una imaginología coronaria sólida libre de movimientos, así como para moderar frecuencias cardíacas altas. El aumento en la resolución temporal puede ser logrado por medio de técnicas de reconstrucción segmentarias, utilizando dos o más segmentos de ciclos cardíacos consecutivos para reconstrucción. Los últimos escáneres de 16 cortes alcanzan un tiempo de rotación de 0.42 s y una resolución temporal mejor, de 105 ms utilizando reconstrucciones de 2 segmentos. Sin embargo, la reconstrucción segmentaria puede mejorar la resolución temporal sólo en un rango limitado de frecuencias cardíacas, a expensas de artefactos borrosos en presencia de cambios en la frecuencia cardíaca. Un mayor aumento en la velocidad de rotación es el enfoque más favorable hacia un incremento en la resolución temporal. Por ejemplo, 0.3 s de tiempo de rotación pueden producir una resolución temporal constante de 150 ms para todas las frecuencias cardíacas que puedan ser capaces de proveer datos libres de movimientos en pacientes con una frecuencia cardíaca baja y moderada (presumiblemente hasta 80 lpm), reduciendo así el

- Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, van Ooijen P, Munne A, van Geuns RJ, de Feyter PJ. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. Lancet 2001; 357: 599-603.
- Wexler L, Brundage B, Crouse J, Detrano R, Fuster V, Maddahi J, Rumberger J, Stanford W, White R, Tauber K. Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications. Circulation 1996; 94: 1175-92.
- Sechtem U. Electron beam computed tomography: on its way into mainstream cardiology? Eur Heart J 2000; 21:87-91.
- Flamm SD. Coronary arterial calcium screening: ready for prime time? Radiology 1998; 208: 571-72.
- Devries S, Wolfkiel CJ, Shah V, Chomka E, Rich S. Reproducibility of the measurement of coronary calcium with ultrafast CT. Am J Cardiol 1995; 75: 973-75.
- Shields JP, Mielke CH, Rockwood TH, Short RA, Viren FK. Reliability of electron beam computed tomography to detect coronary artery calcification. Am J Card Imaging 1995; 9: 62-66.
- Bielak LF, Kaufmann RB, Moll PP, McCollough CH, Schwartz RS, Sheedy PF. Small lesions in the heart identified at electron beam CT: calcification or noise? Radiology 1994; 192: 631-36.
- Hernigou A, Challande P, Boudeville JC, Sene V, Grataloup C, Plainfosse MC. Reproducibility of coronary calcification detection with electron-beam computed tomography. Eur Radiol 1996; 6: 210-216.
- Wang S, Detrano RC, Secci A, Tang W, Doherty TM, Puentes G, Wong N, Brundage BH. Detection of coronary calcification with electron-beam computed tomography: evaluation of interexamination reproducibility and comparison of three image-acquisition protocols. Am Heart J 1996; 132: 550-558.
- Hoeg JM, Feuerstein IM, Tucker EE. Detection and quantification of calcific atherosclerosis by ultrafast computed tomography in children and young adults with homozygous familial hypercholesterolemia. Arterioscler Thromb Vasc Biol 1994; 14: 1066-74.
- Carr JJ, Danitschek JA, Goff DC, Crouse JR, III, D'Agostino R, Chen MY, Burke GL. Coronary artery calcium quantification with retrospectively gated helical CT: protocols and techniques. Int J Card Imaging 2001; 17: 213-20.
- Ohnesorge B, Knez A, Becker CR, Schröder S, Kopp AF, Fischbach RM, Reiser M, Haberl R. Reproducibility of coronary calcium scoring with EBCT and ECGgated multi-slice spiral CT. Circulation 2000; 102: S405.
- Schoepf UJ, Becker CR, Obuchowski NA, Rust GF, Ohnesorge BM, Kohl G, Schaller S, Modic MT, Reiser MF. Multi-slice computed tomography as a screening tool for colon cancer, lung cancer and coronary artery disease. Eur Radiol 2001; 11: 1975-85.
- Haberl R, Steinbilger P. New perspectives of non-invasive imaging with cardiac CT. J Clin Basic Cardiol 2001; 4: 241-45.
- Kopp AF, Ohnesorge B, Flohr T, Schroeder S, Claussen CD. Multidetector-row CT for the noninvasive detection of high-grade coronary artery stenoses and occlusions: first results. Radiology 1999; 213(P): 435.
- Herzog C, Ay M, Engelmann K, Abolmaali N, Dogan S, Diebold T, Vogl TJ. Visualisierungsmodalitäten in der Multidetektor CT-Koronarangiographie des Herzen: Korrelation von axialer, multiplanarer, dreidimensionaler und virtuell endoskopischer Bildgebung mit der invasiven Diagnostik. Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 341-59.
- Kopp AF, Schröder S, Küttner A, Heuschmid M, Georg C, Ohnesorge B, Kuzo R, Claussen CD. Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. Radiology 2001; 221: 683-88.
- Hong C, Becker CR, Huber A, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Knez A, Bruning R, Reiser MF. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. Radiology 2001; 220: 712-17.
- Georg C, Kopp AF, Schröder S, Küttner A, Ohnesorge B, Martensen J, Claussen CD. Optimierung des Bild-Rekonstruktionszeitpunktes im RR-Intervall für die Darstellung der Koronararterien mittels Mehrzeilen-Computertomographie. Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 536-41.
- Knez A, Becker CR, Leber A, Ohnesorge B, Becker A, White C, Haberl R, Reiser MF, Steinbeck G. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. Am J Cardiol 2001; 88: 1191-94.
- Schröder S, Kopp AF, Baumbach A, Meisner C, Küttner A, Georg C, Ohnesorge B, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR. Non-invasive detection and evaluation of atherosclerotic plaques with multi-slice computed tomography. J Am Coll Cardiol 2001; 37: 1430-1435.
- Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. Circulation 2003; 107: 664-66.
- Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA, Raaijmakers R, Pattynama PM, de Feyter PJ. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. Circulation 2002; 106: 2051-54.
- Burgstahler C, Küttner A, Kopp AF, Herdeg C, Martensen J, Claussen CD, Schröder S. Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using multi-slice computed tomography: Initial clinical experience. Int J Cardiol 2003 [In press].

número de pacientes que requieren una medicación para controlar la frecuencia cardíaca. Obviamente, se necesitarán esfuerzos de desarrollo significativos para manejar el aumento de fuerzas mecánicas y el aumento en las tasas de transmisión de datos.

El escáner de TC ideal debería cubrir la anatomía coronaria completa en un solo latido del corazón, sin movimientos en la mesa. Esto puede ser logrado con detectores de área que cubran un rango de exploración con escáner cercano a 120 ms con una resolución espacial de al menos 0.5 mm. La tecnología del área del detector y nuevas técnicas de reconstrucción del rayo de cono que puedan proveer una resolución de 0.2 mm en plano y a través de un plano espacial, están en estudio. Con los escáneres de TC, pueden ser posible una imaginología de morfología de alta resolución así como una información dinámica y funcional, dada por una exploración con escáner repetida del mismo rango de exploración. El potencial de aplicación de tal tecnología está siendo evaluado con sistemas experimentales primarios, utilizando modelos fantasma y corazones post mortem. La experiencia inicial muestra que la tecnología de detector con panel plano está todavía muy limitada en resolución de bajo contraste, y la alta dosis de radiación que se necesita para proveer una tasa de señal a ruido adecuada aún para estudios de alto contraste, es inaceptable para ser utilizada en humanos. Debido a los tiempos de decadencia intrínseca lenta de los detectores de panel liso disponibles hoy en día, solamente son posibles tiempos de rotación lentos  $\geq$  10s en el presente.

### Conclusión

La aparición de la TC multidetector de filas, tuvo impactos significativos sobre la imaginología cardíaca. El puntaje de calcio y la angiografía de TC de las arterias coronarias así como los análisis funcionales, no están ya limitados a un escáner de TC de rayos de electrones. Ahora se puede realizar imaginología cardíaca en un escáner de TCDM estándar. Aún con tecnología de 4 filas, la angiografía de TCDM provee una precisión diagnóstica alta en la detección de estenosis coronarias. Los primeros resultados obtenidos con la tecnología de 16 filas recientemente introducida, mostraron mejorías en términos de calidad de imagen y precisión diagnóstica. Si los estudios posteriores confirman estos primeros resultados, la TCDM de 16 filas podría ser recomendada para actuar como un filtro previo a cateterizaciones cardíacas. Además, esta nueva tecnología promete permitir la detección y caracterización no invasiva de las placas coronarias ateroescleróticas.

- 34. Halliburton S, Petersilka M, Schvartzman P, Obuchowski N, White R. Validation of left ventricular volume and ejection fraction measurement with multi-slice computed tomography: comparison to cine magnetic resonance imaging. Radiology 2001; 221(P): 452.
- Wintersperger BJ, Hundt W, Knez A, Thilo C, Huber A, Nikolaou K. Left ventricular systolic function assessed by ECG gated multirow-detector spiral computed tomography (MDCT): Comparison to ventriculography. Eur Radiol 2002; 12: S192.
- Juergens KU, Fischbach RM, Grude M, Wichter T, Fallenberg EM, Opitz C, Heindel WL. Evaluation of left ventricular myocardial function by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT in comparison to CINE magnetic resonance imaging. Eur Radiol 2002; 12: S191.
- Mochizuki T, Higashino H, Kayama Y, Ikezoe J, Shen Y, Matsumoto K. Evaluation of wall motion using multi-detector-row CT: new application of post-processing interactive multi-planar animation of the heart. Radiology 2001; 221(P): 413.
- Hilfiker PR, Weishaupt D, Marincek B. Multislice spiral computed tomography of subacute myocardial infarction. Circulation 2001; 104: 1083.
- Koyama Y, Matsuoka H, Higashino H, Kawakami H, Sogabe I, Mochizuki T. Myocardial Perfusion Defect in Acute Myocardial Infarction on Enhanced Helical CTAfter Successful Reperfusion Therapy: A Prognostic Value. Radiology 2001; 221(P): 195.
- 40. Koyama Y, Matsuoka H, Higashino H, Kawakami H, Sogabe I, Mochizuki T. Early myocardial perfusion defect and late enhancement on enhancement CT predict clinical outcome in patients with acute myocardial infarction after reperfusion therapy . Radiology 2001; 221(P): 196.
- Wintersperger BJ, Ruff J, Becker CR, Knez A, Huber A, Nikolaou K, Jakobs TF, Reiser MF. Assessment of regional myocardial perfusion using multirowdetector computed tomography (MDCT). Eur Radiol 2002; 12: S294.
- Kopp AF, Küttner A, Schröder S, Heuschmid M, Claussen CD. New developments in cardiac imaging: the role of MDCT. J Clin Basic Cardiol 2001; 4: 253-60.
- 43. Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, Burgstahler C, Herdeg C, Heuschmid M, Baumbach A, Claussen CD, Karsch KR, Seipel L. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography. Experience in 94 patients. Clin Imaging 2002; 26: 106-11.
- Cohnen M, Poll L, Puttmann C, Ewen K, Modder U. Radiation exposure in multislice CT of the heart. Fortschr Röntgenstr 2001; 173: 295-99.
- Becker CR, Schatzl M, Feist H, Bauml A, Bruning R, Schopf UJ, Reiser MF. Strahlenexposition bei der CT-Untersuchung des Thorax und Abdomens. Vergleich von Einzelschicht-, Spiral- und Elektronenstrahlcomputertomographie. Radiologe 1998; 38: 726-29.
- Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp AF, Knez A, Reiser M. Dose evaluation and dose reduction strategies for ECG-gated multi-slice spiral CT of the heart. Radiology 2000; 217(P): 487.
- Kopp AF, Schröder S, Küttner A, Ohnesorge B, Heuschmid M, Georg C, Claussen CD. Multidetector-row CT for noninvasive coronary angiography: results in 102 patients. Radiology 2000; 217(P): 375.
- Achenbach S, Giesler T, Ropers D, Ulzheimer S, Derlien H, Schulte C, Wenkel E, Moshage W, Bautz W, Daniel WG, Kalender WA, Baum U. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographicallygated, multislice spiral computed tomography. Circulation 2001; 103: 2535-38.
- Nitatori T, Takahasi S, Yokoyama K, Takahara T, Hachiya J. Comparison of the detectability of coronary arterial stenotic lesions by MR angiography and multidetector CT. Radiology 2001; 221(P): 200.
- Fischbach RM, Wichter T, Juergens KU, Fallenberg EM, Grude M, Thielke M, Vahlhaus C, Opitz C, Ohnesorge B, Heindel WL. Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) der Koronararterien: Vergleich mit der Koronarangiographie. Fortschr Röntgenstr 2001; 173: S26.
- Herzog C, Diebold T, Dogan S, Moritz A, Schaechinger M, Vogl T. Value and limits of multislice-cardiac-CT: a prospective study in over 500 patients. Radiology 2001; 221(P): 412.
- 52. Küttner A, Trabold T, Beck T, Feyer A, Schmid-Schönberg A, Heuschmid M, Schröder S, Kopp AF. MDCT-Koronarangiographie unter Verwendung der 420 ms Rotationszeit vs konventionelle Koronarangiographie: Erste Ergebnisse mit 57 Patienten. Fortschr Röntgenstr 2003; 175: S113.
- Schröder S, Kopp AF, Küttner A, Trabold T, Heuschmid M, Beck T, Burgstahler C, Athanasiou A, Seipel L, Claussen CD. Noninvasive coronary angiography with 16slice detector computed tomography: Initial experience. JACC 2003; 41: 467A.
- 54. Schröder S, Küttner A, Kopp AF, Heuschmid M, Burgstahler C, Herdeg C, Claussen CD. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. Int J Cardiol 2003 [In press].

Stephen Schroeder MD., PhD.; Axel Kuettner MD.; Torsten Beck MD.; Christian Herdeg, MD.; Carlos F. Jaramillo MD.\*; Martin Heuschmid MD.; C.D. Claussen MD.; Andreas F. Kopp, MD.

Tuebingen, Alemania \*Medellín, Colombia