

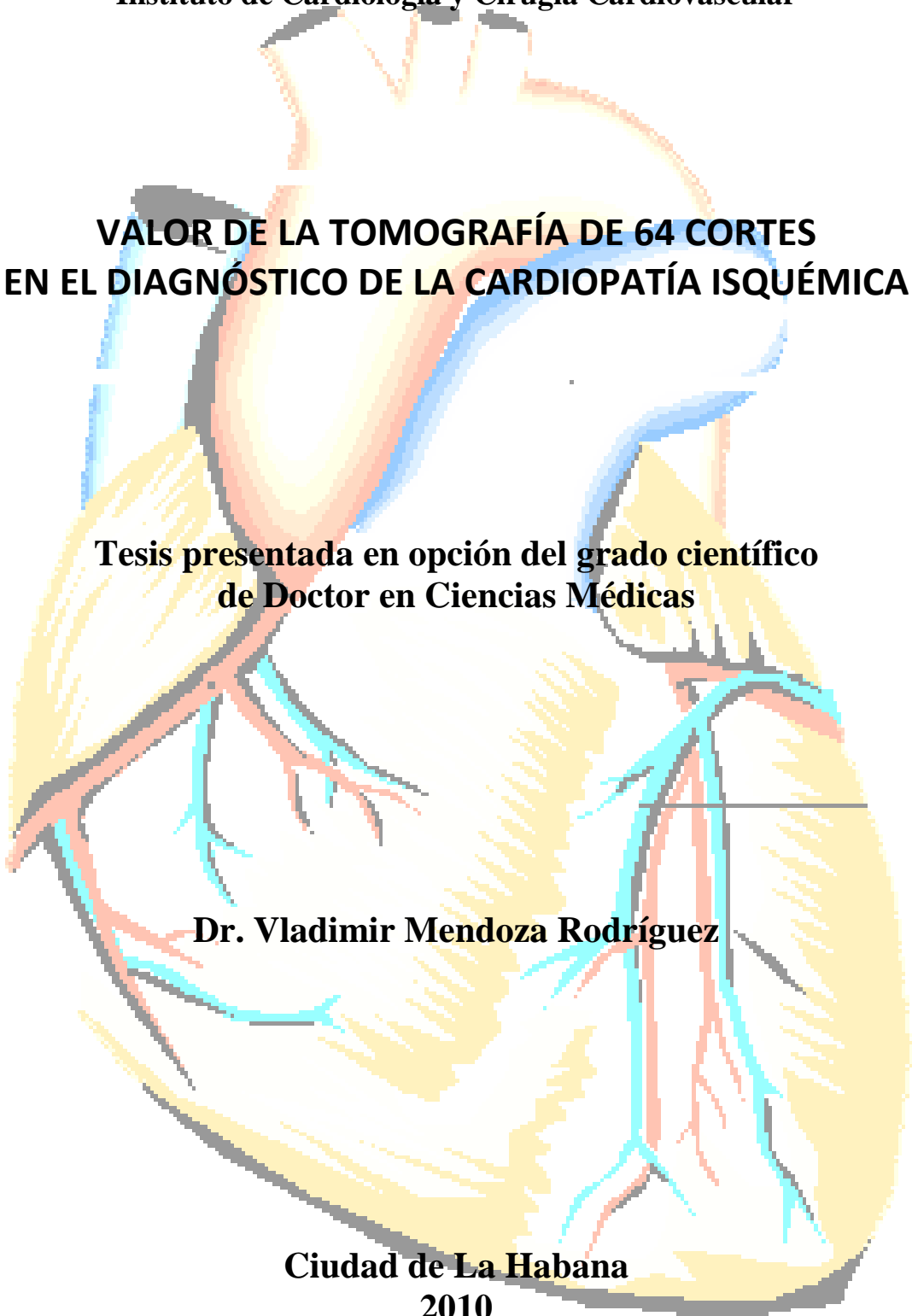
**Universidad de Ciencias Médicas de La Habana
Facultad Comandante “Manuel Fajardo”
Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular**

**VALOR DE LA TOMOGRAFÍA DE 64 CORTES
EN EL DIAGNÓSTICO DE LA CARDIOPATÍA ISQUÉMICA**

**Tesis presentada en opción del grado científico
de Doctor en Ciencias Médicas**

Dr. Vladimir Mendoza Rodríguez

**Ciudad de La Habana
2010**



**Universidad de Ciencias Médicas de La Habana
Facultad Comandante “Manuel Fajardo”
Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular**

**VALOR DE LA TOMOGRAFÍA DE 64 CORTES EN EL
DIAGNÓSTICO DE LA CARDIOPATÍA ISQUÉMICA**

**Tesis presentada en opción del grado científico de Doctor en
Ciencias Médicas**

Autor

**Dr. Vladimir Mendoza Rodríguez
Especialista de 2do Grado en Cardiología**

Tutor

**Dr.C. Luís Roberto Llerena Rojas
Especialista de 2do Grado en Imagenología**

**Ciudad de La Habana
2010**

**Universidad de Ciencias Médicas de La Habana
Facultad Comandante “Manuel Fajardo”
Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular**

**VALOR DE LA TOMOGRAFÍA DE 64 CORTES EN EL
DIAGNÓSTICO DE LA CARDIOPATÍA ISQUÉMICA**

**Tesis presentada en opción del grado científico de Doctor en
Ciencias Médicas**

Autor

**Dr. Vladimir Mendoza Rodríguez
Especialista de II Grado en Cardiología**

Tutor

Dr. C. Luís Roberto Llerena Rojas

**Ciudad de La Habana
2010**

AGRADECIMIENTOS

- A todas aquellas personas que de una forma u otra han contribuido en mi formación como estudiante, médico y cardiólogo.
- A la Revolución Cubana, que gracias a sus logros podemos realizar nuestros sueños.
- A nuestro líder el Comandante en Jefe “Fidel Castro Ruz” por su gran empeño en desarrollar la medicina cubana e impulsar la introducción de las nuevas tecnologías.
- Al profesor Dr. C. Luís Roberto Llerena Rojas por su humildad y maestría, por su grandeza profesional y humana, por su amor al trabajo y superación constante que nos sirve de inspiración y ejemplo en todos nuestros días.
- A la Licenciada Lidia Rodríguez Nande y la Dra. Nurys De Armas por transmitirme sus conocimientos sobre evaluación de pruebas diagnósticas.
- A la Dra. Rosa Jiménez Paneque por haber cooperado en gran parte del análisis estadístico y revisión del trabajo.
- A todos los trabajadores del Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular de Cuba por su cooperación y trabajo en equipo.

DEDICATORIA

A mi familia, en especial a mis padres, hermano y novia por su ayuda, comprensión
y servir de inspiración en toda mi carrera.

SÍNTESIS

Introducción. La tomografía multicorte ha mostrado resultados prometedores para estudiar las arterias coronarias. **Objetivo.** Determinar el valor de la tomografía de 64 cortes para diagnosticar estenosis coronarias significativas y reestenosis de *stent*.

Métodos. Estudio descriptivo, transversal y comparativo de la tomografía de 64 cortes contra la coronariografía invasiva como referencia. Se estudiaron 350 pacientes con sospecha de isquemia coronaria. Inicialmente se les realizó la tomografía cardiaca (cuantificación del calcio coronario, coronariografía o ambas) y luego la coronariografía invasiva. Se determinaron los índices de eficiencia diagnóstica, nivel de confianza de 95% y probabilidad asociada $<0,05$. **Resultados.** La sensibilidad y el valor predictivo negativo del puntaje de calcio para 0 unidades Agatston por pacientes fueron de 96% y 92% respectivamente, (Kappa: 0,46). La coronariografía por tomografía mostró sensibilidad de 98% y valor predictivo negativo de 98% para establecer estenosis significativa (Kappa: 0,89) por pacientes. Para el diagnóstico de reestenosis en los *stents* con diámetro ≥ 3 mm fueron de 95% y 98% respectivamente, (Kappa: 0,93); en los de diámetro menor que 3 mm fueron menores, (Kappa: 0,39). **Conclusiones.** El puntaje de calcio y la coronariografía por tomografía, tienen alta exactitud para descartar estenosis coronarias significativas y reestenosis de *stents* en pacientes seleccionados.

HOJA DE ABREVIATURAS

CI: coronariografía invasiva

ECS: estenosis coronaria significativa

ECNS: estenosis coronaria no significativa

E: especificidad

EBCT: electron beam computed tomography

(Tomografía computarizada por emisión de haz de electrones)

RM: resonancia magnética

RVP: razón de verosimilitud positiva

RVN: razón de verosimilitud negativa

S: sensibilidad

TC: tomografía computarizada

TCMC: tomografía computarizada de múltiples cortes

UA: unidades Agatston

IVUS: intravascular ultrasound (ultrasonido intravascular)

VPP: valor predictivo positivo

VPN: valor predictivo negativo

TABLA DE CONTENIDO

	Páginas
Capítulo I. Introducción-----	10
1.1. Hipótesis-----	13
1.2. Objetivos-----	14
Capítulo II. Marco teórico-----	15
2.1. Información general-----	16
2.2. Diagnóstico no invasivo de la cardiopatía isquémica por medio de los métodos de imágenes-----	19
2.3. Diagnóstico invasivo de la cardiopatía isquémica-----	21
2.4. Aspectos históricos de la tomografía-----	23
2.5. Aspectos históricos de la aplicación de la tomografía en cardiología-----	29
2.6. Aspectos éticos y filosóficos de la introducción de nuevas técnicas-----	33
Capítulo III. Material y métodos-----	34
3.1. Tipo de estudio-----	35
3.2. Pacientes evaluados-----	36
3.3. Análisis de precisión del puntaje de calcio y la coronariografía realizada a través de la tomografía de 64 cortes para el diagnóstico de ECS -----	38
3.3.1. Criterios de inclusión-----	38
3.3.2. Criterios de exclusión-----	38

3.4. Análisis del valor de la coronariografía por tomografía de 64 cortes para el diagnóstico de reestenosis de <i>stent</i> coronario-----	38
3.4. 1. Criterios de inclusión-----	38
3.4. 2. Criterios de exclusión-----	38
3.5. Preparación del paciente para la coronariografía por tomografía-----	38
3.6. Protocolo de estudio para la cuantificación del calcio coronario-----	39
3.7. Análisis de la cuantificación del calcio coronario-----	39
3.8. Protocolo de estudio para la coronariografía por tomografía-----	40
3.9. Análisis de la coronariografía por tomografía-----	41
3.10. Análisis de los <i>stents</i> -----	41
3.11. Estudio angiográfico invasivo-----	46
3.12. Análisis comparativo-----	46
3.12.1. Puntuación de calcio coronario cuantificado por TC de 64 cortes vs CI-----	46
3.12.2. Coronariografía por TC de 64 cortes vs CI-----	47
3.12.2.1. Diagnóstico de ECS-----	47
3.12.2.2 Diagnóstico de reestenosis-----	48
3.13. Análisis estadístico-----	50
3.14. Operacionalización de las variables-----	51
3.14.1. Operacionalización de las variables y definición de las escalas y mediciones-----	52
3.15. Recogida de datos y cuestionario-----	54
Capítulo IV. Control semántico-----	55

Capítulo V. Resultados-----	60
Capítulo VI. Discusión-----	89
6.1. Cuantificación del calcio en las coronarias-----	90
6.2. Coronariografía por tomografía de 64 cortes-----	95
6.3. Diagnóstico de reestenosis-----	101
6.4. Implicaciones clínicas-----	109
6.5. Limitaciones del estudio -----	113
6.6. Retos e implicaciones futuras de la tomografía en Cardiología-----	113
6.6.1. Disminuir la dosis de radiación-----	113
6.6.2. Disminuir dosis de contraste-----	115
6.6.3. Estudio de perfusión con tomografía-----	116
6.6.4. Diagnóstico de aterosclerosis coronaria y su valor pronóstico-----	117
Capítulo VII. Conclusiones-----	120
Capítulo VIII. Recomendaciones-----	122
Capítulo IX. Referencias bibliográficas-----	124
9.1. Bibliografía consultada-----	163
9.2. Bibliografía del autor relacionada con el tema-----	164
9.3. Publicaciones del autor relacionadas con la investigación-----	165
9.4. Conferencias impartidas por el autor-----	167
9.5. Cursos impartidos por el autor sobre el tema-----	167
9.6. Tesis de terminación de residencia tutoradas por el autor-----	168
9.7. Trabajos presentados en eventos por el autor relacionados con el tema de investigación-----	169

Capítulo X. Anexos-----	171
10.1. Consentimiento informado-----	174
10.2. Aval del consejo científico -----	175
10.3. Planilla de recolección de datos-----	176

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años existe una tendencia a la disminución de la mortalidad por enfermedades cardiovasculares; sin embargo, la prevalencia es aún elevada en muchos países desarrollados y en vías de desarrollo.¹ En Cuba aunque las enfermedades cardíacas constituyen la primera causa de muerte (tasa bruta 197,8 defunciones por cada 100 000 habitantes), por sexos sólo es la primera causa de muerte entre las mujeres; para los hombres la primera causa la constituyen los tumores malignos.² El diagnóstico en estadios subclínicos o tempranos es vital para un tratamiento precoz y oportuno.

La ergometría, ecocardiografía y medicina nuclear brindan información complementaria de gran importancia tanto en el diagnóstico como en el pronóstico de estos pacientes. Aunque la cifra fluctúa, en algunas instituciones, hasta el 35 % de los pacientes a los que se les realiza la coronariografía invasiva (CI) tienen arterias angiográficamente normales o con estenosis coronarias no significativas. Por esa causa se trabaja en el desarrollo de métodos de imágenes que permitan lograr una estratificación cercana en la precisión diagnóstica a la CI.

En los años 80, se realizaron estudios de las arterias coronarias por tomografía computarizada por emisión de haz de electrones (*EBCT*, en inglés, *electron beam computed tomography*) y la resonancia magnética (RM). Con la primera se obtuvieron resultados satisfactorios para cuantificar el puntaje de calcio, sin embargo, estos métodos no contaron con una resolución espacial óptima para el estudio anatómico de las arterias coronarias y sobre todo los segmentos coronarios distales o de poco calibre que requieren mejor resolución espacial y temporal. La

introducción en los años 90, de la tomografía en espiral y con mayor número de detectores, mostró resultados prometedores. Sin embargo, los primeros equipos con estas características no lograron una resolución temporal óptima para el estudio de todos los segmentos coronarios. Las diferentes firmas comerciales trabajan en el desarrollo de sistemas con mejor resolución espacial, disminuyen el espesor de corte y mejor resolución temporal, con aumento del número de detectores con mayor rotación del *gantry* o el número de fuentes radiográficas, es por esto que aparecen equipos tomográficos de 4, 8, 12, 16, 40, 64, 256 y 320 cortes, además de equipos de doble fuente.

El desarrollo de la tomografía computarizada, ha tenido un impacto favorable en la labor de la mayoría de las especialidades médicas y, posiblemente, ha sido la Cardiología una de las especialidades que se ha beneficiado más tardíamente con este medio diagnóstico. Este beneficio se debe incrementar por el tremendo potencial de desarrollo, si se tiene en cuenta que las enfermedades cardiovasculares y la enfermedad coronaria en particular, constituyen la primera causa de muerte en los países desarrollados y en vías de desarrollo, y el avance tecnológico propicia cada vez equipos con mejores resoluciones.

En Cuba los primeros tomógrafos de 64 cortes, se instalaron en el Centro de Investigaciones Médico Quirúrgicas (CIMEQ) y en el Hospital Clínico Quirúrgico "Hermanos Ameijeiras" en el año 2005. En marzo de 2006 se introduce en el Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular. En los tres centros se comenzó a realizar estudios de puntaje de calcio y coronariografía por tomografía computarizada.

En la literatura aparecen estudios sobre la utilidad de la coronariografía por tomografía computarizada (TC), para confirmar o descartar la presencia de estenosis coronarias significativas (ECS), y se toma como patrón de referencia, la CI, pero en la mayoría, con pocos pacientes estudiados en una sola institución y con tomógrafos de 4, 8 y 16 cortes.

Hasta el 2006, no se recogen publicaciones sobre la precisión de la TC para diagnosticar cardiopatía isquémica en Cuba. En el año 2007, se publicaron en revistas nacionales y extranjeras los resultados preliminares de la experiencia adquirida en el Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular.³⁻⁵

Dentro de las principales funciones de los cardiocentros, están la de introducir y validar técnicas médicas de avanzada, para luego hacerlas extensivas al resto del país. Por esto, se ha considerado oportuno desarrollar esta investigación, con el propósito de determinar el valor de la tomografía de 64 cortes para el diagnóstico de las ECS y reestenosis de *stent*.

1.1. Hipótesis: La cuantificación del calcio coronario y la coronariografía por medio de la tomografía de 64 cortes, son métodos precisos para hacer el diagnóstico de confirmación y exclusión de las ECS, en pacientes con sospecha de cardiopatía isquémica y de reestenosis de *stent* coronario.

1.2. Objetivos

General

1. Determinar la exactitud de la tomografía de 64 cortes para diagnosticar enfermedad coronaria significativa

Específicos

1. Establecer el valor diagnóstico del puntaje de calcio coronario y la coronariografía por tomografía de 64 cortes en las estenosis coronarias significativas.
2. Evaluar la exactitud diagnóstica de la coronariografía por tomografía de 64 cortes en la reestenosis de *stent* coronario.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Información general

A pesar de los esfuerzos que se realizan en el mundo por lograr un diagnóstico temprano y control de los factores de riesgos cardiovasculares, las enfermedades del corazón y en particular la enfermedad arterial coronaria, se mantiene como la primera causa de muerte en Cuba y en los países desarrollados y en vías de desarrollo. Aproximadamente una de cada cinco muertes responde a causa cardíaca en EE.UU. y en Europa. Más de 12 millones de personas en EE.UU. tienen antecedentes de padecer cardiopatía isquémica; cada año 1,1 millón de sujetos sufren ataques cardíacos y cerca de 40 % mueren durante estos.¹ En Cuba la tasa de mortalidad por cardiopatía isquémica en el año 2009, fue de 137,1 por 100 000 habitantes.²

De los pacientes portadores de esta enfermedad, 50 % mueren durante un primer infarto agudo del miocardio sin síntomas previos.⁶

Los principales factores de riesgo coronarios son: la edad, el sexo, la hipertensión arterial, la dislipidemia, el hábito de fumar, la diabetes, el sobrepeso, la historia familiar de cardiopatía isquémica, el sedentarismo y el estrés mental.⁷

El dolor anginoso, suele ser la manifestación clínica de la aterosclerosis coronaria, al producirse estrechamiento del lumen arterial, por la presencia de placas ricas en lípidos, tejido fibroso e inflamatorio con o sin calcificaciones en la pared vascular. La protrusión de las placas hacia la luz reduce el flujo sanguíneo y de oxígeno y causa isquemia en el miocardio. Los pacientes suelen manifestar crisis de dolor en el pecho, y si la luz coronaria es severamente, estrechada o la placa se erosiona o rompe, sobreviene el llamado síndrome coronario agudo: muerte súbita, infarto

agudo del miocardio por cambios necróticos en el músculo cardíaco, o angina de pecho inestable.

El proceso patológico de la aterosclerosis se desencadena, por daño de las células endoteliales, con reacción inflamatoria y depósito de grasa en la íntima del vaso.⁸ Secundario a la acumulación de células de defensa, células musculares lisas y grasas, las placas ateroscleróticas continúan creciendo. En estados tardíos, las placas de ateroma pueden estar compuestas por placas lipídicas con tejido extracelular, y una capa fibrosa o fibrocalcificada, que pueden conducir a lesiones trombóticas complejas, subsecuentes a la ruptura.⁹ Las placas, predominantemente, fibrosas, calcificadas y complejas, pueden causar marcada estenosis en el vaso arterial coronario, provocando isquemia y una reducción en la función contráctil del músculo cardíaco. Por el contrario las placas más pequeñas, con mayor contenido lipídico y capa fibrosa fina, generalmente, no provocan obstrucción significativa pero se rompen con facilidad y causan el trombo oclusivo, lo que se traduce clínicamente en un síndrome coronario agudo.¹⁰

La estenosis coronaria significativa, puede ser tributaria de revascularización quirúrgica, por puentes venosos o arteriales interpuestos entre la aorta y un segmento coronario sano distal a la estenosis, o un método cardiológico intervencionista no quirúrgico, siendo el más utilizado la angioplastia transluminal percutánea. Con este procedimiento, la estenosis es dilatada por un balón inflable, que es introducido en la arteria coronaria a través de un catéter guía. Además se pueden implantar prótesis endovasculares conocidas por *stents*.

El diagnóstico de la estenosis y su repercusión sobre el miocardio isquémico, se puede a veces lograr, por técnicas de imágenes no invasivas, para precisar viabilidad y perfusión del miocardio, función cardíaca y flujo sanguíneo coronario.

El estudio del lumen arterial, evaluación de su pared y las características de las placas ateroscleróticas, pueden aportar información sobre el pronóstico de los pacientes y conducta a seguir, con lo que se lograría una mejor estratificación pronóstica y tratamiento.

La mayoría de los síndromes coronarios agudos, ocurren en placas con estenosis coronarias no significativas (ECNS).¹¹ Además, la presencia de aterosclerosis, no siempre se acompaña de estenosis del lumen arterial, debido a mecanismos de remodelado de la pared arterial.¹² El uso de técnicas no invasivas de imagen, para diagnosticar pacientes vulnerables en grupos de riesgo, ha sido propuesta por expertos pero todavía están en fase de desarrollo.^{13, 14}

El análisis de las placas ateroscleróticas requiere equipos con alta resolución, capaces de diferenciar pequeñas lesiones.¹⁵⁻¹⁷ Aunque la ausencia de calcio coronario es un predictor para descartar ECS y la ocurrencia de eventos agudos en los años subsiguientes, no los excluye en 100 % de los pacientes.¹⁸ La cuantificación del puntaje de calcio en las coronarias, en la predicción y diagnóstico de la ECS, es controversial en la comunidad científica.^{18, 19}

La medición de las calcificaciones coronarias, para detectar regresión o progresión de la aterosclerosis y enfermedad coronaria significativa, basada en cambios en el grado de calcificación, resulta prometedora, pero tampoco existe consenso al respecto.¹⁸ Esta aplicación requiere gran precisión y reproducibilidad, lo cual no se

logró, inicialmente, con la EBCT. Sin embargo, la presencia de calcificaciones coronarias, constituye, prácticamente, un diagnóstico de aterosclerosis coronaria, desde que *Faber* postuló en 1912, que la enfermedad de *Monckeberg* no afecta estos vasos, con la posible única excepción de los pacientes con insuficiencia renal avanzada, y además constituyen un factor de riesgo independiente, de eventos cardiovasculares futuros, por lo que el hallazgo de placas calcificadas con un puntaje por encima de 400 unidades *Agatston* (UA), justifica enérgicas medidas profilácticas primarias.²⁰

La cuantificación del calcio coronario en pacientes de riesgo intermedio, puede ser una aplicación útil de la tomografía computarizada de múltiples cortes (TCMC). La identificación de la composición de las placas ateromatosas, para identificar placas vulnerables, sería un dato de inestimable valor diagnóstico y pronóstico en estos pacientes, lo que todavía no es posible determinar de forma total con los equipos actuales.

2.2. Diagnóstico no invasivo de la cardiopatía isquémica por medio de los métodos de imágenes

Los métodos de imágenes no invasivos, utilizados con más frecuencia en el diagnóstico de la cardiopatía isquémica son: la ecocardiografía, la medicina nuclear y la RM. La ecocardiografía, permite realizar el estudio anatómico y funcional del corazón. Esta última, monitorea la motilidad de la pared y el flujo doppler. Es posible además diagnosticar aterosclerosis en las arterias carótidas y grandes vasos, sin embargo el estudio de la anatomía coronaria, detección de placas y obstrucción en éstas, solo ha sido posible en las porciones más proximales de las arterias

coronarias, a pesar del desarrollo de nuevas tecnologías; el ultrasonido intracoronario que permite visualizar la luz y la pared del vaso, es un proceder invasivo. La sensibilidad y especificidad de la ecocardiografía de estrés para diagnosticar ECS es de 85 y 75 % respectivamente.²¹

La medicina nuclear permite estudiar la función miocárdica, la perfusión, el metabolismo y la viabilidad del miocardio. La tomografía computarizada de emisión de fotón único (SPECT, en inglés), que usaba el talio 201 con frecuencia como radioisótopo, para marcar áreas con perfusión normal y disminuida en el miocardio , en la actualidad, se puede decir que en la mayoría de los centros ha sido sustituido por los fármacos marcados con tecnecio-99m (isonitrilos, tetrofosmin).

La tomografía de emisión de positrones (PET, en inglés), usa radioisótopos emisores de positrones para diagnosticar áreas con metabolismo normal o disminuido, para diferenciar tejido necrótico o viable y permite, además, cuantificar el flujo sanguíneo miocárdico. La medicina nuclear evalúa perfusión y función porque representa una imagen funcional de un fenómeno que ocurre a nivel molecular, por lo que no puede evaluar anatomía. Con el desarrollo de detectores de alta resolución y nuevos radionúclidos la PET se puede convertir en una herramienta muy útil en la identificación de placas ateroscleróticas en los grandes vasos. La combinación de tomografía computarizada con la PET o SPECT, puede brindar información tanto morfológica como funcional, lo cual despierta gran interés en el mundo de la cardiología y radiología. La sensibilidad y especificidad de la SPECT para diagnosticar ECS es de 85 y 87 %, respectivamente, y puede llegar a 90 % con

SPECT gatillado. Hay que valorar riesgo- beneficio por las radiaciones que puede recibir el paciente.^{22, 23}

La RM es muy usada para estudiar el sistema nervioso, el cuerpo y el sistema vascular. El empleo de este método para estudiar el corazón ha sido investigado profundamente en los últimos 20 años.²⁴⁻²⁶ La RM cuenta con buena resolución temporal (20-50 ms), lo que permite obtener imágenes del corazón en 4 dimensiones. Su empleo en la evaluación de la morfología cardíaca, función, perfusión, viabilidad miocárdica y estudio de las placas ateroscleróticas, se utiliza cada día con mayor frecuencia.²⁷ Estudios iniciales han mostrado, resultados prometedores en la aplicación de la RM para diagnosticar ECS.²⁸ La resolución espacial en tres dimensiones no es aún, suficientemente, alta para realizar un estudio óptimo de todo el árbol coronario.^{26, 29} Se espera que con el desarrollo de nuevas generaciones de equipos y contrastes se puedan reducir o eliminar las desventajas actuales de la RM entre las que se encuentran la pobre resolución espacial, lentitud en la obtención de las imágenes y el periodo de apnea prolongado que se requiere por parte del paciente. La RM no expone a los pacientes a radiaciones ionizantes y muestra buena resolución de los tejidos blandos, presentes en las placas ateroscleróticas y también es de utilidad para el estudio de la motilidad cardíaca.³⁰⁻³² La sensibilidad y especificidad para diagnosticar ECS es de 72 y 87 % respectivamente.³³

2.3. Diagnóstico invasivo de la cardiopatía isquémica

Mientras realizaba una aortografía con fines diagnósticos en un paciente con enfermedad de la válvula aórtica, el *Dr. Mason Sones*, inyectaba contraste a nivel de la raíz aórtica con una bomba, bajo control fluoroscópico y en una ocasión el catéter

se introdujo, de forma inadvertida en la arteria coronaria derecha. La cantidad de contraste que se utilizaba era alta o considerable, y al percatarse de esto suspendió la inyección, pero ya se habían introducido alrededor de 30 mL en el vaso coronario por lo que pensó que el paciente presentaría un evento grave, pero el accidente fue bien tolerado, por lo que reflexionó que, con menor cantidad de contraste, la tolerancia sería mejor y se lograría una opacificación selectiva de gran utilidad diagnóstica. Así surgió la coronariografía selectiva. En la **figura 1** se muestra el *Dr. Sones* junto al angiógrafo.



Figura 1. El Dr. *Mason Sones* (1919 – 1985), junto al angiógrafo.

Los angiógrafos actuales cuentan con una resolución espacial en dos dimensiones de 0,15 mm y temporal de 20 ms o menor , lo que hace de la coronariografía por cateterismo selectivo, el patrón de referencia para el diagnóstico de las lesiones coronarias a pesar de que solo se visualiza la luz del vaso. En los pacientes en que se corrobore una ECS con este proceder diagnóstico, se puede realizar de inmediato un tratamiento intervencionista como la angioplastia coronaria con balón y, generalmente, con colocación de una prótesis endovascular.

La desventaja del método es que es invasivo y no exento de complicaciones³⁴, y al igual que la TCMC, requiere la exposición del paciente a los rayos X y la

administración de contraste radiográfico,³⁵ además, generalmente, se necesita hospitalizar a los pacientes lo que genera gastos secundarios. La prevalencia de complicaciones es de 1 a 1,5 % y la mortalidad por debajo de 1 %. Las complicaciones más frecuentes son, el hematoma en el sitio de la punción, tromboembolismos y con menor frecuencia infarto agudo del miocardio; disección coronaria, disección aórtica y muerte.³⁶

Más de 2 500 000 angiografías coronarias diagnósticas se realizan en Europa y en EE.UU., de las cuales, aproximadamente a 30 %, no se les realiza tratamiento de revascularización por no observarse ECS, o las lesiones son tributarias de revascularización quirúrgica, o las condiciones del paciente o las lesiones son tan avanzadas, que la revascularización no es factible. Otras veces la revascularización se difiere para otra oportunidad,³⁷ sin embargo esa cifra varía de acuerdo con la institución.

La introducción del ultrasonido intravascular ha hecho posible el estudio de la pared del vaso y el diagnóstico de las placas ateroscleróticas.³⁸ Este método permite el estudio del diámetro del lumen y la dimensión de las placas, además de su composición (lípidos; fibrosis o calcio), sin embargo por ser un método invasivo aún no se ha introducido como rutina en la práctica médica cotidiana en muchos centros hospitalarios.

2.4. Aspectos históricos de la tomografía

La tomografía fue introducida por *Sir Godfrey Hounsfield* en Londres, en el año 1972.^{39, 40} *Hounsfield* es un ingeniero electrónico que trabajaba para los laboratorios

EMI, una firma electrónica en Inglaterra, cuando tuvo la idea de tomar secciones de cortes de rayos X y convertir estos datos en imágenes.

Alan M Cormack, físico de origen sudafricano naturalizado en los EE.UU. aportó los fundamentos matemáticos para desarrollar el método; ambos científicos fueron laureados con el premio Nobel en medicina en el año 1979, **(Figura 2)**.⁴¹ Sin embargo esos principios que hicieron factible la TC habían sido enunciados en 1917, por el matemático austriaco *Johann Karl August Radon*. Tanto *Godfrey*, como *Cormack*, reconocieron que *Radon* había introducido ese principio y que ellos desconocían sus trabajos.

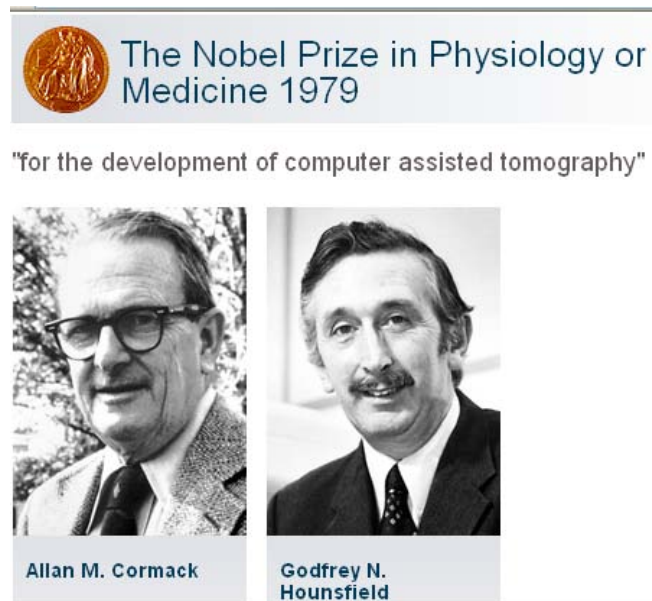


Figura 2. *Godfrey Hounsfield y Allan M. Cormack.*

El primer prototipo clínico de un tomógrafo computarizado fue instalado en el hospital Atkinson Morley de Londres y el primero con fines comerciales fue el EMI Mark I. Esto causó asombro en el mundo pues la firma EMI se dedicaba a la fabricación de

componentes electrónicos sobre todo de uso musical. Esta firma tenía contrato con el célebre grupo musical “*Beatles*”. Con posterioridad las firmas que tradicionalmente, se dedicaban a la fabricación de equipos radiográficos (*Siemens, Philips, General Electric y Toshiba*), se adueñaron del mercado. El primitivo equipo de la EMI consistía en un *gantry* que contenía un tubo de rayos X con ánodo estacionario enfriado con aceite. El haz de rayos X, era colimado y pasaba a través de la cabeza del paciente (que se rodeada con una bolsa de agua), y la información era captada por dos detectores con un cristal de yoduro de sodio, unido a un fotomultiplicador. El mecanismo para obtener la imagen era por medio de la rotación (un grado a la derecha y otro a la izquierda de la línea media), y la traslación del tubo. El tiempo de adquisición era de 4,5 min y 0,5 min en la reconstrucción de la imagen con una matriz de 80 x 80. La tecnología fue avanzando con la adición de la arquitectura del haz en abanico y los procesos de rotación – traslación. Con este refinamiento cada haz de radiación activaba múltiples detectores, lo que incrementó el número de imágenes adquiridas por cada activación del tubo y por consiguiente disminuyó el tiempo de captación, aproximadamente, a 2,5 min por imagen.⁴¹

El próximo avance fue la introducción de tubos de rayos X, de rotación continua acoplados a detectores, que también rotaban en el *gantry* lo que disminuyó el tiempo de captación de las imágenes, hasta, aproximadamente, 18 seg y con mayor resolución.

El incremento de la velocidad se obtuvo con los equipos de tercera y cuarta generación en los que se desarrolló solo el sistema de rotación. El de tercera

generación se caracterizaba porque el tubo y los detectores estaban montados en lados opuestos al paciente, y se movían simultáneamente.⁴²

En el año 1977, se introduce el primer equipo de tomografía para estudiar todo el cuerpo, inicialmente, solo era posible el estudio del cerebro (**Figura 3**).

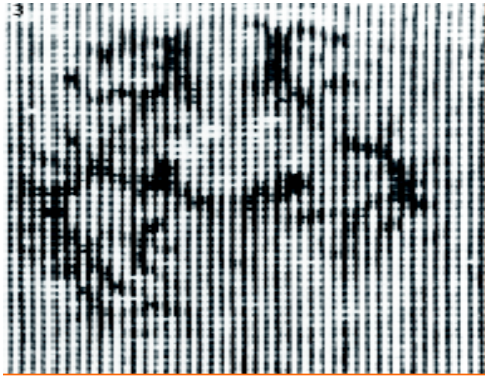


Figura 3. Imagen del cerebro de un paciente estudiado con el equipo diseñado por *Godfrey Hounsfield* en 1972.

En el año 1978, se introduce el sistema con detectores fijos y tubos de rayos X móviles, alrededor del paciente con lo cual disminuyó el tiempo de captación de cada imagen a 2,5 seg aproximadamente.

En 1982, se introducen los resultados clínicos con la EBCT, con el nombre comercial de Imatron en EE.UU. y Evolucion en Alemania que logra un corte en 50 – 100 mseg. No se logra su difusión debido a su gran tamaño, peso y costo y porque estaba muy limitado, pues prácticamente solo se usa para estudios cardiovasculares, además la resolución espacial es inferior a la TCMC. Los equipos de EBCT, se han usado mucho para los estudios de puntaje de calcio y todavía existen pero se han ido sustituyendo, por los de TCMC.⁴³

En 1987, se introduce en el mercado un equipo que lograba la rotación continua del *gantry* alrededor del paciente, nace así la tomografía en espiral o helicoidal.

Esta se desarrolla a partir de 1989, haciendo posible, los estudios de campos pulmonares en 24 seg con el paciente en apnea.⁴⁴ En 1992, se comienzan a realizar los estudios angiográficos con tomografía y se logran rotaciones y procesamientos más rápidos de las imágenes. En 1998, nace la época de los equipos espirales con múltiples detectores, y se logran dos cortes en una sola rotación. En el año 1999, se comienzan a usar estos equipos para el estudio del corazón, grandes vasos y arterias coronarias. El desarrollo tecnológico ha hecho que a lo largo de los años, surjan nuevos prototipos cada vez con mayor tamaño de la plataforma de imagen, desde 1 detector simple hasta 4 detectores, y en la actualidad, 8, 10, 16, 40, 64 , 256 y 320 detectores.

Estas y otras innovaciones han hecho posible el estudio del corazón, con muy buena calidad en las imágenes; cada generación nueva es mejor que la precedente. El tiempo de rotación de los tomógrafos de 64 cortes es de 0,33 seg y logran un espesor de corte de 0,4 mm, con alta resolución espacial y temporal que permite estudiar las arterias coronarias, con mejor resolución y calidad de imagen que las generaciones precedentes.

En la **figura 4** se muestra el *Somatom Sensation* de 64 cortes de la firma *Siemens* instalado en el Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular.



Figura 4. Tomógrafo *Sensation Cardiac 64 Slices*, *Siemens*.

A finales del 2005, se presenta el *Somatom Definition*, el cual consta de dos tubos de rayos X y dos sistemas de detectores, **(Figura 5)**, que se mueven solo en un ángulo de 90° con el fin de obtener las imágenes necesarias con mayor rapidez.

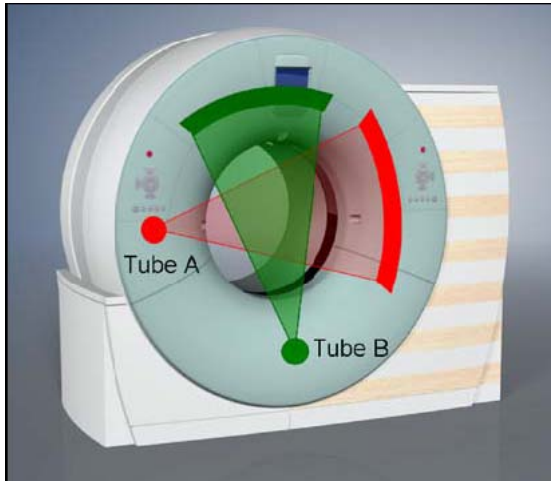


Figura 5. *Somatom Definition* con los dos tubos de rayos X y dos cadenas de detectores. Fuente: tomado de Flohr TG y col. First performance evaluation of dual source CT (DSCT) System. *Eur Radiol.* 2006; 16:256-268.

Con esto se logra una resolución temporal de 83 mseg, duplicando la de los equipos de un solo tubo que es de 165 mseg **(Figura 6)**, esto más la resolución espacial menor que 0,4 mm, hace que este equipo pueda definir estructuras anatómicas menores, con una alta calidad y sin necesidad de emplear beta bloqueadores en los estudios cardiacos.

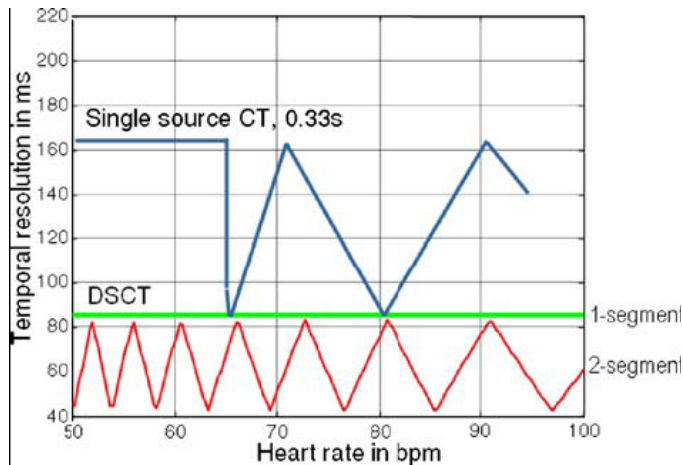


Figura 6. Resolución temporal del tomógrafo de una fuente y el de dos fuentes de rayos x. Fuente: tomado de *Flohr TG* y col. First performance evaluation of dual source CT (DSCT) System. *Eur Radiol.*2006;16:256-268.

2.5. Aspectos históricos de la aplicación de la tomografía computarizada en cardiología

La imagen tomográfica del corazón y su árbol coronario requiere alta resolución temporal, para eliminar artefactos generados por el movimiento y muy buena resolución espacial, submilimétrica para poder visualizar de forma adecuada las estructuras anatómicas pequeñas, tales como las arterias coronarias. Además el volumen cardiaco completo tiene que ser explorado con el paciente en apnea, mientras más corto sea el tiempo menor es la incidencia de artefactos por movimiento respiratorio. En 1978, al introducirse el sistema de tomografía con detectores fijos y tubos de rayos X móviles, decreció el tiempo de captación a 2 seg por imagen; como consecuencia de estos logros la tomografía se convirtió, en uno de los medios más empleados e incluyó muchas aplicaciones cardiacas, que con su excelente resolución y ausencia de estructuras superpuestas, permitió el estudio del pericardio y algunas anomalías estáticas tales como: defectos de llenado por trombos

o tumores, sin embargo, la contracción cardiaca no fue posible evaluar, adecuadamente. Un problema adicional con esta tecnología convencional fue que los cables del *scanner* restringían el movimiento del tubo y causa una rotación simple hasta un punto fijo, antes de que este retornara a la posición original. El movimiento continuo del tubo no fue posible y los tiempos de captación fueron, relativamente, fijos. La habilidad para visualizar el lumen de los vasos, el endocardio de las cavidades cardiacas, la pared de los vasos y el miocardio que lo rodeaba no era posible. La introducción de la EBCT, al inicio del decenio de los años 80, por el Dr. *Douglas Boyd* de la Universidad de California, San Francisco⁴³, constituyó un salto importante en el estudio del corazón. Este sistema consta de una resolución temporal de 50-100 ms y permitió por primera vez estudiar las contracciones cardiacas y visualizar pequeñas estructuras, como los depósitos de calcio en la pared arterial coronaria. Las primeras generaciones de *scanner* de un solo corte, al constar con baja resolución temporal y espacial, no fueron convincentes en el estudio del corazón.^{39, 40} La introducción de la TC en espiral de 4 cortes en el año 1999, con mayor velocidad de cobertura, mejor resolución temporal, tiempos de rotación rápidos (por debajo de 0,5 seg), con disparos sincronizados con el ECG, permitió estudiar la anatomía cardiaca con mejor precisión.⁴³⁻⁴⁹ La resolución temporal de 250 mseg y menor, fue suficiente para obtener imágenes sin artefactos de movimientos en las fases diastólicas medias y finales, en pacientes con frecuencia cardiaca por debajo de los 65 latidos por min.⁵⁰ Con 4 cortes simultáneos fue posible examinar toda el área cardiaca con cortes finos (4x1 mm o 4x1, 25 mm), durante un solo tiempo de apnea. Esta mejoría en la resolución espacial, unido a una mejor

resolución de contraste, hizo posible la visualización no invasiva del árbol arterial coronario.⁵¹⁻⁵⁵ Los estudios iniciales demostraron, que la TC de múltiples cortes era un método diagnóstico potencial, no solo para determinar el sitio de las obstrucciones coronarias, sino también para calcular el grado de severidad, además basado en la atenuación de los rayos X, caracterizar las placas ateroscleróticas (calcificadas, no calcificadas y mixtas).^{56,57} La cuantificación del calcio coronario (*Ca scoring*) a través de la EBCT y la TC de 4 cortes con captación prospectiva, sincronizada con el electrocardiograma mostró gran concordancia en experimentos con fantomas y buena correlación en pacientes.⁵⁸ Experiencias tempranas demostraron, que los parámetros de función ventricular medidos con TC de 4 cortes, correlacionaron bien con los medidos por la RM y la CI, tomando las fases telediastólicas y telesistólicas para el análisis.^{59, 60} A pesar de los grandes avances, cambios y limitaciones con respecto a los artefactos generados en los pacientes con frecuencia cardíaca alta, limitada resolución espacial y largos tiempos de apnea, persistían con la tomografía de 4 cortes. Los *stents* y arterias, severamente, calcificadas constituyen un dilema diagnóstico al emplear estos métodos, pues aparecen artefactos por volumen parcial como consecuencia de insuficiente resolución longitudinal.⁵⁴ En pacientes con frecuencia cardíaca alta, se necesitaron reconstrucciones especiales, pero que no garantizaron una evaluación satisfactoria. Se necesita un tiempo de apnea cercano a los 40 seg, para estudiar toda el área cardíaca con TC de 4 cortes, con lo cual es casi imposible que no aparezcan artefactos por movimientos respiratorios. En el año 2000, se lograron tiempos de examen más cortos con la introducción de la TC de 8 cortes. Con la TC de 16 cortes con tiempos de rotación del *gantry* de 0,375 seg

introducida en el 2001, mejoró la resolución espacial y temporal, comparado con las generaciones previas, el tiempo de examen fue, considerablemente, reducido pudiendo ser cubierto toda el área cardiaca con cortes submilimétricos en alrededor de 15 a 18 segundos.⁶¹⁻⁶³ La TC de 16 cortes con captaciones sincronizados con el electrocardiograma se introduce en la práctica clínica para estudiar el corazón y sus arterias coronarias, además se logró mejor caracterización de las placas ateroscleróticas en dichas arterias. *Nieman K*⁶⁴ y col estudiaron en 59 pacientes, angiografía coronaria por TC de 16 cortes e informaron una sensibilidad de 96 % y especificidad de 86 % para identificar ECS. Resultados similares fueron encontrados por otros investigadores.⁶⁵⁻⁶⁷ La resolución espacial y temporal aún no fue suficiente para lograr el estudio óptimo del árbol arterial coronario, con estas generaciones de scanners, pues la gran mayoría de los autores indican que cerca de 30 % de los segmentos coronarios no eran posibles de evaluar con la tomografía de 4 cortes,⁶⁸⁻⁷⁶ 25 % con 8 cortes⁷⁷ y 20 % con la de 16 cortes.⁷⁸⁻⁹²

La tomografía de 64 cortes se introduce en el año 2004, los equipos de esta generación cuentan con una resolución temporal de 165 ms y espacial de 0,4 mm lo que hace que el tiempo de captación de las imágenes cardiacas se reduzca de hasta 5 a 10 seg y mejore la calidad en las imágenes, sobre todo de los órganos en movimiento como el corazón. Todos estos avances, hacen que la técnica se empiece a utilizar con más frecuencia en el estudio de las arterias coronarias pues las generaciones previas no permitían realizar un estudio certero de estos vasos.

2.6. Aspectos éticos y filosóficos de la introducción de nuevas técnicas

Cada día se generaliza más la opinión de que la introducción de nuevos métodos y tecnologías, tiene carácter de investigación y que debe por lo tanto estar sometida a controles similares, a los que se utilizan para la evaluación de nuevos medicamentos.⁹³ Se plantea que cuando una técnica de iniciación reciente se introduce en un centro hospitalario, donde ya existen opciones alternativas, esto sea por medio de estudios clase ensayos clínicos, fase I de seguridad, fase II de eficacia y fase III de eficiencia diagnóstica, pues el empleo de métodos coercitivos o que impliquen una remuneración académica, están claramente proscritos y la opinión de expertos tiene valor científico relativo.⁹⁴ El conocimiento sobre la seguridad, el riesgo y la eficacia de los nuevos métodos y tecnologías de salud, requiere información y se evalúan las implicaciones económicas, la calidad de vida asociada a su uso y las implicaciones éticas, culturales y sociales de su difusión.

Por otra parte, la evaluación de tecnologías de salud se concibe cada vez más como un proceso de análisis, dirigido a estimar el valor y la contribución relativa de cada tecnología sanitaria, a la mejoría de la salud individual y colectiva, teniendo en cuenta su impacto económico y social. Es decir, la evaluación de los nuevos métodos y tecnologías de salud no es una disciplina especulativa o puramente académica sino un proceso interdisciplinario sistemático cuyo objetivo principal es el cambio. Como el propósito de la evaluación de las tecnologías de salud no es “el conocimiento del conocimiento” sino “favorecer el cambio”, las estrategias de diseminación de los resultados y recomendaciones, forman parte integrante del trabajo de quienes se dedican a la evaluación de las tecnologías de salud.⁹⁵

CAPÍTULO III.
MATERIAL Y MÉTODOS

III. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. Tipo de estudio

Se realizó un estudio descriptivo de sección transversal y comparativo de la coronariografía por TC de 64 cortes contra su patrón de oro, la CI, en el Instituto Nacional de Cardiología y Cirugía Cardiovascular de Ciudad Habana, Cuba entre enero de 2007 y mayo de 2008.

3.2. Pacientes evaluados

Fueron evaluados todos los pacientes remitidos al departamento de tomografía con sospecha de isquemia coronaria en el periodo del estudio, que, inicialmente, se les realizó la TC de 64 cortes cardiaca (cuantificación del calcio coronario, coronariografía o ambas), y luego la CI (n=350). De ellos se incluyeron: 276 en el análisis del valor diagnóstico del calcio coronario para diagnosticar ECS, 111 en el análisis del valor diagnóstico de la coronariografía por tomografía, para diagnosticar ECS y en 52 con antecedentes de angioplastia con colocación de *stent*, se evaluó el diagnóstico de reestenosis (**Figura 7**). Todos los pacientes se presentaron con síntomas sugestivos de isquemia coronaria y medios diagnósticos realizados (EKG, prueba ergométrica, ecocardiografía y perfusión por medicina nuclear), positivos o no concluyentes. Se tomó como patrón de referencia la CI. El tiempo medio entre el estudio tomográfico coronario y la CI fue de 45 ± 10 días.

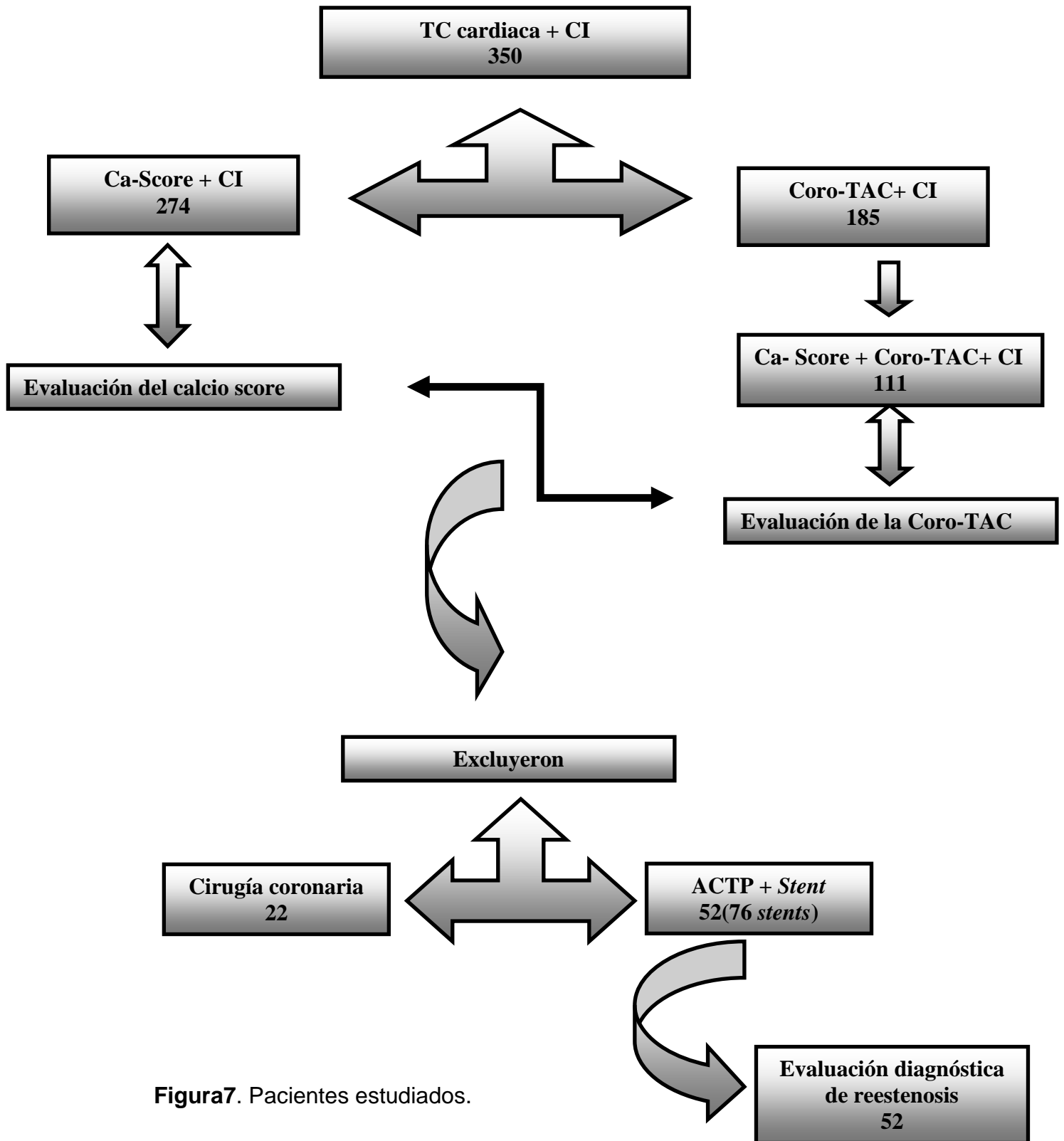


Figura7. Pacientes estudiados.

3.3. Análisis de precisión del puntaje de calcio y la coronariografía realizada a través de la tomografía de 64 cortes para el diagnóstico de ECS

3.3.1. Criterios de inclusión: pacientes sintomáticos con sospecha clínica de cardiopatía isquémica.

3.3. 2. Criterios de exclusión: pacientes que se realizaron estudio tomográfico coronario pero habían sido revascularizados previamente (por cirugía o por angioplastia con *stent*), y los que presentaron arritmia durante la captación de las imágenes tomográficas.

3.4. Análisis del valor de la coronariografía por tomografía de 64 cortes para el diagnóstico de reestenosis de *stent* coronario

3.4.1. Criterios de inclusión: pacientes con sospecha clínica de reestenosis pos-implantación de *stent* en arterias coronarias.

3.4.2. Criterios de exclusión: arritmia cardiaca.

Todos los pacientes dieron su consentimiento informado (Anexo 10.1). Los comités de ética y científico del centro aprobaron el protocolo (Anexo 10.2).

3.5. Preparación del paciente para la coronariografía por tomografía

La mayoría de los pacientes estaban bajo tratamiento con betabloqueadores, a los que no lo estaban se les administró 100 – 150 mg de atenolol por vía oral, si el día del examen la frecuencia cardiaca era mayor que 65 latidos/min. Todos los pacientes a los que se les realizó la coronariografía por tomografía recibieron una tableta de nitroglicerina sublingual de 0,5 mg, 7 min antes de la inyección del contraste. A todos los pacientes se les explicó de forma detallada sobre las cuestiones relacionadas con

el estudio para lograr una fase de apnea prolongada y evitar movimientos con el fin de reducir artefactos.

Los pacientes fueron estudiados en el *Somatom Cardiac Sensation 64 Slices*, Siemens Medical Systems, Forchheim, Germany.

Se cuantificó el puntaje de calcio (*calcio score*), y con posterioridad se realizó la coronariografía.

3.6. Protocolo de estudio para la cuantificación del calcio coronario

Se empleó un protocolo de exploración tomográfico espiral que utiliza la sincronización retrospectiva con el electrocardiograma y un tiempo de rotación de 0,33 seg.

Los parámetros del estudio en la determinación del puntaje de calcio en las coronarias fueron los recomendados por la firma comercial.⁹⁶

3.7. Análisis de la cuantificación del calcio coronario

A todos los pacientes se les realizó la cuantificación del calcio coronario. Al marcar las placas ateroscleróticas calcificadas automáticamente, aparece el puntaje total por arterias y total por pacientes, además el volumen, la masa y el total de lesiones **(Figura 8)**.

Name: FERNANDEZ PEREZ ALINA
 ID: 06-257
 DoB: 26/06/1942
 Date: 09/05/2006
 Time: 13:31:33
 No.: 0
 x: 0.9

Inst: I. C. C. V
 Model: Somans/5CaScoring

Umbral = 130 HU

Arteria	Número de lesiones (1)	Volumen [mm ³] (3)	Masa equiv. [mg CaHA] (4)	Valor (2)
LM	0	0.00	0.00	0.0
LAD	3	45.3	8.4	47.5
CX	4	38.8	6.0	23.5
RCA	3	53.3	9.98	54.7
Ttotal	10	137.5	24.22	130.8

AcqNo: 2
 SL:
 ST:
 CS:
 TI:
 kV:
 mA:
 Feed:

(1) Lesión basada en volumen
 (2) Equivalente Agaston Score
 (3) Volumen interpolado isotrópico
 (4) Factor de calibración: 0.737

CM:
 GT:
 ImC:
 WW: 00050
 C: 00200

Figura 8. Puntaje de calcio por arterias y por paciente.

3.8. Protocolo de estudio para la coronariografía por tomografía

Los parámetros del *scan* fueron los recomendados por la firma comercial.⁹⁶ Se utilizó el contraste: Iopromide 370 mg/mL (*Ultravist* de la firma *Shering*), volumen: 80 – 100 mL, solución salina 50 – 80 mL, bomba inyectora (*Medrad*) de doble cabezal, velocidad de flujo: 5 mL/seg. Primero se inyectó el contraste e inmediatamente después la solución salina para arrastrarlo de la vena cava superior, aurícula y ventrículo derecho. ROI (región de interés): aorta descendente torácica, umbral de disparo: 100 – 120 unidades *Hounfield* (UH). El contraste se inyectó a través de un trocar calibre 18 colocado en la vena antecubital preferiblemente del lado derecho.

Se realizaron reconstrucciones retrospectivas sincronizadas con ECG en fase diastólica del ciclo cardíaco al:

- a) 60 %, 65 % y 70 % en ciclos cardiacos largos.

b) 35 %, 40 % y 45 % en ciclos cardiacos cortos y reconstrucciones adicionales en el intervalo diastólico, donde mejor se visualizaron las arterias coronarias, si aparecían artefactos de movimiento.

Filtro de reconstrucción: *B30F Heart View Smooth ASA*.

Filtro de reconstrucción especial para *stent*: *B46F Heart View sharp ASA*.

3.9. Análisis de la coronariografía por tomografía

Cada lesión identificada se examinó, usando proyección de máxima intensidad planar (MIP), MIP curvado, reconstrucción multiplanar (RMP), en ejes longitudinales y transversales, técnica volumétrica en tres dimensiones y angioscopía virtual (**Figuras 9-13**). Para precisar las características y magnitud de las lesiones se realizó un análisis integral de estas herramientas.

3.10. Análisis de los *stents*

Cada *stent* fue visto en proyección axial, reconstrucciones multiplanar oblicua y reconstrucción multiplanar (RMP) curvo. El *stent* se analizó en eje longitudinal y ortogonal (**Figura 14 A y B**). Se consideró proliferación neointimal, si aparecía presencia de un área de poca captación de rayos X, zona oscura de baja densidad (70 ± 20 UH) en el interior del *stent* (**Figura 14 C y D**). Para esto se midió la densidad en unidades Hounsfield en el vaso previa al *stent*, intrastent y posterior a este. El resultado final fue emitido por consenso de dos observadores con experiencia.

La RMP, es la primera que hace el equipo automáticamente en los planos coronal, axial y sagital. Permite moverse dentro de estos planos hasta obtener la posición deseada para proceder a realizar reconstrucciones más complejas (**Figura 9**).

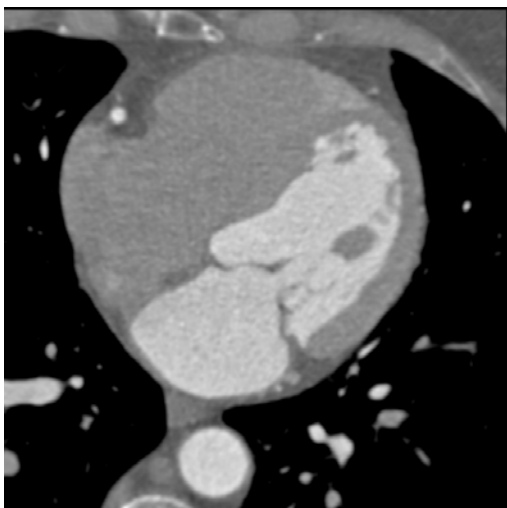


Figura 9. Reconstrucción multiplanar. Corte axial.

La PMI (**Figura 10**), logra un realce del vaso, se limpia la imagen al sustituir las estructuras que se superponen. La misma es de gran utilidad para evaluar las calcificaciones y los *stents* en los vasos. Con ayuda de esta función se pueden calcular nuevas interfases de orientación seleccionables libremente, a partir de topogramas. Es un método para presentación en tres dimensiones a lo largo de la visualización por medio de un volumen. En la imagen los resultados dependerán del voxel con la absorción más alta de cada área.



Figura 10. Proyección de máxima intensidad. Corte axial.

Partiendo de la PMI, se mueven las líneas de referencia hasta una posición deseada y luego se traza una línea que recorre toda la trayectoria de la arteria, al final después de dar doble click se traza el vaso en toda su extensión (**Figura 11**).

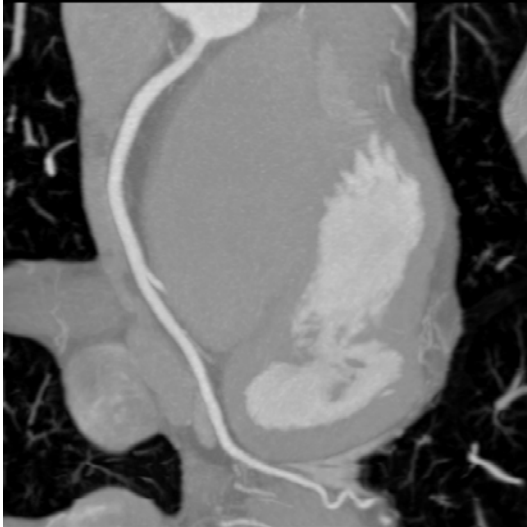


Figura 11. Proyección de máxima intensidad curvada.

Se logra una reconstrucción volumétrica (**Figura 12**), del órgano. Aporta una codificación de colores que asigna a cada uno de los tejidos por si solo, siendo más fácil identificarlos. Otra de las ventajas es que se puede eliminar el plano óseo y los tejidos blandos aparecen como transparentes.



Figura 12. Técnica volumétrica en 3D.

La angioscopia virtual (**Figura 13**), permite viajar por toda la luz del vaso. En el análisis de las coronarias es poco utilizada, se puede aplicar en vasos muy calcificados y para diferenciar las oclusiones totales de las parciales.

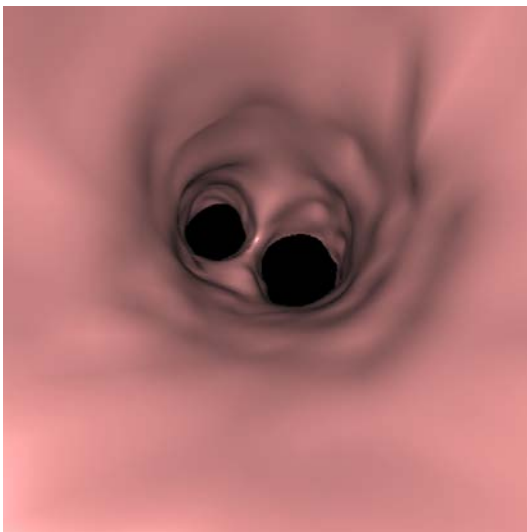


Figura 13. Angioscopía virtual.

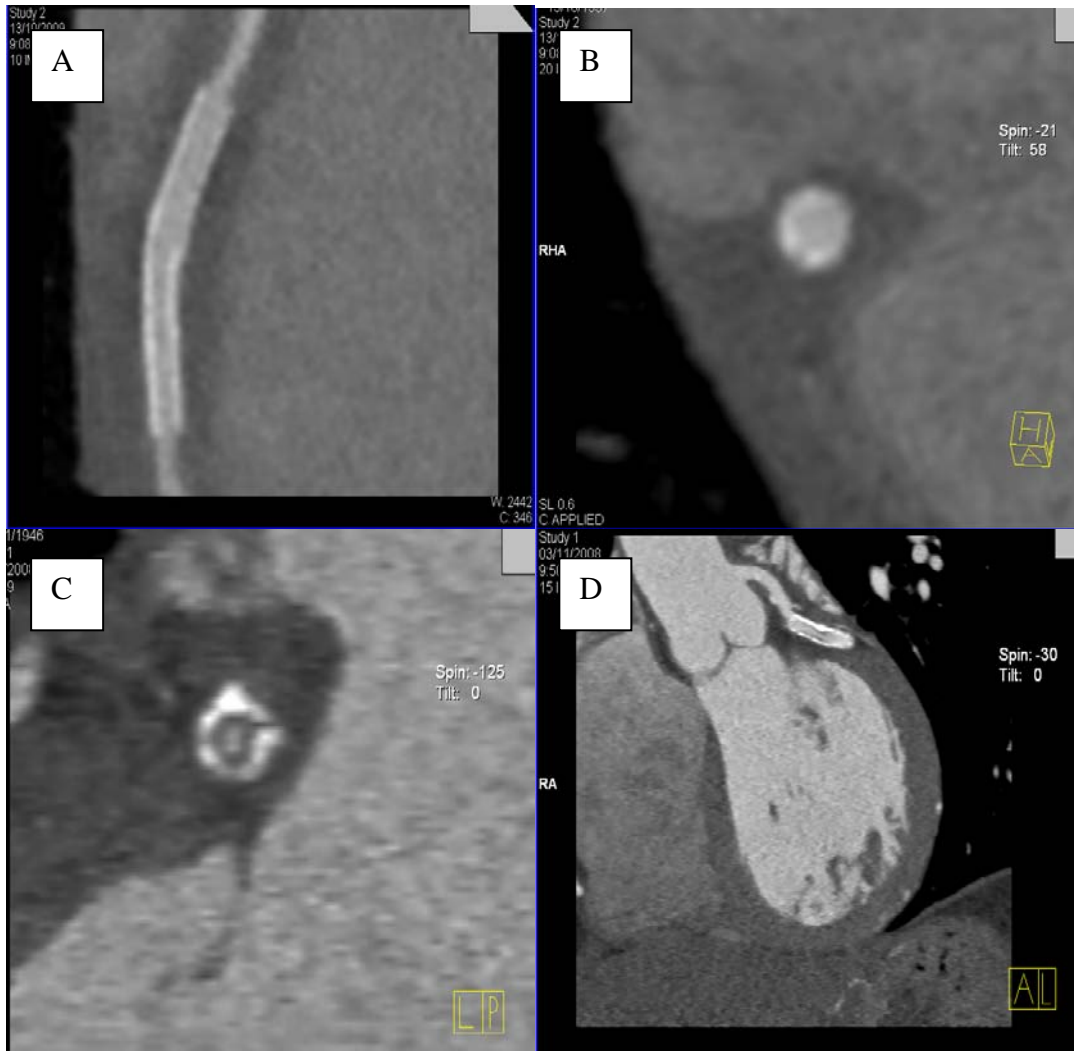


Figura 14. A. Eje longitudinal. *Stent* sin signos de restenosis. B. Corte ortogonal del *stent* de la figura A. C. Corte ortogonal. Zona oscura por hipoatenuación de los rayos x (proliferación neointimal), que obstruye más de un 50 % la luz del *stent*. D. *Stent* de la figura C visto en eje longitudinal.

El grado de estenosis de la arteria coronaria se realizó visualmente (estimación visual del grado de estenosis, comparando el diámetro en el sitio de la estenosis, con el diámetro previo y posterior a esta), por consenso de dos especialistas con experiencia en la tomografía cardiovascular y se consideró ECS si existía disminución de 50 % o más de la luz de los vasos coronarios.

3.11. Estudio angiográfico invasivo

Las coronariografías fueron realizadas en un angiógrafo *HICor, Siemens Medical Systems, Forchheim, Germany*. Se realizó inyección manual selectiva de contraste en cada arteria coronaria cateterizada por punción percutánea de la arteria femoral. Se tomaron al menos 2 vistas ortogonales de cada arteria coronaria. La interpretación fue hecha por consenso de dos hemodinamistas expertos. Se siguió el mismo criterio aplicado en la coronariografía por TC para diagnosticar ECS, y se aplicó la misma segmentación de las arterias coronarias en ambos procedimientos.⁹⁷

3.12. Análisis comparativo

3.12.1. Puntuación de calcio coronario cuantificado por TC de 64 cortes vs CI

Se realizó un análisis para determinar la precisión de la puntuación de calcio coronario cuantificado por TC de 64 cortes para detectar o excluir ECS, tomando como patrón de referencia la CI en el siguiente orden:

Análisis por pacientes o arterias para diferentes valores de corte: evaluando la presencia o ausencia de ECS por cada método en cada uno de los pacientes o arterias.

Valor de corte de puntuación de calcio (UA)	Positividad de ECS	Negatividad de ECS
0	>0	0
25	≥ 25	<25
50	≥50	<50
100	≥100	<100
400	≥400	<400

Criterio de positividad en la CI: se consideró ECS si aparece una disminución de 50 % o más de la luz del vaso.

3.12.2. Coronariografía por TC de 64 cortes vs CI

3.12.2.1. Diagnóstico de ECS

Se realizó una evaluación cualitativa para determinar la precisión de la coronariografía por TCMC de 64 cortes para detectar o excluir ECS, tomando como patrón de referencia la CI con el siguiente orden:

1. Análisis por pacientes, evaluando la presencia o ausencia de ECS, por cada método en cada uno de los pacientes.
2. Análisis por arterias: evaluando la presencia o ausencia de ECS, por cada método en cada una de las arterias (tronco de coronaria izquierda, arteria descendente anterior, arteria circunfleja y coronaria derecha).
3. Segmentos: evaluando la presencia o ausencia de ECS, por cada método en cada una de los segmentos (proximales, medios, distales y ramas) y total de segmentos.

Criterio de positividad en la coronariografía por TC de 64 cortes: se consideró ECS, si existe presencia de una disminución de 50 % o más de la luz del vaso.

Criterio de positividad en la CI: se consideró ECS, si existe presencia de una disminución de 50 % o más de la luz del vaso.

3.12.2.2 Diagnóstico de reestenosis

Se realizó una evaluación cualitativa para determinar la precisión de la coronariografía por TC de 64 cortes para detectar o excluir reestenosis tomando como patrón de referencia la CI con el siguiente orden:

1. Análisis por *stent* valorables a la TCMC, en cada paciente: evaluando la presencia o ausencia de reestenosis por cada método en cada *stent* valorable.
2. Análisis del total de *stent* (valorables y no valorables -falsos positivos- a la TCMC), como intención de tratar: evaluando la presencia o ausencia de reestenosis por cada método en cada *stent*.
3. Análisis por *stent* valorables según diámetro: evaluando la presencia o ausencia de reestenosis por cada método en los *stents* valorables menores que 3 mm y mayores o iguales que 3 mm de diámetro.

Criterio de positividad en la coronariografía por TC de 64 cortes: se consideró reestenosis si existe presencia de tejido de proliferación neointimal con pérdida luminal intrastent de 50 % o más.

Criterio de positividad en la CI: se consideró reestenosis si existe presencia de tejido de proliferación neointimal con pérdida luminal intrastent de 50 % o más.

Para denominar los segmentos se tomó como modelo la clasificación segmentaria de la *American Heart Association* (AHA).⁹⁷

Segmentación coronaria: **(Figura 15)**.

1. Coronaria derecha proximal.
2. Coronaria derecha media.
3. Coronaria derecha distal.
4. Arteria descendente posterior.
5. Tronco de coronaria izquierda.
6. Arteria descendente anterior proximal.
7. Arteria descendente anterior media.
8. Arteria descendente anterior distal.
9. Rama primera diagonal.
10. Rama segunda diagonal.
11. Arteria circunfleja izquierda proximal.
12. Arteria circunfleja izquierda distal.
13. Rama primera obtusa marginal.
14. Rama segunda obtusa marginal.
15. Rama posterolateral de VI.

Se consideró proximal, medio y distal los segmentos:

Proximal: 1, 5, 6 y 11.

Medio: 2 y 7.

Dístal: 3, 8, y 12 y ramas: 4, 9, 10, 13,14 y 15.

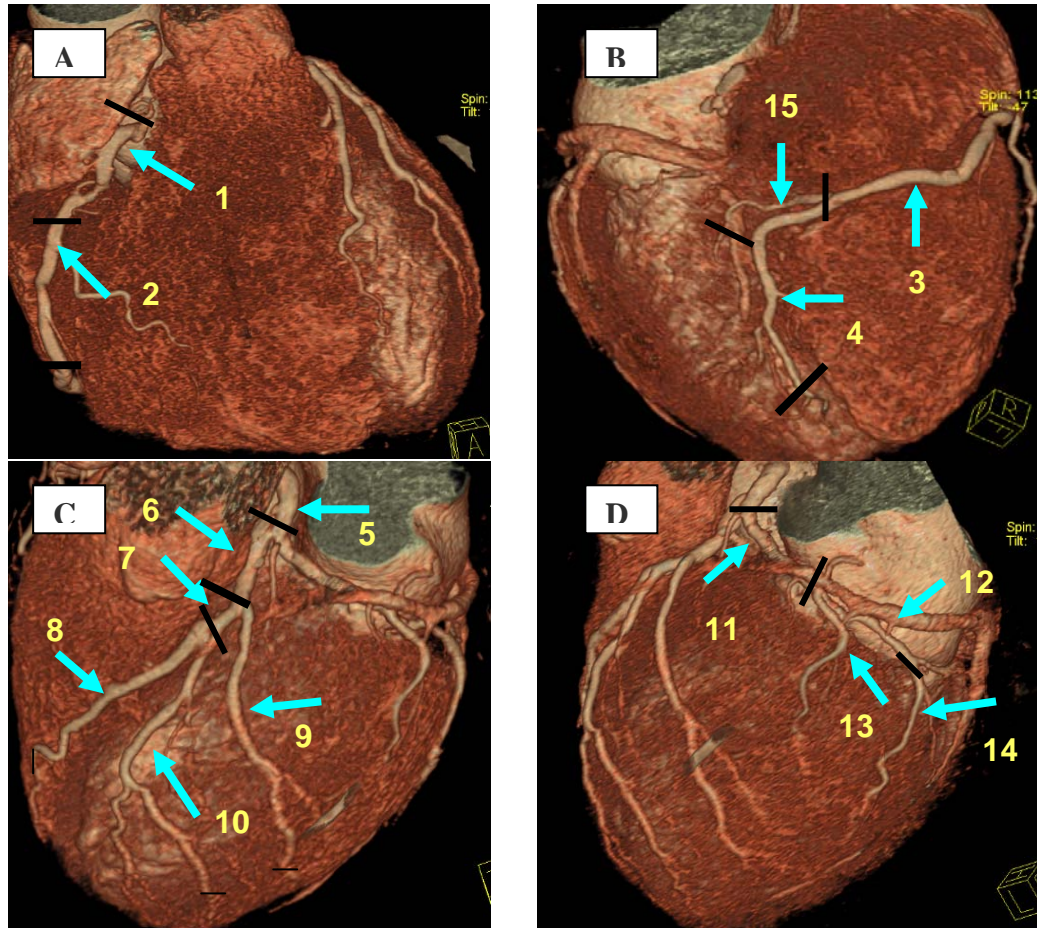


Figura 15. Técnica volumétrica en 3D (VRT). Segmentación coronaria.

3.13. Análisis estadístico

Las variables categóricas se describieron en frecuencias y porcentajes, y las continuas en valores medios \pm desviación estándar (DE).

Se determinaron índices de eficiencia diagnóstica: sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo, valor predictivo negativo, razones de verosimilitudes positivas y negativas e índice de Kappa de la coronariografía por TC de 64 cortes, para diagnosticar ECS y reestenosis de *stent* tomando como patrón de referencia la CI.⁹⁸

¹⁰⁰Además del puntaje de calcio coronario en el diagnóstico de ECS para diferentes valores.

Se determinó el área bajo la curva ROC (*Receiver Operating Characteristic Curves*) para el puntaje de calcio en el diagnóstico de ECS.

Se obtuvieron los intervalos de 95 % de confianza para la sensibilidad, especificidad, valores predictivos, índice de validez y razones de verosimilitud. Para esto se utilizó el programa EPIDAT 3.1-5.

Para el grado de significación estadística se empleó el Chi Cuadrado. Se consideró significativa una $p < 0,05$.

Se aplicó el *software* SPSS (SPSS Inc., Chicago, Ill) versión 13.0 en el análisis de los datos. Se empleó una PC Pentium IV, con ambiente de Windows XP. Los textos se procesaron en Word XP, y las tablas y gráficos se realizaron con Excel XP.

3.14. Operacionalización de las variables

En los casos de enfermedades o factores de riesgo, se operacionalizaron las variables patognomónicas y sustitutas.

3.14.1. Operacionalización de las variables y definición de las escalas y mediciones

Variable	Tipo	Operacionalización		Indicador
		Escala	Descripción	
Edad	Cuantitativa continua	Intervalo	Según años cumplidos por fecha de nacimiento en carné de identidad en historia clínica (HC).	Media \pm Desviación estándar
Sexo	Cualitativa nominal dicotómica	Masculino Femenino	Según género de pertenencia.	Frecuencia absoluta Porcentaje
Diabetes Mellitus	Cualitativa nominal dicotómica	Sí No	Según datos obtenidos de la encuesta realizada al paciente e HC.	Frecuencia absoluta Porcentaje
Hipertensión Arterial	Cualitativa nominal dicotómica	Sí No	Según datos obtenidos de la encuesta realizada al paciente e HC.	Frecuencia absoluta Porcentaje
Dislipidemia	Cualitativa nominal dicotómica	Sí No	Según datos referidos o informados en la HC sobre APP de cifras de colesterol $\geq 5,2$ mmol/l y/o triglicéridos $\geq 1,75$ mmol/l o en los últimos 2 meses o que se encuentre bajo tratamiento hipolipemiente.	Frecuencia absoluta Porcentaje
Obesidad índice de masa corporal	Cualitativa nominal politómica	< 25 No obeso 25 – 29,9 Sobrepeso ≥ 30 Obeso	IMC según fórmula de Quetelet peso en Kg. / talla (m) ² por la HC.	Frecuencia absoluta Porcentaje

(IMC)]				
Tabaquismo	Cualitativa nominal dicotómica	Sí No	Según datos obtenidos de la encuesta realizada al paciente y la HC.	Frecuencia absoluta Porcentaje
APF de Cardiopatía isquémica	Cualitativa Nominal dicotómica	Sí No	Según datos obtenidos de la encuesta realizada al paciente y la HC.	Frecuencia absoluta Porcentaje
Niveles de puntaje de calcio	Cuantitativa discreta y transformada en cualitativa nominal politémica	-Niveles de calcio coronario -0 UA -1-100 UA -101-400 UA ->400 UA	Según informe de protocolo de score de calcio.	Frecuencia absoluta Porcentaje
Estenosis coronaria significativa (ECS)	Cualitativa nominal dicotómica	Sí No	Según datos obtenidos por la coronariografía invasiva realizada	Frecuencia absoluta Porcentaje
Numero de vasos enfermos	Cualitativa nominal policotómica	1 vaso 2 vasos 3 vasos	Según informe de coronariografía invasiva realizada	Frecuencia absoluta Porcentaje

3.15. Recogida de datos y cuestionario

Los datos fueron recogidos en una planilla (**Anexo 10.3**), por una encuesta directa al paciente durante el estudio y de los informes emitidos por los médicos especialistas.

CAPÍTULO IV. CONTROL SEMÁNTICO

IV. CONTROL SEMÁNTICO

Paciente con sospecha de enfermedad coronaria: pacientes sintomáticos con pruebas no invasivas positivas o no concluyentes de isquemia miocárdica.

Arteria coronaria con estenosis significativa: presenta una disminución de la luz del vaso mayor o igual que 50 %.

Arteria con estenosis coronaria no significativa: presenta disminución de la luz del vaso menor que 50 %.

Hipertensión arterial: cifras tensionales $\geq 140/90$ y/o referencia de enfermedad y tratamiento antihipertensivo independientemente de las cifras de tensión arterial.¹⁰²

Diabetes mellitus: alteración metabólica de etiología múltiple caracterizada por hiperglucemia crónica (GPA ≥ 7 mmol/l y 2h GP ≥ 11.1 mmol/l) con alteraciones en el metabolismo de los hidratos de carbono, los lípidos y las proteínas, con una secuencia de defectos en la secreción o la acción de la insulina, o una combinación de ambas.¹⁰³

Obesidad: se tipifica como la persona cuyo índice de masa corporal (IMC; peso en kilogramos dividido por la talla en metros al cuadrado), supera el valor de 30.¹⁰⁴

Dislipidemia: se caracterizan por aumento en las concentraciones plasmáticas de colesterol y/o triglicéridos, una marcada predisposición familiar, un mayor riesgo de desarrollar una enfermedad cardiovascular prematura de causa arteriosclerótica y la presencia de depósitos variables de colesterol en tejidos extravasculares como la piel, los tendones y el hígado.¹⁰⁵

Puntaje de calcio o score de calcio: cuantificación de calcio coronario que permite valorar el depósito de calcio en las arterias coronarias según el método de Agatston.¹⁰⁶

Tomografía computarizada de múltiples cortes (TCMC): se trata de una tecnología basada en la tomografía computarizada helicoidal. El sistema consta de una serie de detectores de rayos X, instalados en un sistema rotacional axial, que permiten, mediante un avance continuo de la camilla de exploración, la obtención simultánea de múltiples cortes axiales de una región anatómica. Dichos cortes forman en su conjunto un volumen anatómico virtual que puede ser reconstruido, tratado y analizado en cualquier eje mediante su procesamiento en una estación de trabajo digital.¹⁰⁷

Coronariografía por TC de 64 cortes: procedimiento no invasivo o mínimo invasivo que se realiza inyectando material de contraste con una concentración mayor o igual que 300 mg/ml a través de una vena periférica o central y la obtención de las imágenes se logra con la TC de 64 cortes sincronizado con el ECG del paciente, luego se realizan reconstrucciones axiales en telesístole o telediástole en dependencia de la frecuencia cardíaca durante la captación de las imágenes y se realiza el procesamiento en computadora con herramientas (3D, PMI, RMP, PMI y RMP curvado, *VRT*, *Circulation software*) establecidas y en varios planos (axial, frontal y sagital), ejes (longitudinal o ortogonal) y vistas (oblicuas, laterales y frontales y con angulaciones), permitiendo hacer un análisis cualitativo y cuantitativo de la anatomía coronaria.

Coronariografía invasiva (CI): procedimiento invasivo que se realiza mediante la inyección directa a través de un cateter introducido por punción percutánea o por disección de una arteria de miembro superior o inferior de material de contraste radiopaco, en las arterias coronarias y grabación de las imágenes radiográficas en películas digitales.¹⁰⁸

Resolución espacial: es la distancia mínima que debe haber entre dos puntos de un objeto, para poderlos identificar como imágenes independientes. En el caso de la tomografía, la resolución máxima es la del tamaño de un voxel. Por tanto, para tener mayor resolución espacial se debe disminuir el espesor de corte, aumentar la matriz de la imagen y reducir el tamaño del campo. Un aumento de la resolución espacial es importante porque para examinar los vasos e imágenes pequeñas, se necesita un rango milimétrico para obtener la imagen con la calidad requerida.⁴²

Resolución temporal: está relacionada con la mayor o menor borrosidad cinética del cuerpo estudiado por el tiempo de adquisición de la imagen, siendo inversamente proporcional al tiempo de exposición. Esta resolución se mejora disminuyendo los tiempos de adquisición, usando fármacos y sincronizando la obtención de la imagen con la respiración o el electrocardiograma. Por lo general se obtienen las imágenes en diástole y apnea.⁴²

Verdadero positivo (VP): Resultado anormal en un individuo con la enfermedad.⁹⁸

Falso positivo (FP): Resultado anormal en un individuo sin la enfermedad.⁹⁵

Verdadero negativo (VN): Resultado normal en un individuo sin la enfermedad.⁹⁸

Falso negativo (FN): Resultado normal en individuo con la enfermedad.⁹⁵

Sensibilidad: Porcentajes de pacientes con la enfermedad que tienen una prueba anormal. $S = VP / (VP + FN)$.⁹⁸

Especificidad: Porcentaje de pacientes sin la enfermedad que tienen una prueba normal. $E = VN / (VN + FP)$.⁹⁸

Valor predictivo positivo (VPP): Porcentaje de pacientes con una prueba anormal que tienen la enfermedad. $VPP = VP / (VP + FP)$.⁹⁸

Valor predictivo negativo (VPN): Porcentaje de pacientes con una prueba normal que no tienen la enfermedad. $VPN = VN / (VN + FN)$.⁹⁸

Precisión predictiva (PP): Porcentaje de resultados verdaderos positivos. $PP = (VP + VN) / \text{total de pruebas}$.⁹⁸

Razón de verosimilitud positiva o cociente de probabilidad positivo: Se calcula dividiendo la probabilidad de un resultado positivo en los pacientes enfermos entre la probabilidad de un resultado positivo entre los sanos. Es, el cociente entre la fracción de verdaderos positivos (sensibilidad) y la fracción de falsos positivos

$$(1 - \text{especificidad})$$
⁹⁹⁻¹⁰¹

$$RV + = \text{Sensibilidad} / 1 - \text{Especificidad}$$

• **Razón de verosimilitud negativa o cociente de probabilidad negativo:** Se calcula dividiendo la probabilidad de un resultado negativo en presencia de enfermedad entre la probabilidad de un resultado negativo en su ausencia. Se calcula por lo tanto, como el cociente entre la fracción de falsos negativos (1 - sensibilidad) y la fracción de verdaderos negativos (especificidad).⁹⁹⁻¹⁰¹

$RV = 1 - \text{Sensibilidad} / \text{Especificidad}$

CAPITULO V. RESULTADOS

V. RESULTADOS

Los factores de riesgo predominantes en los 276 pacientes estudiados por sospecha de cardiopatía isquémica e incluidos en el análisis del valor diagnóstico del puntaje de calcio fueron la edad avanzada, sexo masculino, la hipertensión arterial, los antecedentes patológicos familiares de cardiopatía isquémica, el hábito de fumar y la dislipidemia. La enfermedad coronaria más frecuente fue la de un vaso con 51 %, y la estenosis coronaria significativa estuvo presente en 85 % de los pacientes, de acuerdo a la CI (**Tabla 1**).

Tabla1. Características demográficas, clínicas y anatómicas de los pacientes con sospecha de cardiopatía isquémica e incluidos en el análisis del calcio

Características	n	%
Edad media \pm DS	60 \pm 9	
Sexo Masculino	186	67
Hipertensión arterial	193	70
Dislipidemia	110	40
Diabetes mellitus	52	19
Hábito de fumar	135	49
APF de cardiopatía isquémica	160	58
No. vasos enfermos por CI		
Enfermedad de 1 vaso	60	22
Enfermedad de 2 vasos	32	12
Enfermedad de 3 vasos	42	15
ECNS o no estenosis por CI	142	51

APF: antecedentes patológicos familiares; ECNS: estenosis coronaria no significativa.

La arteria coronaria descendente anterior fue la más afectada por la aterosclerosis y se cuantificó un puntaje medio de calcio de 141 (**Figura 16**). El número de ECS fue mayor en dicha arteria (**Figura 17**).

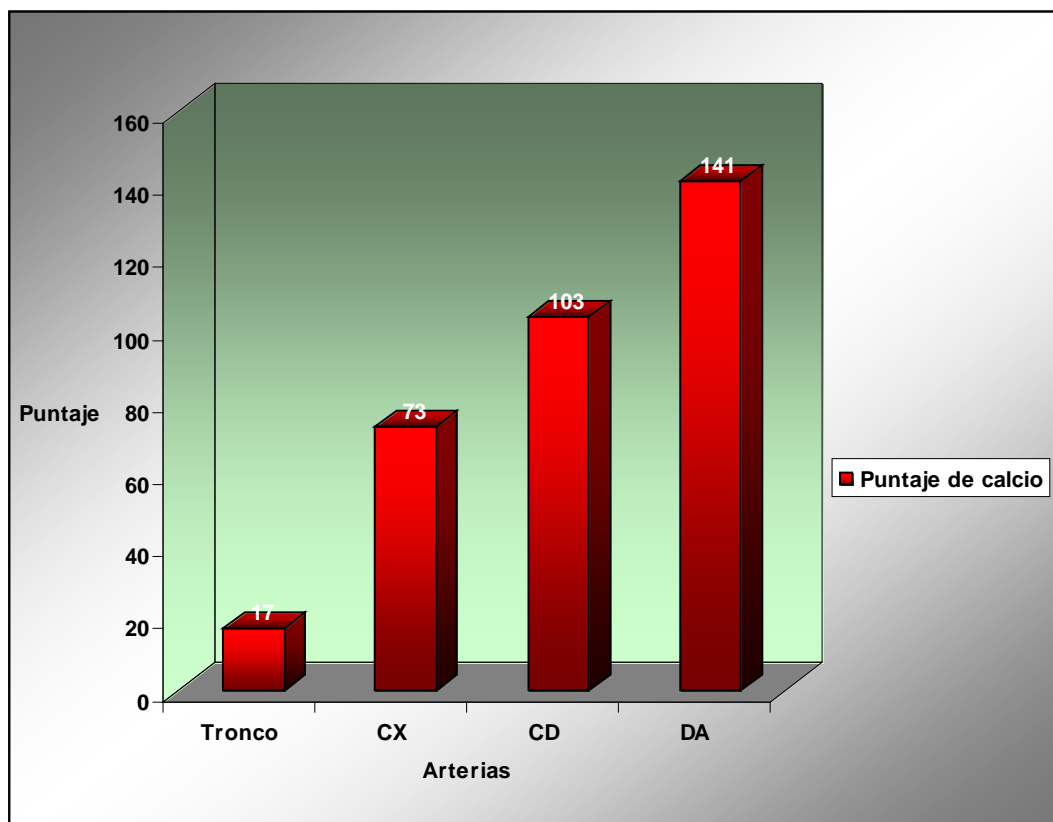


Figura 16. Puntaje medio de calcio por arteria coronaria.

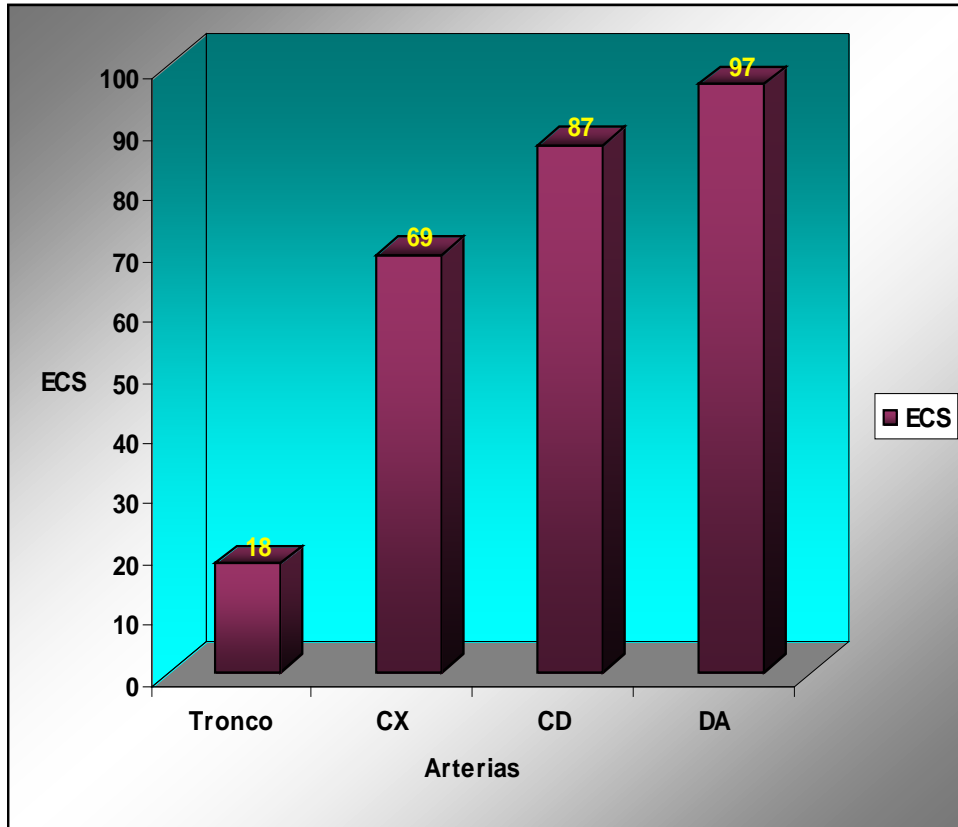


Figura 17. Número de ECS por arterias coronarias en CI.

A 128 (72 %) pacientes de 179 que tenían calcio en las arterias coronarias se les diagnosticó ECS en la CI, sin embargo, de los 79 sin calcio solo 6 (7,6 %) tuvieron ECS ($p < 0,001$).

La enfermedad multivaso se observó más en los pacientes con puntaje de calcio coronario mayor o igual que 400 UA (**Tabla 2**).

Tabla 2. Pacientes según puntaje de calcio y número de vasos con ECS en CI

Puntuación	n=276	0 Vasos (%)	1 vaso (%)	2 vasos (%)	3 vasos (%)
0 UA	79	73(92,4)	4(5)	1(1,3)	1(1,3)
1 - 100 UA	75	46(61)	27(36)	2(3)	0(0)
101-400 UA	53	19(36)	19(36)	10(19)	5(9)
≥ 401	69	4(6)	10(14)	19(28)	36(52)

($p < 0,0001$)

En la **figura 18** se observa un paciente con puntaje de calcio total 0 UA y presencia de enfermedad de un vaso.

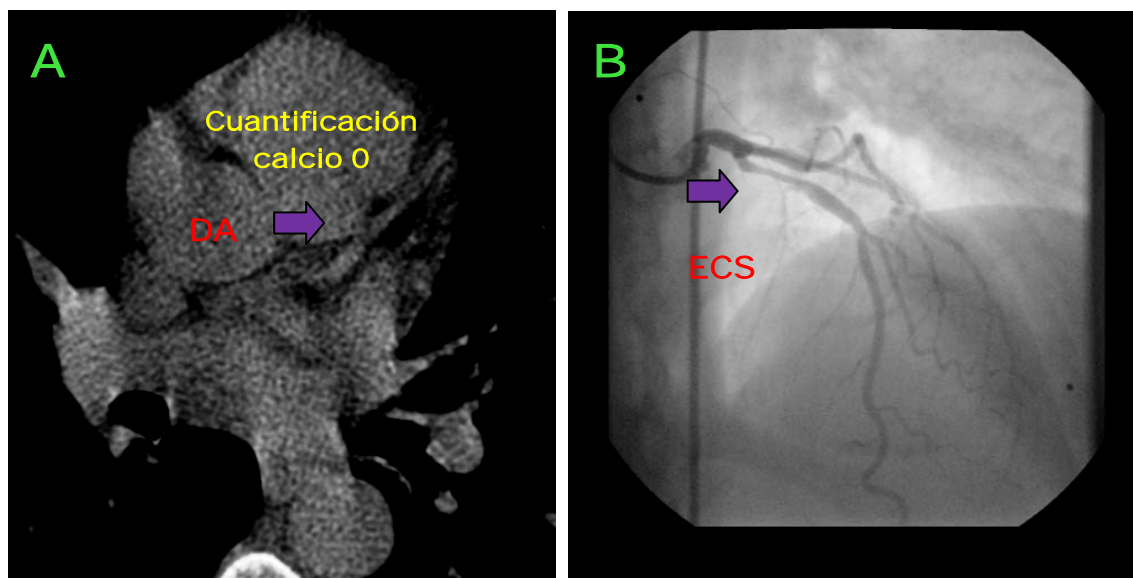


Figura 18. A: puntaje de calcio 0 UA; B: coronariografía invasiva que arroja ECS (flecha) en segmento proximal de arteria descendente anterior.

En el 94,2 % de los pacientes con puntaje de calcio coronario mayor o igual que 400 UA se diagnosticó ECS, comparado con 7,6 % con puntaje 0 UA, $p < 0,001$ (Tabla 3).

Tabla 3. Pacientes según puntaje de calcio coronario y presencia de ECS en la CI

Puntuación	Número	ECNS	%	ECS	%
0 UA	79	73	92,4	6	7,6
1 - 100 UA	75	46	61,3	29	38,7
101-400 UA	53	19	35,8	34	64,2
≥ 401	69	4	5,8	65	94,2

ECNS: estenosis coronaria no significativa; ECS: estenosis coronaria significativa; $p < 0,0001$.

En la **Figura 19**, se observa un paciente con puntaje de calcio mayor que 401 UA y presencia de enfermedad coronaria significativa.

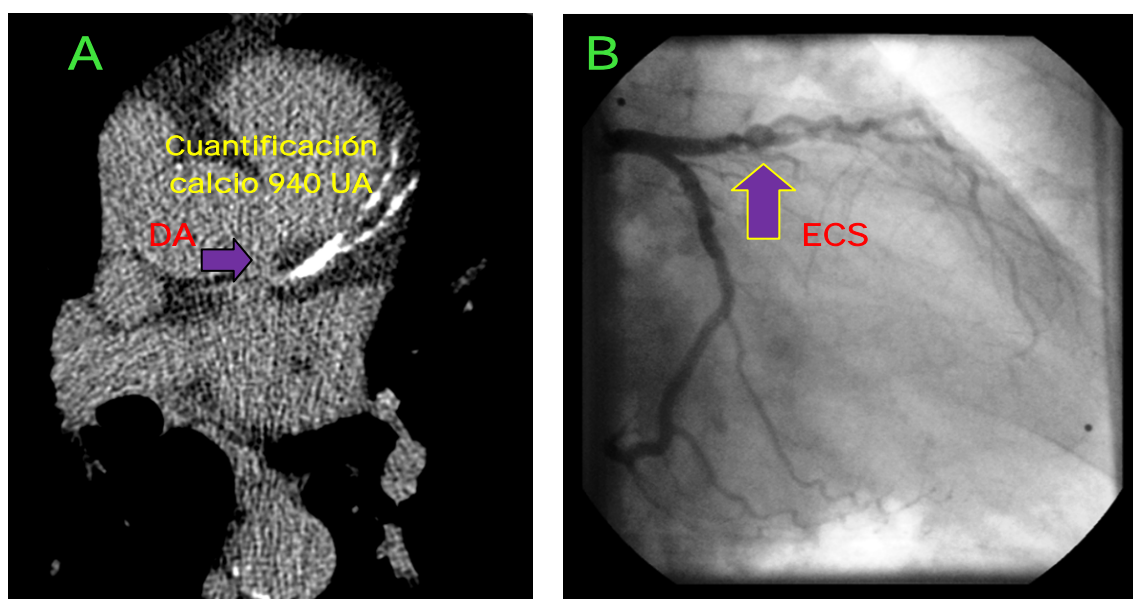


Figura 19. A: arteria descendente anterior muy calcificada con score 940 UA y presencia de ECS de dicha arteria en la coronariografía invasiva (B, Flecha).

El 87,9 % de las arterias con puntaje de calcio mayor o igual que 400 UA se les diagnosticó ECS, contra el 4,1 % con puntaje 0 UA, $p < 0,001$ (**Tabla 4**).

Tabla 4. Puntaje de calcio total en las arterias y presencia de ECS en la CI

Puntuación	Número	ECNS	%	ECS	%
0 UA	574	550	95,9	24	4,1
1 - 100 UA	311	233	75	78	25
101-400 UA	161	43	26,8	118	73,2
≥ 401	58	7	12,1	51	87,9

ECS: estenosis coronaria significativa; ECNS: estenosis coronaria no significativa; $p < 0,0001$.

En la **figura 20**, se observa el mismo paciente de la figura 19, que a pesar de tener puntaje de calcio mayor que 400 UA en la CX, no presenta ECS en la coronariografía invasiva.

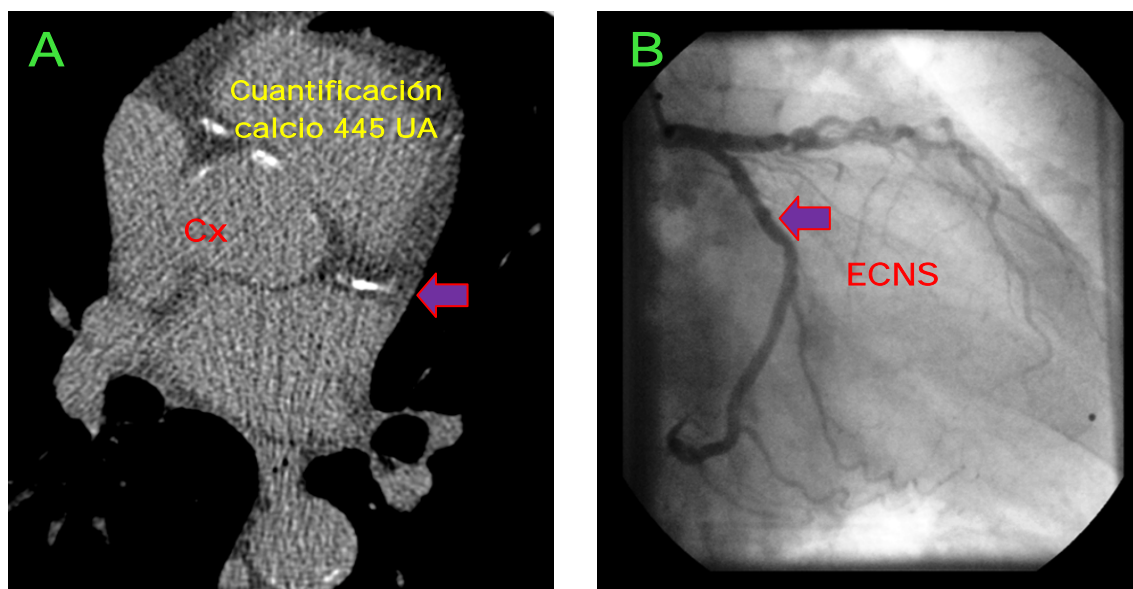


Figura 20. A: paciente con arteria circunfleja muy calcificada (flecha); B: ausencia de ECS (flecha) en la CI.

La S; E; VPP y VPN del puntaje de calcio coronario por pacientes en el diagnóstico de ECS para valor de corte 0 UA fueron 96; 51; 65 y 92 % respectivamente, kappa de 0,46(IC95 %, 0,37-0,56) y para valor de corte 50 UA de 84; 80; 84 y 80 %

respectivamente con un kappa de 0,64(IC95 %, 0,56-0,74) (p<0,0001). Para valores de cortes mayores se evidencia aumento de la E y VPP, con disminución del VPN y la sensibilidad (**Tabla 5**).

Tabla 5. Valor del puntaje de calcio por pacientes para detectar ECS en CI según diferentes puntos de cortes

Valor de corte	0 UA	50 UA	100 UA	400 UA
VP	128	113	99	65
FP	69	28	23	4
VN	73	114	119	138
FN	6	21	35	69
Sensibilidad (%)	96(92-99)	84(78-91)	74(66-82)	49(40-57)
Especificidad (%)	51(43-60)	80(73-87)	84(77-90)	97(94-100)
VPP (%)	65(58-72)	80(73-87)	81(74-89)	94(88-100)
VPN (%)	92(86-99)	84(78-90)	77(70-84)	67(60-73)
Razón Verosimilitud +	1,97(1,65-2,34)	4,28(3,04-6,01)	4,56(3,10-6,72)	17(6,45-46)
Razón Verosimilitud -	0,09(0,04-0,19)	0,20(0,13-0,29)	0,31(0,23-0,42)	0,53(0,45-0,63)
Índice de Kappa	0,46(0,37-0,56)	0,64(0,56-0,74)	0,58(0,48-0,67)	0,46(0,37-0,56)
Índice de validez	73(67-78)	82(78-86)	79(74-84)	74(68-79)
p-Kappa	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; UA: unidades Agatston; V: verosimilitud.: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo.

El área bajo la curva ROC fue $0,887 \pm 0,020$ (IC95 %, 0,848 – 0,926) (**Figura 21**). La prevalencia de ECS fue 48,5 %.

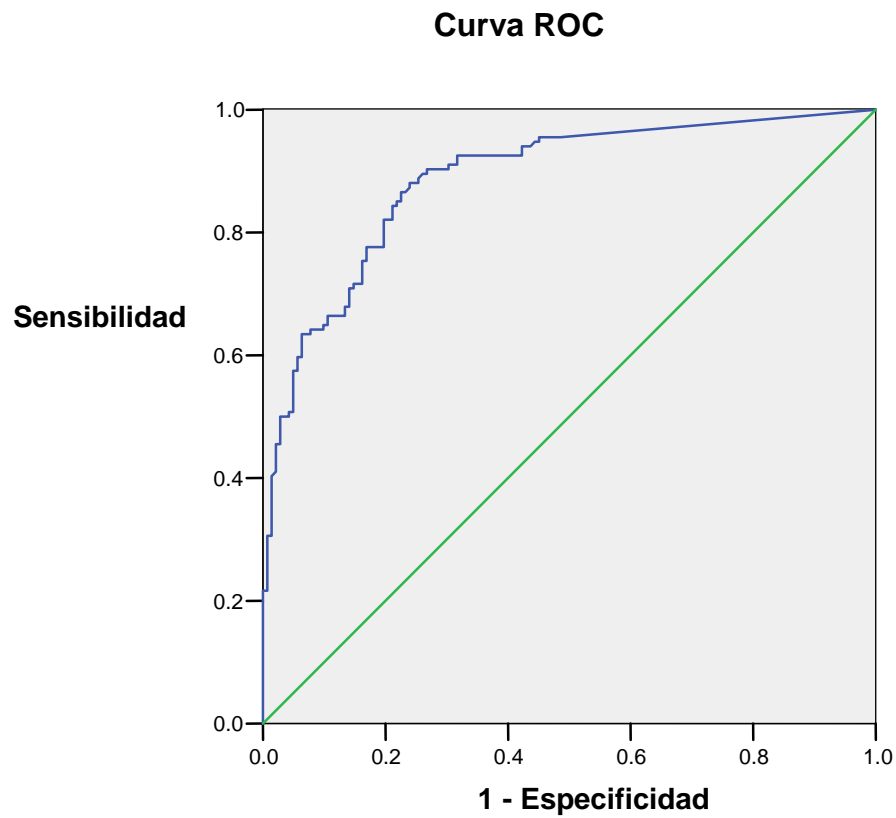


Figura 21. Curva ROC representativa de la utilidad del puntaje total de calcio por paciente en el diagnóstico de estenosis significativa. Área bajo la curva de $0,887 \pm 0,020$ (0,848 – 0,926).

La S; E; VPP; y VPN del puntaje de calcio coronario en el diagnóstico de ECS para valor de corte 0 UA fueron 91; 66; 47; y 96 % respectivamente, con un kappa de 0,43(IC 95 %, 0,39-0,48) y para valor de corte 25 UA de 83; 82; 60; y 94 % respectivamente con un kappa de 0,58(IC95 %, 0,52-0,63) ($p < 0,0001$) en el análisis por arterias. Para valores de cortes mayores se evidencia aumento de la E y VPP, con disminución del VPN y la S (**Tabla 6**).

Tabla 6. Valor del puntaje de calcio por arterias para detectar ECS en CI según diferentes puntos de cortes

Valor de corte	0 UA	25 UA	100 UA	400 UA
VP	247	224	169	53
FP	283	148	50	5
VN	550	685	783	828
FN	24	47	102	218
Sensibilidad (%)	91(88-95)	83(78-87)	62(56-68)	20(15-24)
Especificidad (%)	66(63-69)	82(80-85)	94(92-96)	99(99-99,9)
VPP (%)	47(42-51)	60(55-65))	77(71-83)	91(83-99)
VPN (%)	96(94-98)	94(92-95)	89(86-91)	79(77-82)
Razón de V+	3(2,42-2,97)	4,65(3,98-5,44)	10(7,8-13,8)	33(13-81)
Razón de V-	0,1(0,09-0,20)	0,2(0,16-0,27)	0,40(0,34-0,47)	0,81(0,76-0,86)
Índice de Kappa	0,43(0,39-0,48)	0,58(0,52-0,63)	0,60(0,55-0,66)	0,26(0,19-0,32)
Índice de validez	72(70-75)	82(80-84)	86(84-88)	80(77-82)
p-Kappa	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston; V: verosimilitud.

En la **Figura 22**, se observa una arteria con puntaje de calcio 0 UA y ausencia de ECS.

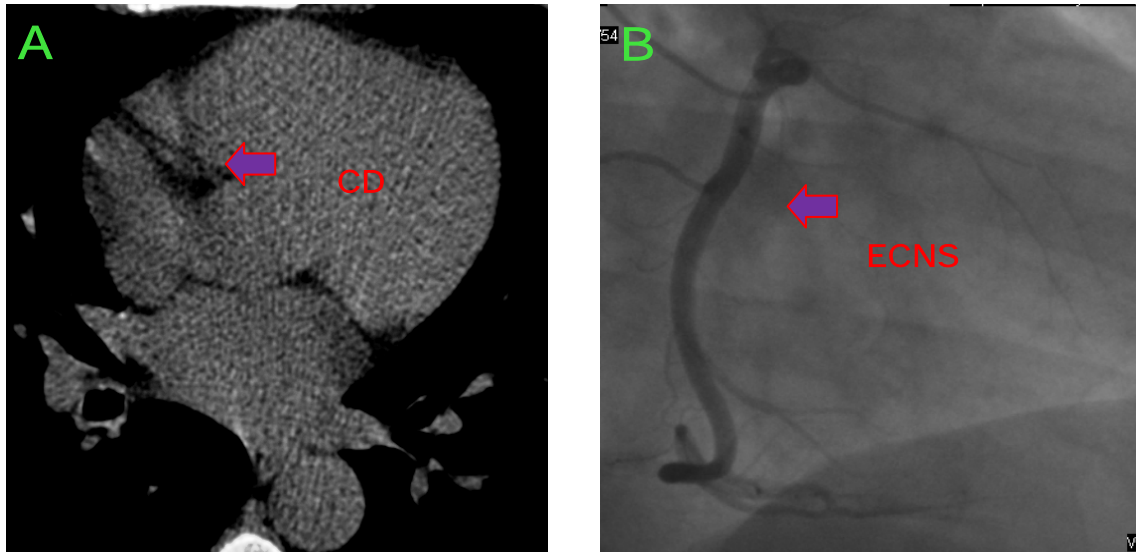


Figura 22. A: puntaje de calcio 0 UA en la coronaria derecha (Flecha); B: ausencia de lesión coronaria obstructiva en la CI.

El área bajo la curva ROC para el tronco de la coronaria izquierda, la arteria descendente anterior, la arteria circunfleja y coronaria derecha fueron $0,847 \pm 0,62$ ($0,726 - 0,967$); $0,842 \pm 0,26$ ($0,792 - 0,893$); $0,874 \pm 0,26$ ($0,822 - 0,925$); y $0,885 \pm 0,23$ ($0,848 - 0,926$) respectivamente (**Figuras 23-26**). La prevalencia de ECS fue de 24,5 %.

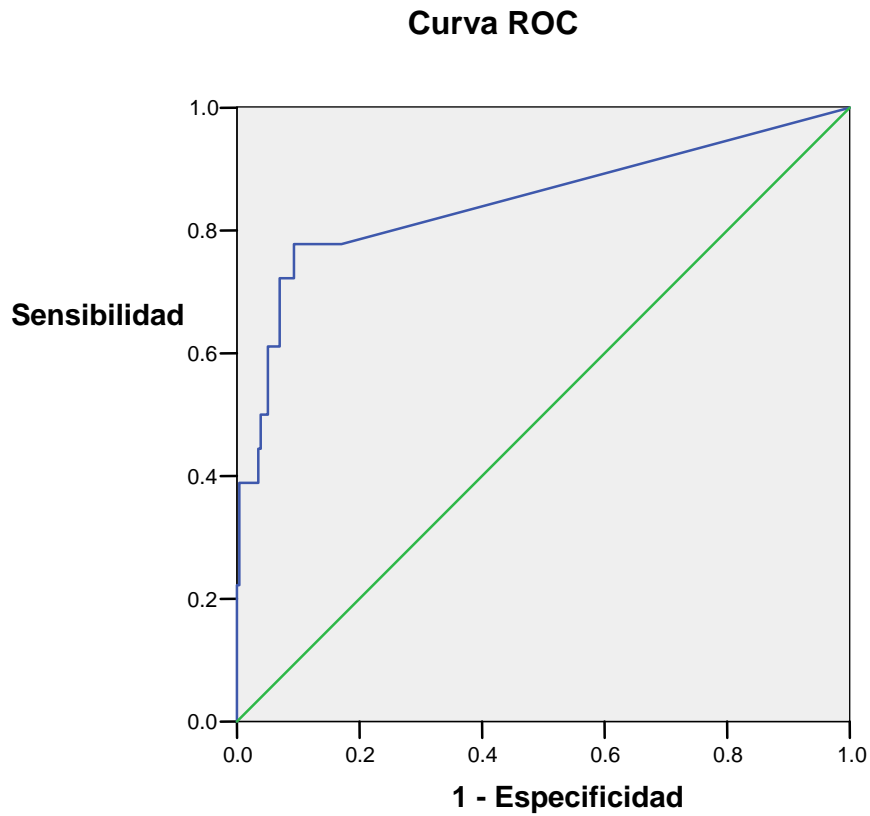


Figura 23. Curva ROC representativa de la utilidad del puntaje de calcio en el tronco de la coronaria izquierda en el diagnóstico de estenosis significativa. Área bajo la curva de $0,847 \pm 0,62(0,726 - 0,967)$.

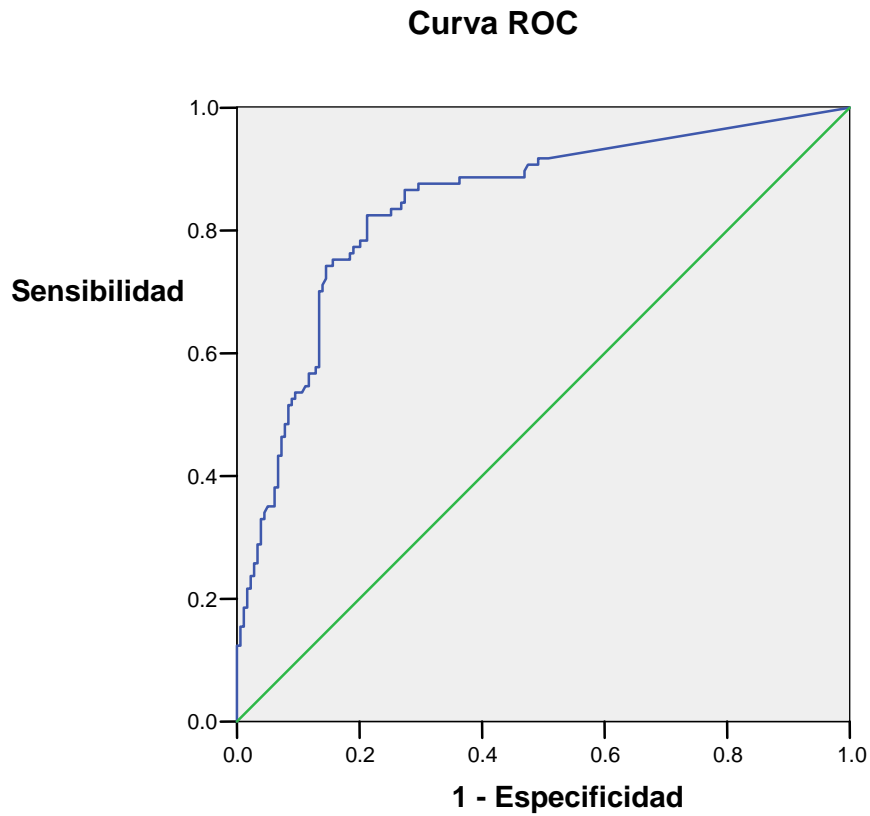


Figura 24. Curva ROC representativa de la utilidad del puntaje de calcio en la arteria descendente anterior en el diagnóstico de estenosis significativa. Área bajo la curva de $0,842 \pm 0,26(0,792 - 0,893)$.

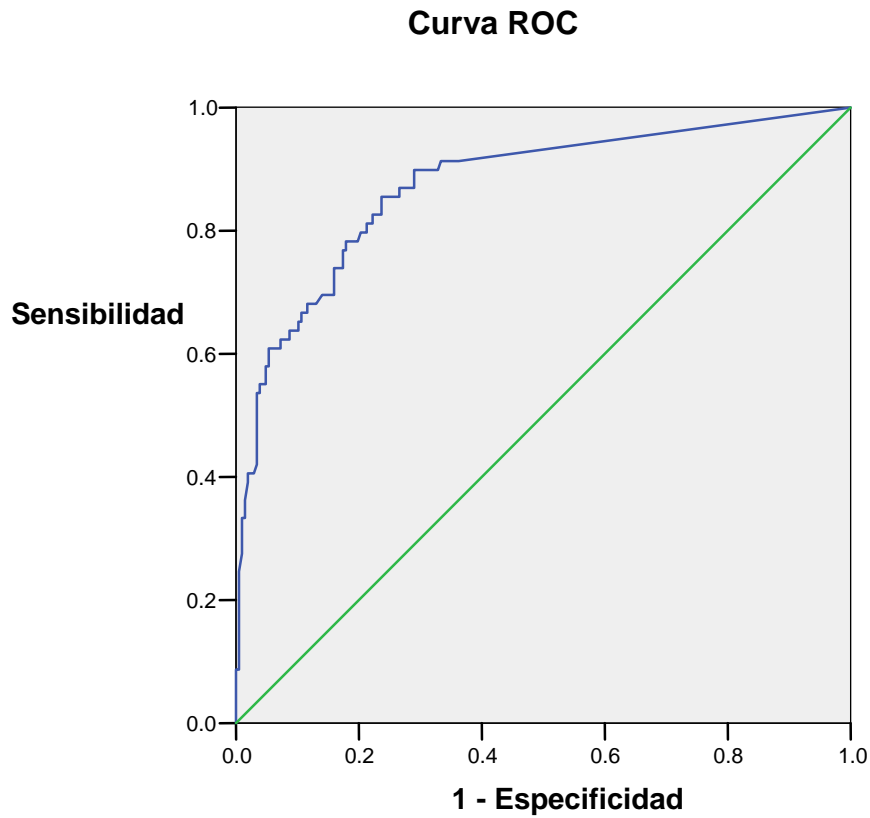


Figura 25. Curva ROC representativa de la utilidad del puntaje de calcio en la arteria circunfleja en el diagnóstico de estenosis significativa. Área bajo la curva de $0,874 \pm 0,26(0,822 - 0,925)$.

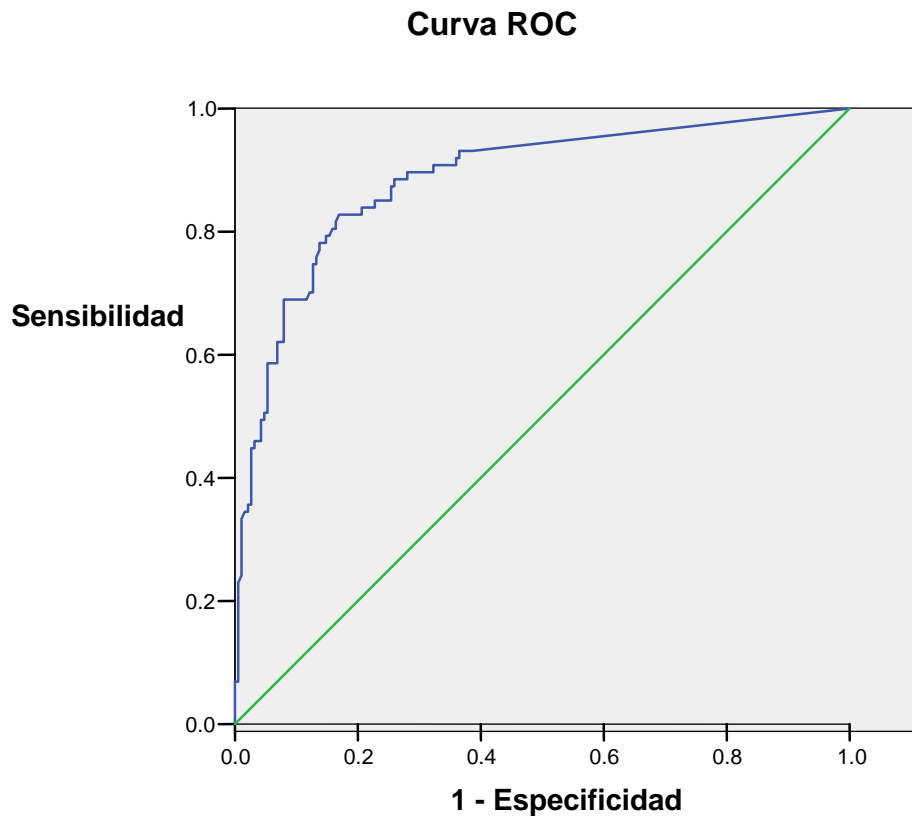


Figura 26. Curva ROC representativa de la utilidad del puntaje de calcio en la arteria coronaria derecha en el diagnóstico de estenosis significativa. Área bajo la curva de $0,885 \pm 0,23(0,840 - 0,929)$.

La prevalencia de ECS en los pacientes que se realizaron la coronariografía por TCMC y se incluyeron en el análisis de precisión fue 42,3 %. La S; E; VPP y VPN fueron 98; 92; 90 y 98 % respectivamente, con un kappa de 0,89 (IC95 %, 0,81-0,98) ($p < 0,0001$) (**Tabla 7**).

Tabla 7. Valor de la coronariografía por TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS en el análisis por pacientes vs por CI

	Pacientes
n	111
VP	46
FP	5
VN	59
FN	1
Sensibilidad (%)	98(93-100)
Especificidad (%)	92(85-99,5)
VPP (%)	90(81-99)
VPN (%)	98(94-100)
Razón de V+	13(5,4-29)
Razón de V-	0,02(0,00-0,16)
Índice de Kappa	0,89(0,81-0,98)
Índice de validez	95(90-99)
p-kappa	<0,0001
Prevalencia (%)	42,3

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston; V: verosimilitud.

En la **Figura 27**, se muestra un paciente que resultó ser verdadero positivo de enfermedad coronaria significativa.

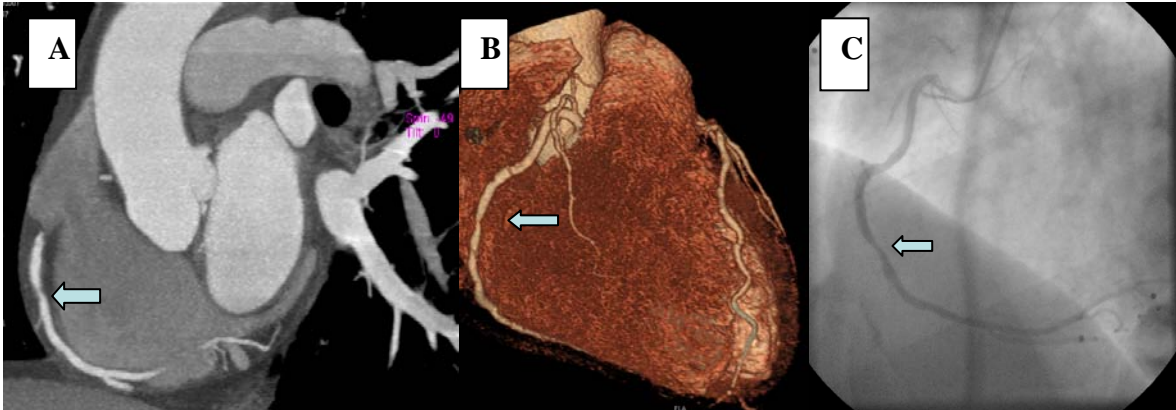


Figura 27. A. Coronariografía por TAMC de 64 cortes. Proyección de máxima intensidad en vista sagital. Estenosis significativa (Flecha).B. Coronariografía por tomografía de 64 cortes. Técnica volumétrica en 3D. Estenosis significativa (flecha).C. Coronariografía invasiva. Estenosis significativa en segmento medio de la arteria coronaria derecha (flecha).

La S; E; VPP y VPN fue 91; 97; 88 y 98 % respectivamente con un kappa de 0,87 (IC95 %, 0,81-0,93) ($p < 0,0001$) en el análisis del total de las arterias. La S fue menor en el análisis de la arteria circunfleja y el VPN se mantuvo alto en todos los vasos analizados (**Tabla 8**).

Tabla 8. Valor de la coronariografía por TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS en el análisis por arterias vs por CI

Arterias	Tronco	Descendente anterior	Circunfleja	Coronaria derecha	Total
N	111	111	111	111	444
VP	6	26	12	29	73
FP	0	7	3	0	10
VN	105	77	92	80	354
FN	0	1	4	2	7
Sensibilidad (%)	100(92-100)	96(87-100)	75(51-99)	94(83-100)	91(84-98)
Especificidad (%)	100(99,5-100)	92(85-98)	97(93-100)	100(99-100)	97(95-99)
VPP (%)	100(92-100)	79(63-94)	80(56-100)	100(98-100)	88(80-96)
VPN (%)	100(99,5-100)	99(96-100)	96(91-100)	98((94-100)	98(97-99)
Razón de V+	-	12(6-24)	24(8-75)	-	33(18-61)
Razón de V-	-	0,04(0,01-0,28)	0,26(0,11-0,60)	0,06	0,09(0,04-0,18)
Índice de Kappa	1	0,82(0,70-0,93)	0,74(0,55-0,92)	0,95(0,89-1)	0,87(0,81-0,93)
Índice de validez	100(99,5-100)	93(88-98)	94(89-99)	98(95-100)	96(94-98)
p-kappa	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Prevalencia (%)	5,4	24,3	14,4	27,9	18

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston; V: verosimilitud.

En la **Figura 28**, se observa un verdadero negativo en el análisis de la coronaria derecha.

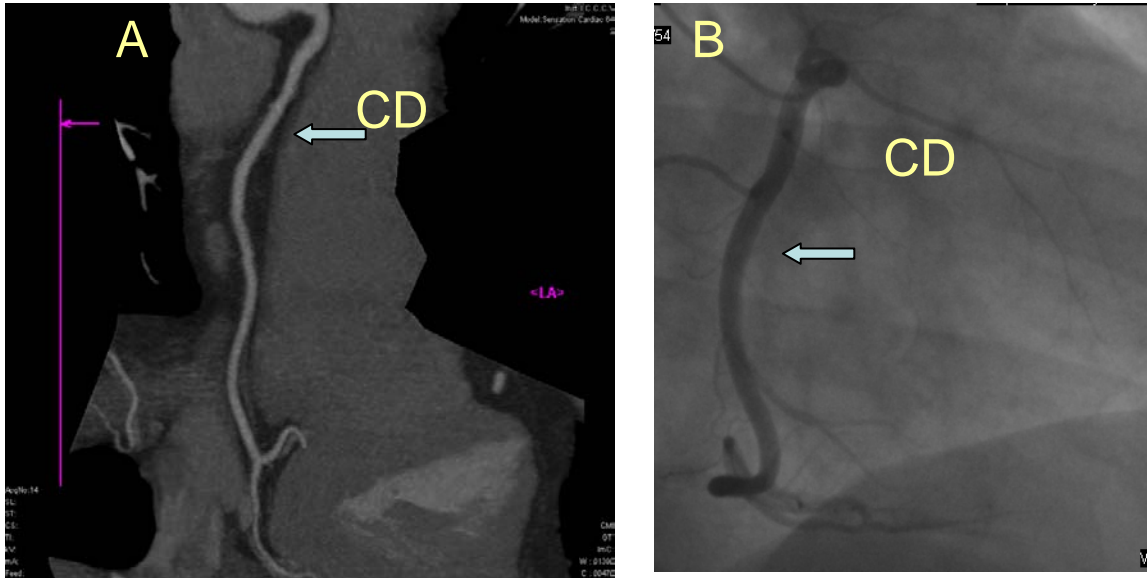


Figura 28. Estudio angiográfico de coronaria derecha en paciente que resultó ser verdadero negativo de enfermedad coronaria obstructiva significativa.

A. TC de 64 cortes. Proyección de máxima intensidad planar curvada. Arteria coronaria derecha sin lesión obstructiva significativa (flecha). B. CI. Vista de coronaria derecha sin obstrucción significativa.

Fueron estudiados 100 % de los segmentos. La precisión diagnóstica fue muy buena en los segmentos proximales y medios, sin embargo esta fue menor en los distales y en las ramas (**Tabla 9**).

Tabla 9. Valor de la TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS en el análisis por segmentos arteriales

Segmentos	Proximales	Medios	Dístaes	Ramas	Total
N	444	222	333	666	1665
VP	44	20	6	1	71
FP	6	5	2	1	14
VN	391	195	322	660	1568
FN	3	2	3	4	12
Sensibilidad (%)	94(84-100)	91(77-100)	67(30-100)	20(0-65)	86(77-94)
Especificidad (%)	98(97-99,8)	98(95-99,9)	99(98-100)	99,9(99-100)	99(99-99,6)
VPP (%)	88(78-98)	80(62-98)	75(39-100)	50(0-100)	84(75-92)
VPN (%)	99(98-100)	99(97-100)	99(98-100)	99(99-100)	99(99-99,7)
Razón de V+	62(38-138)	36(15-87)	108(25-464)	132(9,5-183)	97(57-164)
Razón de V-	0,06(0,02-0,19)	0,09(0,02-0,35)	0,34(0,13-0,84)	0,80(0,52-1,24)	0,15(0,09-0,25)
Índice de Kappa	0,90(0,83-0,96)	0,83(0,71-0,95)	0,70(0,45-0,95)	0,28(0,16-0,72)	0,84(0,78-0,90)
Índice de validez	98(97-99)	97(94-99)	99(97-99,9)	99(98,5-99,9)	98(98-99)
p-kappa	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001	<0,0001
Prevalencia (%)	10,6	9,9	2,7	0,75	4,9

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston; V: verosimilitud.

La S; E; VPP y VPN fueron 94; 50; 84 y 75 % respectivamente con un kappa de 0,44(IC95 %, -0, 21-1) (p=0,0545) en los pacientes con puntaje de calcio total \geq 400 UA, sin embargo, cuando este fue menor la precisión fue superior (**Tabla 10**).

Tabla 10. Valor de la TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS según puntaje de calcio total en los pacientes

Puntaje de calcio	0 - 10 UA	11 – 100 UA	101 - 400 UA	>400 UA
n	31	34	27	19
VP	5	12	13	16
FP	0	2	2	1
VN	26	20	12	1
FN	0	0	0	1
Sensibilidad (%)	100(90-100)	100(96-100)	100(96-100)	94(80-100)
Especificidad (%)	100(98-100)	91(77-100)	86(64-100)	50(0-100)
VPP (%)	100(90-100)	86(64-100)	87(66-100)	94(80-100)
VPN (%)	100(98-100)	100(98-100)	100(96-100)	50(0-100)
Razón de V+	-	11(2,9-41)	7(1,9-25)	1,88(0,47-7,56)
Razón de V-	-	-	-	0,12(0,01-1,24)
Índice de Kappa	1	0,88(0,71-1)	0,85(0,66-1)	0,44(-0,21-1)
Índice de validez	100(98-100)	94(85-100)	93(81-100)	89(73-100)
p-kappa	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,0545
Prevalencia (%)	16	35	48	89

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston.

En la **Figura 29**, se observa un paciente que resultó ser un falso positivo por exceso de calcio en la descendente anterior.

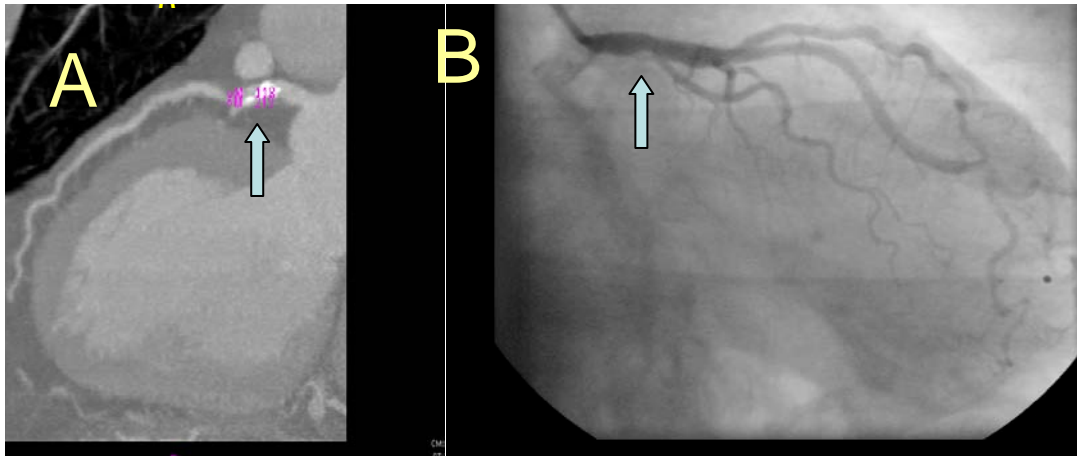


Figura 29. Angiografía de coronaria izquierda. A. Angiografía por TAMC de 64 cortes. Proyección de máxima intensidad curvada. Marcada calcificación en el segmento proximal (flecha). B. CI. Coronaria izquierda sin obstrucción significativa resultando ser un falso positivo

La S; E; VPP y VPN fueron 71; 50; 83 y 33 % respectivamente con un kappa de 0,18 (IC95 %, 0,58-0,84) ($p=0,1336$) en las arterias con puntaje de calcio mayor o igual que 400 UA, sin embargo, cuando este era menor la precisión fue superior (**Tabla 11**).

Tabla 11. Valor de la TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS según puntaje de calcio total en las arterias

Puntaje de calcio	0 - 10 UA	11 - 100 UA	101 - 400 UA	> 400 UA
n	274	105	56	9
VP	17	22	29	5
FP	0	9	0	1
VN	255	73	23	1
FN	2	1	4	2
Sensibilidad (%)	89(73 - 100)	96(85-100)	88(75-100)	71(31-100)
Especificidad (%)	100(99,8 - 100)	89(82-96)	100(98-100)	50(0-100)
VPP (%)	100(97 - 100)	71(53-88)	100(98-100)	83(45-100)
VPN (%)	99(98 - 100)	99(95-100)	85(70-100)	33(0-100)
Razón de V+	-	8,71(4,68-16)	-	1,43(0,33-6,17)
Razón de V-	0,11(0,03-0,39)	0,05(0,01-0,33)	0,12(0,05-0,30)	0,57(0,09-3,51)
Índice de Kappa	0,75(0,61-0,90)	0,75(0,61-0,90)	0,86	0,18(0,58-0,84)
Índice de validez	99(98-100)	90(84-97)	93(85-100)	78(45-100)
p-kappa	<0,0001	<0,0001	<0,0001	0,1336
Prevalencia (%)	6,9	21,9	58,9	77,8

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston.

En el grupo de pacientes con frecuencia cardiaca ≤ 65 latidos por minuto la S y el VPN fueron de 100 %, sin embargo, en el grupo con mayores cifras la precisión fue ligeramente menor (**Tabla 12**).

Tabla12. Valor de la TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS según frecuencia cardiaca

Frecuencia cardiaca	≤ 65	> 65
n	80	31
VP	34	12
FP	4	1
VN	42	17
FN	0	1
Sensibilidad (%)	100(98,5-100)	92(74-100)
Especificidad (%)	91(82-100)	94(81-100)
VPP (%)	89(78-100)	92(74-100)
VPN (%)	100(98,8-100)	94(81-100)
Razón de V+	11,5(0,4,5-29)	17(2,46-112)
Razón de V-	-	0,08(0,01-0,54)
Índice de Kappa	0,92	0,87(0,69-1)
Índice de validez	95(90-100)	94(83-100)
p-kappa	<0,0001	<0,0001
Prevalencia	42,5	41,9

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston.

En la **Figura 30**, se muestra un paciente con frecuencia cardiaca menor que 65 latidos por minutos que resultó ser verdadero positivo.

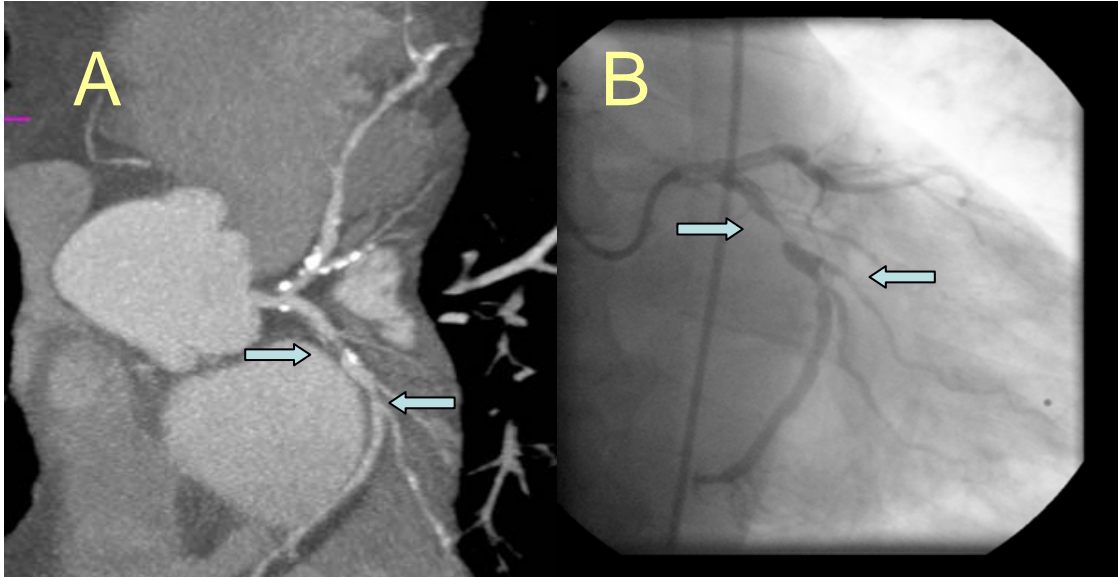


Figura 30. Angiografía de coronaria izquierda. A. Angiografía por TAMC de 64 cortes. Proyección de máxima intensidad curvada. ECS en arteria circunfleja (flechas). B. Angiografía invasiva. ECS en arteria circunfleja (flechas).

El número de falsos positivos fue mayor entre los pacientes con índice de masa corporal mayor o igual que $30 \text{ kg/m}^2/\text{SC}$, en los que además se encontró disminución de la precisión diagnóstica de ECS al compararlos con el grupo que tenían el índice menor (**Tabla 13**).

Tabla 13. Valor de la TC de 64 cortes para confirmar o excluir ECS según índice de masa corporal

IMC: Kg/m ² /SC	< 25	25 – 29,9	>30
n	37	49	25
VP	17	16	13
FP	0	2	3
VN	20	31	8
FN	0	0	1
Sensibilidad (%)	100(97-100)	100(97-100)	93(76-100)
Especificidad (%)	100(97,5-100)	94(84-100)	73(42-100)
VPP (%)	100(97-100)	89(71-100)	81(59-100)
VPN (%)	100(97,5-100)	100(98-100)	89(63-100)
Razón de V+	-	17(4,31-63)	3,40(1,28-9,03)
Razón de V-	-	-	0,10(0,01-0,67)
Índice de Kappa	1	0,91(0,79-1)	0,67
Índice de validez	100(99-100)	96(89-100)	84(68-100)
p-kappa	<0,0001	<0,0001	0,0007
Prevalencia	45,9	32,7	56

VP: verdaderos positivos; FP: falsos positivos; VN: verdaderos negativos; FN: falsos negativos; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; UA: unidades Agatston.

Se analizaron los 52 pacientes portadores de 76 *stents*. De estos, 69 (91 %), convencionales y 7 (9,2 %), recubiertos con drogas; 65 (86 %), con diámetro mayor o igual que 3 mm y 11 (14 %) menor que 3 mm. De los *stent* 46 % se localizaron en la arteria descendente anterior, seguida por la coronaria derecha con 32 %.

La prevalencia de reestenosis en los *stents* incluidos fue de 30 %. Todos los *stents* recubiertos con drogas fueron adecuadamente diagnosticados como verdaderos negativos por la TCMC, siendo la E y el VPN de 100 %, sin embargo, en los *stents*

convencionales fueron de 95 %. La diferencia de precisión en este grupo no tiene significación estadística ($p=0,86$).

La S; E; VPP; y VPN de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de confirmación o exclusión de reestenosis tomando como patrón de referencia la coronariografía invasiva fueron del 91; 92; 84 y 96 % respectivamente al analizar el total de los *stent* incluidos. Al considerar solo los *stents* valorables en la TCMC, la S; E; VPP y VPN fueron 91; 96; 91 y 96 % respectivamente. La S, E, VPP y VPN de esta técnica para diagnosticar reestenosis en los *stents* valorables mayores o iguales que 3 mm de diámetro fueron 95; 98; 95 y 98 % respectivamente, sin embargo, en los *stents* menores que 3 mm fueron menores (**Tabla 14**).

Tabla 14. Valor de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de reestenosis de *stent* coronario vs la CI

	Total de <i>stent</i> (valorables y no valorables) n=76	<i>Stents</i> valorables n=74	<i>Stent</i> valorables ≥ 3 mm n=64	<i>Stent</i> valorables < 3 mm n=10
VP	21	21	19	2
FP	4	2	1	1
FN	2	2	1	1
VN	49	49	43	6
Sensibilidad (%)	91 (78-100)	91 (78-100)	95 (83-100)	67 (0-100)
Especificidad (%)	92 (84-100)	96 (90-100)	98 (92-100)	86 (53-100)
VPP (%)	84 (68-100)	91 (78-100)	95 (83-100)	67 (0-100)
VPN (%)	96 (90-100)	96 (90-100)	98 (92-100)	86 (53-100)
RVP	12 (4,68-31)	23 (6-91)	42 (6-290)	5 (0,64-34)
RVN	0,09 (0,02-0,35)	0,09 (0,02-0,34)	0,05 (0,01-0,35)	0,39 (0,08-1,98)
Índice Kappa	0,82 (0,68-0,96)	0,87 (0,75-0,99)	0,93 (0,83-1)	0,52 (-0,05-1)
p-kappa	0,00001	0,00001	0,00001	0,0976
Prevalencia (%)	30	31	31	30
Índice de validez	92(85-99)	95(89-100)	97(92-100)	80(50-100)

VP: verdadero positivo; FP: falso positivo; FN: falso negativo; VN: verdadero negativo; VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; RVP: razón de verosimilitud positiva; RVN : razón de verosimilitud negativa; p: probabilidad.

CAPITULO VI. DISCUSIÓN

VI. DISCUSIÓN

6.1. Cuantificación del calcio en las coronarias

La enfermedad coronaria es un problema de salud que atañe a gran parte de los países desarrollados y en vías de desarrollo.^{1, 109} En Cuba su incidencia y prevalencia es alta.^{2, 110} El diagnóstico y tratamiento necesita grandes gastos de recursos, para las instituciones médicas.

El diagnóstico temprano de la enfermedad coronaria aterosclerótica permite tratarla precozmente y así disminuir la mortalidad. Se reporta baja sensibilidad y especificidad de los métodos diagnósticos no invasivos. *Fleischmann*¹¹¹ y col, en 2 456 pacientes estudiados reportan una S y E de 85 % y 77 % por ecocardiografía de *stress* y 87 % y 64 % con *SPECT* de esfuerzo respectivamente para diagnosticar isquemia coronaria. *Klocke* y col, en 4 460 pacientes estudiados con *SPECT* encuentran una S y E de 87 % y 73 % respectivamente.¹¹² La aterosclerosis es la causa fundamental de enfermedad coronaria. Es de vital importancia desarrollar métodos diagnósticos que permitan detectar la enfermedad en etapas subclínicas y así poder actuar con precocidad. La presencia de calcio en las coronarias es prácticamente patognomónica de aterosclerosis.¹¹³ La TCMC tiene alta S para detectar el calcio en el árbol arterial coronario.¹¹⁴ La cuantificación de calcio en las placas ateromatosas permite predecir el riesgo de eventos cardiovasculares y la presencia de ECS.^{113, 115}

En el presente trabajo se encontró que la arteria descendente anterior es la que más se afectó por la aterosclerosis al cuantificarle mayor puntaje. El puntaje de calcio medio en la arteria descendente anterior, coronaria derecha, arteria circunfleja y

tronco fue 141, 103, 73 y 17 Unidades *Agatston* respectivamente. Resultados similares informa *Arjmand* y col¹¹⁶ en 65 pacientes estudiados. Se considera que este hecho puede estar relacionado con el diámetro de la arteria, el espesor de la capa media, la geometría vascular y la disposición de estos vasos, que pueden estar sometidos a mayor estrés parietal con su consiguiente disfunción endotelial y depósito de calcio. Se aprecia que mientras mayor sea la carga de calcio por paciente mayor es el número de vasos enfermos y mayor es la severidad de las lesiones.¹¹⁷ En la serie estudiada se encontró que el mayor porcentaje de los pacientes con puntaje mayor que 400 UA, se les diagnosticó enfermedad de 3 vasos y que 94 % de los pacientes que tenían este puntaje por encima de 400 UA se les detectó ECS. *Weber*, observó que los pacientes con puntaje de calcio en las arterias coronarias mayor que 400 UA se asociaron con más frecuencia a ECS, 85 % contra 15 % con puntaje ligero.⁴³

Mendoza y col,¹¹⁸ *Rumberger* en el departamento de enfermedades cardiovasculares de la Clínica Mayo, *Cademartiri* en Italia, *Shrivastava* en la India¹¹⁹⁻¹²⁰ publican resultados similares. Estudios previos han mostrado que la calcificación en las arterias coronarias correlaciona bien con el grado de estenosis, aunque esta no es lineal (1:1).¹²²⁻¹²⁴

En muchos pacientes sin embargo, se ha visto calcio en las coronarias sin síntomas, lo que puede representar un estado preclínico de la enfermedad.¹¹⁴ Desde que la composición histológica de las placas ateroscleróticas coronarias puede predecir la evolución futura, se han realizado estudios para precisar la morfología de éstas y a partir de sus resultados, se pueden identificar los pacientes de riesgo de eventos

isquémicos coronarios futuros. Según *Thompson y Stanford*, a los pacientes con eventos cardiacos agudos se les cuantifica más calcio que a los asintomáticos.¹²⁵ La ausencia de placas calcificadas por *EBCT* o *TCMC* se corresponde con baja probabilidad de eventos cardiacos durante 2 – 5 años.¹²⁴ Un estudio positivo de calcio es casi 100 % específico de placas coronarias ateromatosas, pero no tan específico de enfermedad obstructiva, pues, tanto las lesiones obstructivas como no obstructivas tienen calcificaciones en la íntima.^{124,126-129} La presencia de calcio en las arterias coronarias es extremadamente sensible para diagnosticar enfermedad aterosclerótica^{124,126,130-132} sin embargo, la ausencia no la excluye pues a través del método de *Agatston* solo es posible detectar las placas calcificadas, no así las blandas y fibrosas.¹³³ En la serie estudiada la *S* y *VPN* para valor de corte 0 fue mayor que 90 %, con un área bajo la curva ROC mayor que 0,8. Para valores de corte 100 UA y 400 UA se incrementó la *E* y el *VPP*. *Leschka*¹³⁴ y col precisan una *S* de 75 – 100 % y *E* de 0 – 87 % dependiendo del valor de corte empleado. *Lau y Herzog C* coinciden en sus series^{135,136}. *Budof* y col¹³² en meta-análisis de 1 851 pacientes sintomáticos estudiados para diagnóstico de ECS informan una *S* y *E* de la presencia de calcio de 96 y 40 % respectivamente.¹³² Los mismos autores, al aumentar el valor de corte a 80 UA, encontraron disminución de la *S* a 79 %, mientras se incrementó la *E* a 72 %. En otro largo estudio con 1 764 pacientes para valor de corte 100 UA la *S* y *E* fueron de 95 y 79 % respectivamente para diagnosticar ECS, tomando como patrón de referencia la *CI*.¹³⁷ Con la suma de estos dos estudios (n=3 665) se obtuvo una *S* y *E* de 85 y 64 % respectivamente. En la serie estudiada tomando como valor de corte 50 UA se observó una *S* de 84 % y *E*

de 80 % con un área bajo la curva ROC de $0,8 \pm 0,42$ y aceptable concordancia. En el análisis de las arterias descendente anterior, circunfleja y coronaria derecha al tomar un valor de corte de 25 UA la S y E fueron superiores a 80 y 69 % respectivamente; sin embargo, en el tronco de la coronaria izquierda fueron menores, lo que puede estar en relación con menor prevalencia de lesiones obstructivas significativas. La combinación del puntaje de calcio en las coronarias con la coronariografía por tomografía de 4 cortes mejoró la precisión diagnóstica, que se tradujo en incrementos de la S y E de 72 % a 83 %¹³⁶ y 93 % a 100 %¹³⁵ respectivamente, sin pérdida de la E. En contraste con estos estudios *Leschka*¹³⁴ y col encuentran utilidad en la exclusión de ECS para valor de corte 0 UA; sin embargo no para indicar presencia de ECS en los pacientes con puntaje de calcio mayor o igual que 400 UA, pues clasifica 6 como falsos positivos en este grupo, los cuales se diagnosticaron de forma adecuada por la angiografía coronaria por TCMC. En la casuística la especificidad es de 100 % para puntaje de calcio mayor o igual que 2480 UA. En general los pacientes con puntaje de calcio 0 UA tienen baja probabilidad de presentar ECS, se plantea que 5 % de estos, por lo general con factores de riesgo (tabaquismo, diabetes mellitus, antecedentes familiares de cardiopatía isquémica) pueden tener ECS por placas blandas o fibrosas no detectadas por medio del método de *Agatston* que infraestima el grado de aterosclerosis coronaria. Los pacientes con puntaje mayor o igual que 400 UA se asocian con frecuencia a ECS y enfermedad multivaso, mientras mayor sea éste mayor será la E diagnóstica, aun en pacientes asintomáticos por lo que si se documenta isquemia de riesgo deben ser enviados al laboratorio de cateterismo para su estudio y posible revascularización.

En estudios comparativos, la detección de calcio coronario por *EBCT* o TCMC ha demostrado ser comparable a la *SPECT* de esfuerzo para detectar ECS.¹³⁸ La utilidad de la TCMC no está limitada por medicación reciente, imposibilidad de ejercicio, anormalidades del electrocardiograma o la existencia de anomalías de la motilidad. Por el alto VPN se puede decir, que en determinados pacientes se puede descartar la presencia de ECS sin necesidad de realizar la CI. Los pacientes con síntomas típicos o isquemia documentada con calcio por encima de 400 UA son buenos candidatos para cateterismo cardíaco. En los pacientes asintomáticos con puntaje mayor o igual que 400 UA, se recomienda realizar pruebas de detección de isquemia (*SPECT*, pruebas ergométricas o eco de estrés) y proceder según sus resultados.

6.2. Coronariografía por tomografía de 64 cortes

Los resultados de este trabajo indican que la angiografía coronaria por TCMC de 64 cortes es una técnica precisa y útil para el estudio de la enfermedad coronaria en prácticamente la totalidad de los segmentos con accesibilidad terapéutica a través de la angioplastia, lo cual constituye un requisito indispensable para que esta herramienta diagnóstica sea aceptada para estudiar la anatomía coronaria en pacientes con sospecha de cardiopatía isquémica. Autores como *Leschka*¹³⁹ *Leber*,¹⁴⁰ *Meijboom-1*,¹⁴¹ *Meijboom-2*,¹⁴² *Mollet*¹⁴³ y *Oncel*¹⁴⁴ en sus series de pacientes estudiados con TC de 64 cortes por sospecha de enfermedad coronaria obstructiva significativa logran evaluar 100 % de los segmentos, sin embargo *Ehara*,¹⁴⁵ *Ghostine*¹⁴⁶ y col¹⁴⁷⁻¹⁵⁶ excluyeron de 1 a 13 % de los segmentos. Los resultados discrepantes en estos centros puede estar en relación con la preparación (sedación, empleo de betabloqueadores, psicoterapia y explicación detallada del procedimiento) y adecuada selección de los pacientes. En publicaciones similares con TC de 16 y 4 cortes fueron excluidos del análisis el 20 y 32 % de los segmentos por imagen no óptima para el diagnóstico, por artefactos secundarios a movimientos cardíacos, respiratorios y mal registro electrocardiográfico. La TC de 64 cortes en comparación con la de 16 cortes logra incrementar el número de cortes por media rotación del *gantry* (64x16) y un tiempo de rotación menor (330x375 msec por rotación), lo que se traduce en menor tiempo de captación de las imágenes y resolución temporal superior (165x188 msec). El alto VPN obtenido en el análisis por pacientes, arterias y segmentos, valida la técnica como una alternativa a la CI en un grupo de pacientes con sospecha de enfermedad arterial coronaria. Cuando se

compara con otras técnicas ha demostrado ser superior a la ecocardiografía de estrés, los estudios de perfusión de medicina nuclear con estrés y la angiografía coronaria por RM¹⁵⁷⁻¹⁶⁰ en los que la S y E es aproximadamente 85 % y 75 %, respectivamente. La S en el análisis por pacientes, arterias y total de segmentos fue superior a 98, 92 y 99 %, respectivamente. Estos resultados son superiores a los encontrados con tomografía de 16 detectores, la cual mostró una S entre 73 % y 95 %.⁷⁸⁻⁹² En contraste con algunos autores¹⁴⁵⁻¹⁵⁶ en este estudio no se excluyeron segmentos ni vasos en los pacientes incluidos, lo cual hace más relevante la aplicación en la práctica clínica diaria. En el análisis de las ramas de las arterias principales la sensibilidad cayó marcadamente, lo cual puede estar en relación con una insuficiente resolución espacial para lograr un estudio óptimo de estos vasos, que son de menor calibre y provocan infraestimación o supraestimación de la severidad de las lesiones.

La presencia de calcificaciones en la pared arterial es característica de la enfermedad arterial coronaria y con frecuencia estas calcificaciones se encuentran en estadios tempranos de la aterosclerosis.¹⁶¹ En la tomografía el exceso de placas calcificadas densas y largas crea artefactos de blindaje e incrementa el volumen virtual de las placas lo que oscurece la luz de los vasos coronarios. Consecuentemente esta carga de calcio puede infraestimar o supraestimar la severidad de las lesiones con alta frecuencia de falsos positivos en la tomografía.^{139,151,152} *Morgan-Hughes*¹⁶² y *Heuschmid*¹⁶³ informan que puntajes de calcio mayores que 400 UA y 1 000 UA disminuyen significativamente la precisión en la evaluación de las estenosis. Por otro lado, *Cademartini*¹⁶⁴ y col no encuentran un

empeoramiento significativo de la precisión a grandes cargas de calcio. *Ong*¹⁶⁵ y col, encuentran para valores de corte de 142 UA encuentran disminución de la S; E y el VPN al analizar los segmentos en el grupo con mayor carga de calcio. Además la frecuencia de segmentos no evaluados se incrementó de 2,7 % a 13,1 % en el grupo con alto puntaje de calcio. *Raff*¹⁵² y col en su serie estudiada con TC de 64 cortes encuentran marcada disminución de la precisión diagnóstica en el grupo de pacientes con puntaje de calcio mayor que 400 UA. *Mendoza V*¹⁶⁶ y col en su serie de 62 pacientes, 17 tenían un puntaje de calcio mayor que 400 UA, en este grupo la S; E; VPP y VPN disminuyeron marcadamente, igual comportamiento se observa en el análisis por arterias. *Leschka*¹³⁹ encontró que el exceso de calcio es responsable de 8 falsos negativos y 24 falsos positivos en los que observa irregularidades de las arterias pero sin ECS en el proceder invasivo. En este trabajo se encontró disminución de la precisión diagnóstica tanto en el análisis por arterias como por pacientes en el grupo con puntaje de calcio mayor que 400 UA.

*Hans Scheffel*¹⁶⁷ y col, en 30 pacientes estudiados con tomografía de doble fuente no encuentran diferencias en la precisión diagnóstica entre el grupo con y sin puntaje de calcio mayor que 400 UA; resultados similares plantean *Achenbach*¹⁶⁸ y col. Resultados contradictorios plantean *Alkadhi H*¹⁶⁹ y col en un grupo de pacientes estudiados con el *somatom sensation cardiac 64 slices* de la firma *Siemens* que observaron un marcado deterioro de la E en el análisis por pacientes y ligera disminución del VPN.

El corazón al ser un órgano en movimiento donde la coronaria derecha se mueve con una velocidad mayor que 4 cm/seg se necesita una resolución temporal menor que

100 mseg para lograr imágenes con alta calidad diagnóstica sin necesidad de tratamiento betabloqueador. *Raff*¹⁵² y col notifican disminución de la precisión en los pacientes con frecuencia cardiaca mayor que 70 latidos por min estudiados con TC de 64 cortes, resultados similares informan *Mendoza*¹⁶⁶ y col en su serie de pacientes con frecuencia cardiaca mayor que 65 latidos por min. *Achenbach*¹⁶⁸ en 100 pacientes estudiados con el mismo tomógrafo explica que el grupo que no se le controla la frecuencia cardiaca disminuye el número de segmentos evaluados y caen significativamente los valores de S; E; VPP y VPN respecto al grupo con control de frecuencia. El mismo autor en un mismo número de pacientes aleatorizó, la mitad a control de frecuencia cardiaca y la otra mitad sin control de frecuencia cardiaca y los estudió empleando la tomografía de doble fuente con la que observa que no hay diferencias en el número de segmentos evaluables y en la precisión diagnóstica de enfermedad coronaria.¹⁶⁸ En la casuística presentada en este trabajo, gran parte de los pacientes fueron tratados con betabloqueadores por lo que el 73,9 % tuvieron FC menor o igual que 65 latidos por min, en este grupo la S, E, VPP y VPN fueron 100; 94; 92 y 100 % respectivamente, siendo ligeramente menor en el grupo con FC mayor que 65 latidos por min. En ambos grupos el índice de concordancia fue mayor que 0,7. Cuando la frecuencia cardíaca fue mayor que 65 latidos por min aparecieron artefactos por movimiento que empeoraron la calidad de la imagen. En este grupo, si el ritmo es regular, se puede lograr mejoría en la calidad de la imagen después de realizar reconstrucciones adicionales en el fin de la sístole cardiaca. En los pacientes obesos se observó exceso de ruido y pérdida de la relación señal ruido en la imagen que dificultó la evaluación de las coronarias por medio de la

angiografía por tomografía. *Raff*¹⁵² y col encuentran un deterioro de la calidad de la imagen y precisión diagnóstica en un grupo de pacientes obesos estudiados con TC de 64 cortes. *Mendoza*¹⁷⁰ y col en su serie de 62 pacientes, 17 tenían IMC mayor que 30 kg/m²/SC, en este grupo la S; E; VPP y VPN fueron 87,5; 77,8; 77,8 y 87,5 % respectivamente, siendo superior en los casos que tenían un IMC por debajo de 30 kg/m²/SC. En la serie actual de pacientes en esta entrega los resultados coincidieron con lo antes expuesto. *Hatem Alkadhi*¹⁶⁹ en su serie estudiada con un tomógrafo de doble fuente informa una disminución en la especificidad y valores predictivos positivos en el análisis por pacientes y segmentos de los pacientes obesos. Además, el porcentaje de segmentos no evaluables fue de 1,4 % en el grupo con índice de masa corporal bajo y 2,4 % en los obesos.

Son claras las limitaciones de la TC de 64 cortes para el estudio óptimo de las arterias coronarias y no es de esperar que pueda reemplazar completamente a la coronariografía por cateterismo. La resolución espacial limita a la TC de 64 cortes para aportar con exactitud el grado de obstrucción coronaria. Además de las limitaciones relacionadas con el exceso de calcio, la frecuencia cardiaca, las arritmias, así como las contraindicaciones a los agentes de contrastes yodados como son: creatinina sérica mayor que 1,5 mg/dl; antecedentes de reacciones adversas severas al contraste o pacientes asmáticos severos o con historia de alergia marcada; hipertiroidismo. La angiografía por TCMC, es además un método puramente diagnóstico, no tiene opción terapéutica.

El advenimiento de nuevas tecnologías como la TC de doble fuente permite estudiar pacientes sin necesidad de betabloqueadores. El sistema al contar con mejor

resolución temporal logra imágenes con alta calidad diagnóstica. Algunos autores en sus publicaciones iniciales plantean muy buena precisión en el diagnóstico.¹⁷¹⁻¹⁷⁵

La utilización adecuada de estos medios diagnósticos harían menos frecuente los estudios angiográficos invasivos que arrojen coronarias normales, por lo que sólo se envían al laboratorio de hemodinámica los pacientes que realmente necesitan terapéutica, lo cual ayudaría a optimizar los recursos y así contribuir al ahorro de materiales gastables en la institución y el país. *Benjamín JW* y col estudiando el impacto de la introducción de la tomografía cardiaca en el hospital de Ottawa, Canada, encuentran una disminución significativa de los cateterismos con arterias coronarias con angiografías normales del 31,5 % a 26 %; sin embargo en tres centros de la periferia de la ciudad sin implementación de la técnica, el porcentaje se mantuvo entre 30-31 %.¹⁷⁶ *Jasón H* plantea que la coronariografía por medio de la tomografía constituye una alternativa al cateterismo con buena relación costo-beneficio en los pacientes con pruebas de perfusión anormal o equivoca, opuesta a cuando se les realiza una inicial cateterización, por lo que se ahorra de esta forma \$1 454 por paciente.¹⁷⁸ *Min JK* en su estudio demuestra que los pacientes con sospecha de cardiopatía isquémica a los que al inicio se les realiza la TCMC, como método diagnóstico inicial incurrieron en menos costos (25,9 % menor) con similar frecuencia de eventos y hospitalización comparado con aquellos en los que se les hace inicialmente la perfusión miocárdica (\$1 075 (\$243 - \$2 570), realizándose en estos últimos mayor número de cateterismos.¹⁷⁹ Al comparar el costo-efectividad de la TCMC con otros métodos diagnósticos (RM, ECO de *stress*, prueba ergométrica y angiografía convencional, se plantea que en pacientes con probabilidad pre-test de

10 % a 50 % para padecer ECS la TC tuvo mejor costo-efectividad, con costo por enfermedad correctamente diagnosticada desde \$4 435 en los de 10% hasta \$1 469 en los de 50 %. La cuantificación del calcio coronario tuvo buen costo-efectividad en los pacientes con 30-40 % de probabilidad. La RM no fue costo efectiva para ninguna probabilidad. Para 60 %, la TCMC y el cateterismo tuvieron igual costo-efectividad. El cateterismo fue más efectivo para el 70 %. En conclusión, la TCMC tiene muy buena relación costo-efectividad en pacientes con probabilidad de 50 % y el cateterismo para aquellos pacientes con probabilidad superior a 60 %.¹⁸⁰

6.3. Diagnóstico de reestenosis

La proliferación neointimal posimplantación de *stent* es frecuente, sobre todo en las prótesis no recubiertas con drogas. Cuando es significativa y obstruye más de 50 % de la luz del vaso generalmente provoca síntomas, disminuye la calidad de vida y empeora el pronóstico; razón por la cual gran parte de los pacientes necesitan de nuevos estudios angiográficos generalmente antes de los 6 meses del implante de la prótesis. Debido a su alta resolución espacial y temporal, la CI constituye el patrón de referencia en el estudio de su permeabilidad, proceder que aunque tiene baja mortalidad (menor que 1 %) y morbilidad (1,5-2 %), las complicaciones pueden ser graves (aneurismas, pseudoaneurismas, sangrado, hematoma retroperitoneal, fístulas arterio-venosa, etc). Se reporta que existe un porcentaje de pacientes que presentan síntomas posimplantación de *stents*, sin obedecer a reestenosis, sin embargo, se someten a la CI con todos los riesgos inherentes al procedimiento. Los métodos clínicos no invasivos tienen menor precisión para diagnosticar isquemia cardíaca significativa en comparación a la TC de 64 cortes.¹⁸¹⁻¹⁸³

El diagnóstico no invasivo de reestenosis y seguimiento de los pacientes después de la implantación de *stent* coronario ha sido investigado con diferentes técnicas. La prueba ergométrica tiene una S y E de 54 y 70 % respectivamente; la perfusión miocárdica con técnicas de medicina nuclear de 76 y 83 % respectivamente y de 73 y 75 % respectivamente, por medio de la ecocardiografía de *stress*. La RM ha sido probada con este propósito pero solo algunos pocos tipos de *stent* son posibles de evaluar.¹⁸⁴⁻¹⁹⁰

La evaluación de los *stents* con TCMC depende de varios factores, entre estos: tipo de tecnología empleada, composición del *stent*, diámetro, localización, grado de calcificación de la lesión tratada y calidad de la imagen. *Cademartiri* en 51 pacientes con 76 *stents* estudiados con TC de 16 detectores encontró una S; E; VPP y VPN de 83.3; 98.5; 83.3 y 97.3 %, respectivamente.¹⁹¹

En los resultados presentes, la S; E; VPP y VPN en el diagnóstico de reestenosis al analizar los 76 *stents* estudiados por ambas técnicas fueron de 91; 92; 84 y 96 %, respectivamente, y al analizar solo los 74 *stents* valorables en la coronariografía por TC fueron 91; 96; 91 y 96 % respectivamente. Resultados similares encuentra *Ehara* y col en una casuística de 81 pacientes portadores de 125 *stents* estudiados por medio de TC de 64 cortes, demuestra también una disminución de la E y VPP al incluir los *stent* no valorables, pero manteniendo alto el VPN.¹⁹² *Rist* y col en 25 pacientes con 46 *stent* estudiados por equipo igual mostraron una S; E; VPP y VPN de 75,9; 89; 67 y 94 %, respectivamente.¹⁹³ *Ehara* y col en otro estudio, obtuvieron resultados superiores mostrando una S; E; VPP y VPN de 93; 96; 87 y 98 % respectivamente.¹⁹⁴ Sun y col en un metaanálisis que englobó 14 estudios utilizando

la TC de 64 cortes para diagnosticar reestenosis informa una S y E de 90 y 91 % respectivamente en los *stents* valorables y en 5 estudios que incluyó los *stents* no valorables la S y E fue de 79 y 81% respectivamente.¹⁹⁵

A pesar de que el número de 10 *stents* menores que 3 mm fue pobre en la casuística presente, se puede observar que en este grupo la precisión diagnóstica fue menor cuando se compara con los *stents* mayores o iguales a 3 mm. Resultados similares encontró *Cademartiri* en su primera experiencia empleando TC de 16 detectores.¹⁹¹ *Rixe* y col con TC de 64 cortes encuentran una S; E; VPP y VPN de 83; 46; 10 y 96 % respectivamente en prótesis menores que 3 mm de diámetro, sin embargo, en las de 3 mm y más la precisión fue mayor.¹⁹⁶ Por lo que se considera, que a pesar de que la TC de 64 cortes cuenta con mejor resolución que las generaciones de tomógrafos previos, aún el diámetro menor que 3 mm sigue siendo una limitante.

En este estudio los 7 *stent* recubiertos con drogas fueron evaluados adecuadamente como verdaderos negativos por medio de la TCMC, sin embargo, en los no recubiertos se diagnosticaron dos falsos positivos y dos falsos negativos. No se observó diferencia significativa al analizar la validez diagnóstica entre estos dos tipos de *stents*. Se considera que ésto puede estar en relación con el pequeño porcentaje de *stents* recubiertos incluidos en este estudio. Los *stents* recubiertos cuentan con menor espesor de las envolturas, lo que genera menos artefactos. *Mainz* en un estudio *in vitro* de 68 tipos de *stent* con un tomógrafo similar al del presente estudio, reporta que la generación de artefactos y la visibilidad del lumen varía según el tipo de prótesis empleada.¹⁹⁷

En la serie actual dos *stents* (2,6 %) no se evaluaron por artefactos generados por movimientos corporales. La frecuencia de prótesis no evaluable con las generaciones precedentes de TCMC (4,16 y 40 cortes) es de 2,6-23,5 %.^{198,199-203.}

Los artefactos generados por movimientos respiratorios y corporales se describen entre las primeras causas de pobre calidad de las imágenes e imposibilidad de evaluar los *stents*. Estas causas fueron vistas por *Cademartiri*¹⁹⁸ y col y *Gaspar*¹⁹⁹ y col en el 100 y 40 % respectivamente de los *stents* no evaluables y además fue la primera causa en la serie evaluada por *Kefer* y col.²⁰²

Los artefactos generados por las estructuras metálicas del *stent* y el exceso de calcio se reportan como otras causas de *stents* no evaluables. Estas estructuras absorben mucho más que el tejido circundante la energía baja de los rayos X por lo tanto los rayos X que llegan al detector tienen una mayor cantidad de fotones de alta energía de rayos X que la esperada en el algoritmo de reconstrucción y se produce un artefacto de blindaje "*Blooming artifact*".¹⁹⁹ Estos artificios de *blooming* (exageración de las estructuras hiperdensas) y de endurecimiento del haz (*beam-hardening*) exageran el tamaño real del *stent* y oscurecen su luz, por lo que el grado de estenosis puede sobreestimarse, incluso llegando a generar imágenes de obstrucción completa.²⁰⁴ Con el avance tecnológico (nuevos *stents* y tomógrafos de alta resolución) y con la aplicación de filtros de reconstrucción (*B46F Heart View sharp ASA*) adecuados que permiten delimitar mejor los bordes del *stent*, la aparición de estos artefactos se ha reducido pero no eliminado, sin embargo, el índice señal-ruido disminuye por incremento del ruido. El empleo de filtros convencionales de reconstrucción (*B30F Heart View Smooth ASA*) ha demostrado que incrementa el

grado de adelgazamiento de la luz del *stent* hasta en un 37 % de la luz real, mientras que experimentos in-vitro con el empleo de aquellos filtros que realzan los bordes del *stent* mejoran la visualización de la luz en un 23 %. En la actualidad, los estudios de TCMC permiten visualizar hasta el 70 % de la luz de algunos tipos de *stent*.

Algunos autores informan que el diámetro del *stent* puede influir en la evaluación de su lumen por TCMC.²⁰²⁻²⁰⁸ *Tedeschi* y col en su serie encuentra que uno de nueve *stents* (11 %) con diámetro menor que 3 mm se pudieron evaluar contra 60 de 81 *stents* (74 %) con diámetro mayor o igual que 3 mm. En la casuística de *Soon* y col todos los no evaluables tenían menos de 3 mm de diámetro.²⁰³

Con la excepción del alto porcentaje de *stents* (42 %) no evaluables reportada por *Rixe* y col²⁰⁹, la frecuencia de la mayoría de las series estudiadas con TC de 64 cortes está entre 0-19,5%.^{205-208,209-222}. Las causas fundamentales fueron artefactos por endurecimiento del haz generados por las estructuras metálicas del *stent*, movimientos corporales y respiratorios, arritmias y *blooming* por excesivas calcificaciones. Al evaluar el diámetro del *stent*, tipo, espesor de las envolturas, material, capas celulares y complejidad del procedimiento (bifurcaciones o solapamiento) con la evaluabilidad del *stent* por TCMC se demuestra que el diámetro de la prótesis juega el rol fundamental. En nuestra serie los dos *stents* no evaluables tenían menos de 3 mm de diámetro y en los evaluables con esta característica la precisión para confirmar o descartar reestenosis fue menor. *Adriani* y col reportan un incremento significativo en la evaluabilidad de los *stents* mayores o iguales que 3 mm comparado con los menores de 3 mm.²²⁰ *Rixe* y col informan que el diámetro medio de los *stents* evaluables fue de 3,28 mm vs 3,03 mm.²⁰⁹ Dos estudios publicados por

Oncel con TC de 64 cortes y TC de doble fuente informan resultados similares. En un estudio realizado por *Pflederer*²²² el diámetro medio de los *stents* evaluables (3,30 mm) fue significativamente mayor que los no evaluables (3 mm), en el mismo estudio el análisis multivariado arrojó una significativa asociación entre el diámetro y el grado de evaluabilidad del *stent*. *Schlosser* y col en un estudio in – vitro con TC de 64 cortes evaluó el impacto de la composición del *stent* y el diámetro en el diagnóstico de reestenosis. Los autores reportan que solo en cuatro *stents* se infraestimó el verdadero diámetro por *blooming* y que en los vasos de 3 mm o más de diámetro la ausencia de estenosis o bajos grados de esta no se clasificaron como intermedias o de alto grado.²²³ *Sheth* y col en estudio in- vivo informan que el tamaño del *stent* fue el factor principal que determinó la accesibilidad al lumen con TC de 64 cortes.²²⁴ *Pugliese* y col²¹⁶ con TC de doble fuente demuestran que todos los *stents* no evaluables tenían un diámetro menor o igual que 2,75 mm.

La limitada resolución espacial de la TCMC hace que los *stents* pequeños e implantados en los vasos de pequeño calibre, por lo general en los segmentos distales con frecuencia son afectados por artefactos de volumen promedio parcial. Este artefacto puede afectar el voxel inmediatamente adyacente a las estructuras del *stent* pues cuando un voxel individual contiene información de tejidos de baja atenuación (vasos coronarios y placas no calcificadas) y alta atenuación (estructuras del *stent* y el calcio), los algoritmos de reconstrucción asignan el promedio de esas unidades Hounfield al voxel en cuestión, lo cual hace que se produzca una pérdida de separación delineada entre el *stent* y la luz del vaso.

La localización del *stent* está directamente relacionada con el diámetro de este y con la precisión diagnóstica de reestenosis. Los segmentos proximales y medios por lo general son de mayor diámetro, la orientación del *scan* es paralela al eje del *stent* y se mueven menos que los segmentos distales y ramas. En el presente trabajo se observó alta precisión diagnóstica de lesiones coronarias de novo de la TC de 64 cortes en estos segmentos proximales y medios. El porcentaje de *stents* implantados en estos segmentos en la serie actual fue significativamente mayor que el las ramas, lo cual hizo que predominaran los *stents* de 3 mm o más de diámetro (84 %), lo que podría explicar en parte, conjuntamente con la preparación del paciente, el control de la frecuencia cardiaca y la utilización de filtros de reconstrucción especiales (*B46F Heart View sharp ASA*) que minimizan los artefactos, la alta precisión diagnóstica alcanzada. *Chabbert* y col en su serie de 131 *stents* implantados en sus segmentos proximales con un diámetro medio de 3,25 mm evaluó el lumen en 92,4 % y realizó el diagnóstico adecuado en 91,7 % con TC de 16 cortes.²²⁵ *Van Mieghem* evaluó 23 *stents* en el tronco con TC de 16 cortes y 43 con TC de 64 cortes.²²⁶ Las diez reestenosis fueron adecuadamente diagnosticadas; sin embargo, se detectaron cinco falsos positivos para una S y E de 100 y 91 % respectivamente. *Nakamura* mostró alta precisión diagnóstica en los *stents* implantados en el segmento proximal de la arteria descendente anterior y además con bajo IMC en su serie de pacientes estudiados con TC de 64 cortes.²²⁷

Los *stents* cuyas envolturas miden menor que 100 μm generan menos artefactos.²⁰⁹
²²⁰ La composición del *stent* juega un papel importante en la generación de artefactos; *Oncel* y col²¹⁷ demuestran que el cromo-cobalto genera menos artefactos

que otros materiales. Mientras mayor sea el número atómico y la concentración de metal por área de *stent* mayor es la incidencia de artefactos por endurecimiento del haz generados. *Mainz* en su estudio in-vitro demuestra que el tipo de *stent* influye en la visibilidad del lumen.¹⁹⁷ El autor con TC de 64 cortes demostró que en los *stent* de cromo-cobalto fue posible evaluar el 66 % del lumen. El otro estudio con TC de doble fuente el autor empleó diferentes tipos de filtros de reconstrucción y confirmó que el material influye en la visibilidad del lumen mostrando que el diámetro fue mayor en los *stent* de Magnesium vs los de titanium.²²⁸ *Schuijf* y col mostraron que la calidad fue inferior en los *stent* solapados.²⁰⁸ La frecuencia cardiaca menor que 65 latidos por minutos se asocia a mayor accesibilidad de los *stents*. *Schuijf* y cols lo confirman en su serie al demostrar que los pacientes con *stents* evaluables con TC de 64 cortes, mostraron FC significativamente menor (55vs72) que los no evaluables. En contraste con TC de doble fuente no se apreciaron diferencias según FC.^{216, 217}

Con la introducción de la TC de doble fuente, se han reportado resultados muy precisos en el estudio de las arterias coronarias, este equipo consta una resolución espacial de 0,4 mm y mejor resolución temporal (83 ms) que las generaciones de tomógrafos previas por lo que permite estudiar pacientes sin necesidad de betabloqueador. El uso de doble energía no está implementada en la práctica clínica cardiológico, sin embargo, el incremento del tejido blando contrasta con la baja energía del tubo (80 KV) y la reducción de artefactos y ruido con alta energía (140 KV) puede mejorar la visibilidad del lumen del *stent*.²²⁹

Al igual que en el diagnóstico de lesiones coronarias nativas, la mayoría de los autores,²³⁰⁻²³² coinciden en que la técnica tiene un alto VPN en el diagnóstico de

reestenosis, razón por la cual se considera que es de gran utilidad para descartar la presencia de reestenosis en pacientes sintomáticos portadores de *stents* coronarios con 3 mm o más de diámetro, ritmo cardiaco sinusal y probabilidad baja o intermedia de reestenosis.

6.4. Implicaciones clínicas

El presente estudio tiene importantes implicaciones en la práctica clínica. El alto valor predictivo negativo de puntaje de calcio coronario para valor de corte 0 UA hace esta herramienta útil para descartar la presencia de enfermedad coronaria severa en un grupo de pacientes con probabilidad baja e intermedia de padecer cardiopatía isquémica. Por otra parte, para valor de corte 400 UA, se observó una E de 97 % y VPP de 94 %, por lo que se considera que los pacientes con puntaje superior a 400 UA deben ser sometidos a pruebas de detección de isquemia funcional, y si esta arroja isquemia de alto riesgo se envían a cateterismo cardiaco. Si no se documenta isquemia de riesgo el tratamiento médico debe ser intensivo con seguimiento individualizado. El alto VPN del puntaje de calcio en las coronarias para valor de corte 0 UA (92,4 % en el análisis por pacientes y 96 % en el análisis por arterias) y la coronariografía por TC de 64 cortes observado en este trabajo (98 % por pacientes, 98 % por arterias y 99 % por segmentos) sugiere que estos métodos son útiles para descartar la enfermedad coronaria significativa en pacientes seleccionados que presenten resultados equívocos en los demás medios diagnósticos no invasivos o contraindicación a realizarse estos. Dado la precisión de la coronariografía por tomografía de 64 cortes para diagnosticar y descartar ECS, diagnosticar enfermedad coronaria subclínica y por consiguiente lograr una estratificación pronóstica, se

considera una técnica útil en pacientes con riesgo intermedio de enfermedad coronaria basados en la clínica, factores de riesgo (diabetes; tabaquismo; dislipidemia y APF de primer orden para cardiopatía isquémica) y prueba ergométrica o eco de *stress*; índice de calcio menor que 400 UA, ritmo cardiaco sinusal y FC menor que 65 latidos por min (**Figura 31**), con indicación de estudio angiográfico coronario y alta probabilidad de coronarias sin obstrucción hemodinamicamente significativa; entre ellos: pacientes con bloqueo completo de la rama izquierda del haz de his de causa no precisada, insuficiencia cardiaca de nueva aparición y causa no precisada, sospecha de anomalías coronarias, sospecha de puentes musculares, angina microvascular, previa a la cirugía cardiaca no coronaria por protocolo, pacientes con profesiones de riesgo (pilotos, buzos), estudio de las arterias y venas coronarias previa a la implantación de marcapaso multisitio, dolor torácico en el cuerpo de guardia y causa no precisada y estudio de las coronarias después del trasplante cardiaco.

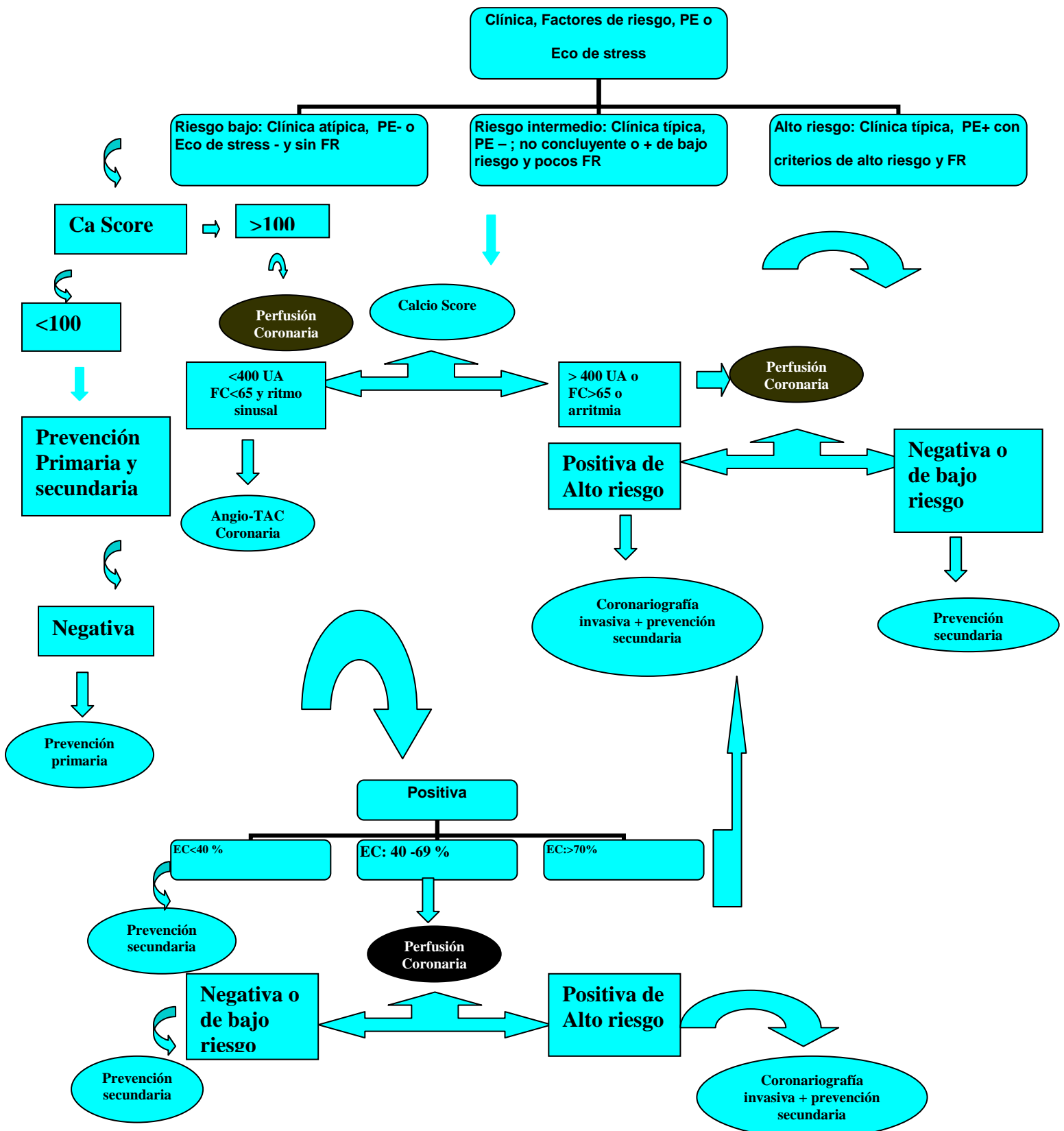


Figura 31. Diagrama diagnóstico y terapéutico.

El estudio no invasivo de la permeabilidad de los *stents* coronarios es un atractivo cambio en la práctica clínica cardiológica. La coronariografía por cateterismo dado su naturaleza invasiva, costosa y complicaciones que se pueden presentar durante el procedimiento no es el método ideal para el seguimiento rutinario de estos pacientes. En comparación con la CI, la TCMC es un método no invasivo preferido por los pacientes, es ambulatorio, necesita poca preparación y no se somete al personal a las radiaciones. Publicaciones recientes demuestran una moderada sensibilidad y alta especificidad mostrando que la TCMC aún tiene algunas limitaciones para descartar reestenosis en algunos pacientes.¹⁹⁰ Factores relacionados con el *stent* (tipo, diámetro, composición, localización, tipo de lesión, solapamiento) y con la tecnología (número de detectores, número de fuentes y filtros de reconstrucción) tienen un impacto negativo en la precisión diagnóstica. Sin embargo, la sensibilidad y especificidad reportada es superior a la prueba ergométrica,¹⁸⁴ perfusión por medicina nuclear y ecocardiografía de contraste.^{185,186} Con el advenimiento de nuevas tecnologías (*stent* y tomógrafos) y la aplicación de filtros específicos (*B46F Heart View sharp ASA*) que minimizan el efecto detractor de los artefactos sobre el lumen, se considera que la coronariografía por TC de 64 cortes es una alternativa para descartar la reestenosis en pacientes sintomáticos con prótesis mayores o iguales que 3 mm de diámetro y probabilidad baja o intermedia de padecerla. Se necesita mejor resolución espacial y diseños de *stent* compuestos por material de bajo número atómico y envolturas finas para poder estudiar rutinariamente las prótesis menores que 3 mm de diámetro. Al ser un método que implica menor costo y menor prevalencia de complicaciones que la CI. Esto traería aparejado beneficios

económicos y sociales tanto para las instituciones de salud como para los propios pacientes y familiares.

6.5. Limitaciones del estudio

Los pacientes fueron seleccionados por muestreo no probabilístico, desde el punto de vista ético no se admite realizar este tipo de estudio de forma consecutiva pues se estaría administrando doble dosis de radiaciones y contraste yodado que pueden causar complicaciones. La evaluación de la severidad de las lesiones en la coronariografía por tomografía no se realizó de forma cuantitativa lo que impide realizar análisis de correlación lineal. La prevalencia de lesiones obstructivas significativas fue escasa en el tronco de coronaria izquierda y las ramas de los vasos principales, lo cual pudo cambiar los valores predictivos positivos y negativos en el análisis de estos segmentos. Al tratarse de pacientes con indicación de estudio angiográfico de coronarias, la prevalencia de ECS fue relativamente alta por lo que puede variar los resultados en cuanto a valores predictivos. La cantidad de *stents* menores que 3 mm de diámetro fue pequeña, así como también el número de *stents* recubiertos con drogas. No se determinó la precisión según el material y localización arterial del *stent*. En cuanto a los riesgos, en la TC de 64 cortes, se reciben altas dosis de radiaciones y se necesita administrar contraste yodado.

6.6. Retos e implicaciones futuras de la tomografía en cardiología

6.6.1. Disminuir la dosis de radiación

La dosis de radiación recibida por un paciente depende de múltiples factores, entre estos: el peso, el área de estudio, la tecnología empleada, la experiencia de los operarios, el protocolo utilizado, la frecuencia cardíaca y ritmo del paciente, la

resolución temporal del equipo, el KV prefijado durante el estudio y la duración de este. Un paciente estudiado con un tomógrafo de 4 cortes recibe aproximadamente 4-8 mSv; 5-10 mSv con el de 16 cortes y 6-12 mSv con el de 64 cortes; sin embargo, con la CI recibe de 3-4 mSv.²³³ En la actualidad se trabaja con el propósito de disminuir estas. Son variadas las formas para disminuir la dosis; entre ellas lograr una preparación óptima de los pacientes de tal forma que en el momento del estudio cuenten con una frecuencia cardíaca menor que 65 latidos por minuto y ritmo regular, que permita utilizar protocolos de modulación de dosis con los que se logra disminuir hasta un 60 % de esta durante la sístole cardíaca.²³⁴ *Maruyama*²³⁵ y col y *Shuman*²³⁶ y col empleando modulación de dosis con TC de 64 cortes logran bajar la dosis hasta 4-6 mSv. Con la introducción de la tomografía de doble fuente que cuenta con una resolución temporal de 83 ms se pueden lograr imágenes de muy buena calidad con baja dosis. En algunos pacientes la dosis puede ser tan baja como 1 mSv (**Figura 32**). Con la tecnología del *Somatom Definition Flash* y *Somatom Aquilion One* de 320 cortes se puede estudiar toda el área cardíaca en menos de 1 seg con menos de 1 mSv de dosis.²³⁷⁻²³⁹

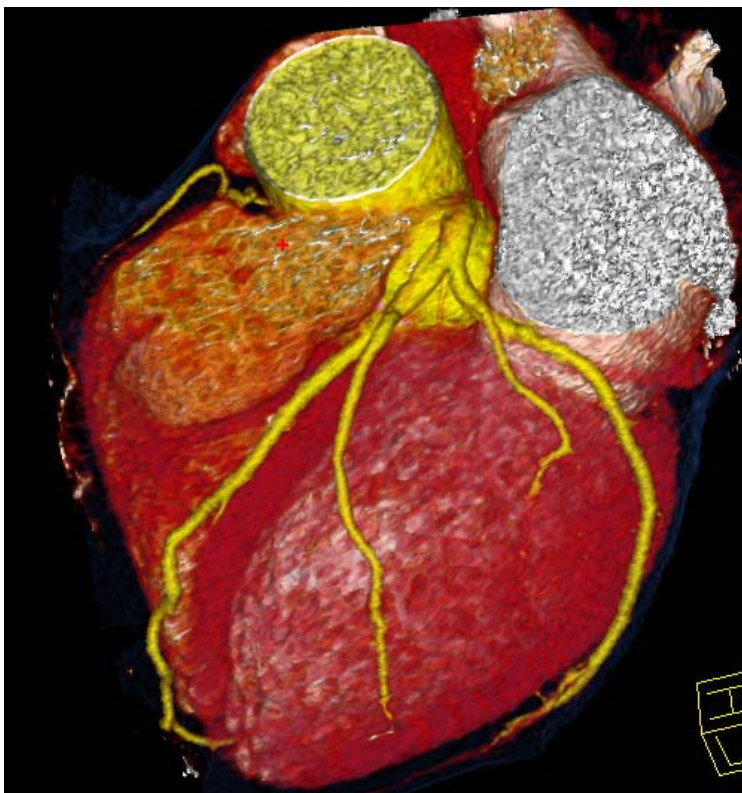


Figura 32. Técnica volumétrica en 3D. Coronariografía realizada en el tomógrafo de doble fuente. FC<65 y ritmo sinusal. Dosis de radiación: 1 mSv.

6.6.2. Disminuir dosis de contraste

La dosis de contraste recibida por un paciente depende del peso del paciente, tipo de estudio, duración del estudio, tecnología utilizada, la resolución temporal, concentración del contraste y flujo durante la inyección, frecuencia cardiaca, función ventricular. La formula empleada es: $\text{Volumen} = \text{Duración del Scan} \times \text{Flujo}$. La duración varía con el área de estudio y el flujo con el tipo de estudio. La dosis aproximada por paciente en el tomógrafo de 4 cortes es de 160 ml; 120 ml con el de 16 cortes, 80 ml con el de 64 cortes y 60 ml en la CI. Con el advenimiento de la tomografía de doble fuente (*Somatom Definition*) y *Somatom Aquilion One* de 320 cortes la dosis puede ser tan baja como 50 ml en algunos pacientes.

6.6.3. Estudio de perfusión con tomografía

La TCMC brinda una información precisa de la anatomía coronaria, sin embargo, no aporta información sobre la significación hemodinámica de las lesiones. Las técnicas de medicina nuclear (*SPECT* y *PET*) son clínicamente usadas para estudiar la perfusión cardiaca. En las últimas décadas se ha venido trabajando con la RMN en estos fines por medio de la técnica de primer paso. Los principios fisiológicos y farmacológicos de los estudios de perfusión con RMN y TC son los mismos.²⁴⁰ La combinación de *PET* o *SPECT* con TC puede ser una solución, que si bien es cierto que inicialmente se reportaron altas dosis de radiaciones que impiden la generalización de la técnica, en épocas recientes se ha venido trabajando sistemáticamente para lograr su reducción. Un ejemplo es el empleo del protocolo únicamente en stress y el uso del gatillado prospectivo con el ECG que ha logrado reducir la dosis total de radiación hasta 5,4 mSv.²⁴¹ La introducción de la TC de doble fuente permite obtener imágenes con diferentes energías (80 y 140 KV) lo que hace posible diferenciar el contraste de los demás tejidos y además diferenciar los tejidos entre sí por variación en las absorción y atenuación de los rayos x. Esta técnica que fue utilizada por décadas con estos fines puede aportar información sobre la perfusión coronaria.²⁴² *Ruzsics*²⁴³ y col analizaron retrospectivamente 35 pacientes estudiados con tomografía de doble fuente empleando el modo de doble energía (80 y 140 KV) con el objetivo de evaluar el valor diagnóstico de ECS y perfusión miocárdica tomando la *SPECT* como patrón oro. La S, E y precisión diagnóstica fueron de 84; 94 y 92 % respectivamente. La introducción en la actualidad de

tomógrafos de mejor resolución temporal y bajas dosis de radiaciones posibilitará realizar estas evaluaciones siempre y cuando este indicado.

6.6.4. Diagnóstico de aterosclerosis coronaria y su valor pronóstico

El método de *Agatston* introducido en el año 1990 permite detectar las placas ateromatosas calcificadas en el árbol arterial coronario, lo cual hace el diagnóstico de ateromatosis con una S de 100 % y brinda una importante información pronóstica y terapéutica, sin embargo, por medio de este método no es posible detectar las placas en estadios intermedios (blandas y fibrosas). El *IVUS* se considera el patrón oro para su diagnóstico, pero es un método costoso, invasivo y ausente en nuestro medio. Con la introducción de la TCMC la angiografía coronaria no invasiva ha sido posible. Además de la información de la luz del vaso y la severidad de las estenosis nos brinda datos sobre el estado morfológico de la pared. Estudios comparativos con *IVUS* confirman que la TCMC permite el diagnóstico preciso de las placas ateromatosas calcificadas y no calcificadas.²⁴⁴⁻²⁴⁸ Basados en investigaciones en autopsias *Becker*,²⁴⁹ *Nikolaou*²⁵⁰ y *Schroeder*²⁵¹ confirman que la TCMC es precisa para caracterizar las placas. El estudio no invasivo de estas placas tiene una implicación pronóstica incuestionable pues es bien sabido que la mayoría de los estudios en ex-vivo han demostrado que en los pacientes fallecidos por infarto, predominan las placas con una capa fibrosa delgada y un gran núcleo lipídico, llamada en la actualidad placa vulnerable susceptible a la ruptura y trombosis aguda.²⁵² En la actualidad la introducción de los tomógrafos de alta resolución temporal y baja dosis (menor que 1 mSv en pacientes con frecuencia cardíaca menor que 65 latidos por minutos) es posible realizar *screening* en poblaciones

asintomáticas con factores de riesgo y hacer un diagnóstico preciso y temprano de los pacientes de riesgo. La TCMC coronaria tiene un alto VPN (98-100 %) para detectar ECS cuando se compara con el patrón oro, la CI. Sin embargo, el valor pronóstico no ha sido muy bien estudiado aún. Estudios preliminares han mostrado que la TCMC coronaria aporta información predictora de eventos cardiacos independiente a los demás factores de riesgo cardiovascular y el score de calcio, en pacientes con enfermedad coronaria conocida o sospechada. *Gilard*²⁵³ y col informan que una TCMC coronaria normal en una población con sospecha de cardiopatía isquémica representa baja probabilidad de eventos (mortalidad 0 %; infarto del miocardio 0,7 % y CI 3,5 %) en un año de seguimiento. *Ostrom*²⁵⁴ y col en 220 pacientes estudiados con TC de 64 cortes coronaria por sospecha de cardiopatía isquémica durante un periodo de seguimiento de 14±4 meses encontraron que los pacientes con TCMC positiva tuvieron un 32 % de eventos, mientras que en los que fue negativa la incidencia fue 0 %. *Annachiara*²⁵⁵ y col confirman el alto VPN de eventos coronarios en 2 años de seguimiento de una TCMC normal en pacientes con sospecha de cardiopatía isquémica. Las tecnologías del futuro con la posibilidad de realizar estudios con baja dosis de radiación y de contraste yodado posibilitarán realizar *screening* en poblaciones asintomáticas con factores de riesgo pues la técnica brinda importante información diagnóstica y pronóstica en los pacientes como son: presencia o no de lesiones ateroscleróticas, grado de severidad de las obstrucciones, composición de las placas, localización, distribución, área, volumen, carga aterosclerótica, remodelado arterial y geometría de los vasos.²⁵⁵ Las características tomográficas de las placas ateromatosas que se ven con frecuencia

en los pacientes con síndromes coronarios agudos son el remodelado positivo, componente de baja atenuación y pequeñas calcificaciones (**Figura 33**).²⁵⁶ Los pacientes que tengan placas con las dos primeras características se consideran de alto riesgo para presentar eventos coronarios.²⁵⁷



Figura 33. Placa calcificada (flecha amarilla) y no calcificada (flecha roja) con remodelado positivo en segmento proximal de la arteria descendente anterior.

CAPÍTULO VII. CONCLUSIONES

VII. CONCLUSIONES

- El puntaje de calcio coronario contribuye al diagnóstico de estenosis coronaria significativa, siendo los pacientes con niveles mayores de 100 UA por arteria o 400 UA por paciente los de mayor riesgo a padecerla.
- La coronariografía por tomografía de 64 cortes, es precisa para la exclusión de estenosis coronaria significativa y reestenosis de *stent* en pacientes seleccionados.
- Los niveles de puntaje de calcio coronario, la frecuencia cardiaca, el índice de masa corporal elevados y el diámetro de los *stents* menor que 3 mm, tienen un efecto negativo en la exactitud diagnóstica de la coronariografía por tomografía de 64 cortes.

CAPÍTULO VIII. RECOMENDACIONES

VIII. RECOMENDACIONES

- ✓ Seguir desarrollando la tomografía cardiaca en Cuba y llevarla a gran parte de las provincias que cuenten con la tecnología.
- ✓ Insertar la cuantificación del calcio en las coronarias en los algoritmos diagnósticos de los pacientes sospechosos de padecer cardiopatía isquémica.
- ✓ No realizar la coronariografía por tomografía a los pacientes con puntaje de calcio total mayor o igual que 400 UA pues en ellos disminuye la precisión diagnóstica, además con mucha frecuencia se asocian a obstrucción coronaria severa, por lo que si tienen síntomas típicos o isquemia de riesgo documentada por pruebas no invasivas (ECO; MN o PE) se sugiere realizar coronariografía invasiva con la finalidad de revascularizar.
- ✓ Lograr un control estricto de la frecuencia cardiaca de los pacientes que se realizarán la coronariografía por tomografía de 64 cortes, así como apoyo psicológico y tratamiento con sedantes con el fin de obtener una imagen óptima para realizar el diagnóstico.
- ✓ Desarrollar investigaciones que permitan conocer el impacto en el diagnóstico y pronóstico de la TC de 64 cortes en este medio, así como conocer el costo-efectividad de la técnica en comparación con otros métodos diagnósticos no invasivos en cardiología.

CAPÍTULO IX. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Elliott M, Braunwald E. ST- Elevation Myocardial Infarction: Pathology, Pathophysiology, and Clinical features. In: Braunwald Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 8th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 2007.p.1207.
2. Ministerio de Salud Pública. Anuario Estadístico de Salud. La Habana: Dirección Nacional de Estadísticas; 2009.
3. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, López L, Milián V, Linares R, et al. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de estenosis coronaria significativa. *Revista Cubana de Medicina*. 2007;46:1-7.
4. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Milián V, Linares R, et al. Coronariografía por tomografía de 64 cortes. Precisión diagnóstica según puntaje de calcio y frecuencia cardiaca. *Rev Argent Cardiol*. 2007;75:272-8.
5. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Linares R, Villanueva LH, et al. Puntuación de calcio en arterias coronarias y presencia de estenosis angiográficamente significativas. *Rev Cub de Medicina*. 2007;46:1-7.
6. Anzai T. Effect of short-term prognosis and left ventricular function of angina pectoris prior to first Q-wave anterior wall acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*. 1994;74:755-9.
7. Assmann G, Carmena R, Cullen P. Coronary heart disease: reducing the risk, a worldwide view. *Circulation*. 1999;105:310-5.

8. Ross R. Atherosclerosis. In: Wyngaarden JB, Smith LH, Bennet JC, editors. *Cecil Textbook of Medicine*. 19th ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co; 1992. p.293-8.
9. Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, Fuster V, Glagov S, Insull Jr W, et al. A definition of advanced types atherosclerotic lesions and histological classification of atherosclerosis. *Circulation*. 1995;92:1355-74.
10. Pasterkamp G, Falk E, Woutman H, Borst C. Techniques characterizing the coronary atherosclerotic plaque: influence on clinical decision making. *J Am Coll of Cardiol*. 2000;36:13-21.
11. Virmani R, Kolodji FD, Burke AP. Lessons from sudden coronary death. A comprehensive morphological classification scheme for atherosclerotic lesions. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2000;20:1262-75.
12. Glagov S, Weisenberg E, Zarins C. Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries. *N Engl J Med*. 1987;316:1371-5.
13. Naghavi M, Libby P, Falk E. From vulnerable plaque to vulnerable patient – a call for new definitions and risk assessment strategies. Part I. *Circulation*. 2003;108:1664-72.
14. Naghavi M, Libby P, Falk E. From vulnerable plaque to vulnerable patient – a call for new definitions and risk assessment strategies. Part II. *Circulation*. 2003;108:1772-78.
15. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Detrano R, et al. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol*. 1990;15:827-32.

16. Shemesh J, Apter S, Rozenman J. Calcification of coronary arteries: detection and quantification with double helix CT. *Radiology*. 1995;197:779-83.
17. Becker CR, Knez A, Jackobs TF, Becker A, Schopf UJ, Bruning R, et al. Detection and quantification of coronary calcification with electron- beam and conventional CT. *Eur Radiol*. 1999;9:620-4.
18. O'Rouque RA, Brundage BH, Frolicher VF. ACC/AHA expert consensus document on EBCT for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Circulation*. 2000;102:126-40.
19. Wexler L, Brundage B, Crouse J. Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods and clinical implications: a statement for health professionals from the AHA Writing Group. *Circulation*. 1996;94:1175-92.
20. Assmann G. International Task Force for Prevention of Coronary in Cooperation with the international Atherosclerosis Society. Pocket guide to prevention of coronary heart disease. [www.chd](http://www.chd-taskforce.com) – taskforce.com and www.athero.org, January 2003.
21. Fleischmann KE, Hunink MG, Kuntz KM, Douglas PS. Exercise echocardiography or exercise SPECT imaging. A meta-analysis of diagnostic test performance. *J Nucl Cardiol*. 2002;9:133-4.
22. Schmermund A, Denktas AE, Rumberger JA, Christian TF, Shee PF, Bailey KR, et al. Independent and incremental value of coronary artery calcium for predicting the extent of angiographic coronary artery disease: comparison with cardiac risk factors and radionuclide perfusion imaging. *J Am Coll Cardiol*. 1999;34:777-86.
23. Klocke FJ, Baird MG, Lorell BH, Bateman TM, Messer JV, Berman DS, et al. American College of Cardiology; American Heart Association; American Society for

Nuclear Cardiology. ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging– executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASNC Committee to Revise the 1995 Guidelines for the Clinical Use of Cardiac Radionuclide Imaging). *J Am Coll Cardiol*. 2003;42:1318-33.

24. Crooks LE, Barker B, Chang H. Magnetic resonance imaging strategies for the heart. *Radiology*. 1984;153:459.

25. Higgins CB, Holt W, Pflugfelder P, Sechtem U . Functional evaluation of the heart with magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med*. 1988;6:121-39.

26. Kim WYK, Danias PG, Stuber M, Wanning W. Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *New Engl j Med*. 2001;345:1863-69.

27. Kim R. MR to predict wall motion recovery. *N Engl j Med*. 2004;109:2172-4.

28. Post JC, Van Rossum AC, Hofmann MB, Valk J, Visser CA. Three - dimensional respiratory – gated MR angiography of coronary arteries: comparison with conventional coronary angiography. *Am J Roentgenol*. 1996;166:1399-04.

29. Wielopolski PA, van Geuns RJM, de Feyter PJ, Oudkerk M. Coronary arteries. *Eur Radiol*. 1998;8:873-85.

30. Halliburton SS, Paschal CB. Atherosclerotic plaque components in human aortas contrasted by ex vivo imaging using fast spin - echo magnetic resonance imaging and spiral computed tomography. *Invest Radiol*. 1996;31:724-8.

31. Fayad ZA, Fuster V, Fallon JT. Noninvasive in vivo human coronary artery lumen and wall imaging using black blood magnetic resonance imaging. *Circulation*. 2000;102:506-10.
32. Corti R, Fuster V, Fayad ZA. Lipid lowering by Simvastatin induces regression of human atherosclerotic lesions. Two years follow up by high resolution noninvasive magnetic resonance imaging. *Circulation*. 2002;106:2884-87.
33. Cademartiri F, Palumbo AA, Maffei E, La Crutta L, Casolo G, Aldrovandi A, et al. Non invasive imaging of coronary arteries with 64 – slice CT and 1,5 T MRI: challenging invasive techniques. *Acta Biomed*. 2007;798:6-15.
34. Harrison TR. Harrison's principles of internal medicine. Textbook 13th Edition, Año 1995,192:1162-1168.
35. Leung kg, Martin CJ. Effective doses for coronary angiography. *Br J Radiol*. 1996;69:426-31.
36. Ress MR, Zijlstra F, Reiber JHC, Roelandt. Invasive coronary angiography. In: Oudkerk, editors. Medical radiology diagnostic imaging - coronary radiology. Springer Berlin, 2004, Heidelberg, New York.p. 25-40.
37. Windecker S. Interventional Cardiology in Europe. *European Heart J*. 1995;20:484-95.
38. Ziada K, Kapadia S, Tuzcu EM, Niesen S. The current status of intravascular ultrasound imaging. *Curr Prob Cardiol*. 1999;24:541-66.
39. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Brit J Radiol*. 1973;46:1016-20.

40. Hounsfield GN. Hounsfield – Autobiography. Nobel e – Museum. Available at: <http://www.nobel.se/medicine/laureates/1979/Hounsfield – autobio.html>.
41. Stanford W. CT of the Heart. Past, present and Future. In: Schoepf UJ, editors. CT of the Heart. Principles and applications. 2nd ed. Totowa, New Jersey Humana Press Inc; 2005p.p. 3-10.
42. Ugarte JC. Manual de Tomografía Axial Computarizada Multicorte. 2da ed. La Habana: Editorial CIMEQ, 2006:10-12.
43. Boyd DP, Lipton MJ. Cardiac Computed Tomography. Proc IEEE. 1983;71:298-307.
44. Kalendar WA, Seissler W, Klotz E Vock P. Spiral Volumetric CT with single breath hold technique: continuous transport and continuous scanner rotation. *Radiology*.1990;176:181-3.
45. Cody DD, Moxley DM, Davros W, Silverman PM. Principles of Multislice computed tomographic technology. In: Silverman PM. Editors. Multislice Computed Tomography; Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins; 2002.p.1-29.
46. Hunold P, Vogt FM, Scmermund A. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron beam CT. *Radiology*. 2003;226:145-53.
47. Stanford W, Rooholamini SA, Galvin JR. Ultrafast computed tomography for detection of intracardiac thrombi and tumors. In: Elliot LP, editors. Cardiac imaging in infants, children and adults. Philadelphia: JB Lippincott; 2001.p. 494-500.

48. Stanford W. Computed tomography and ultrafast computed tomography in pericardial disease. In: Elliot LP, editors. Cardiac imaging in infants, children and adults. JB Lippincott, Philadelphia:1991;415-420.
49. Stanford W. Electron beam computed tomography in the evaluation of ischemic heart disease. In: Taberas JM, Ferruci JT, editors. Radiology on CD ROM. Diagnostic imaging intervention. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins;2002.p.2.
50. Mochizuqui T, Murase K, Higashino H. Two and three dimensional CT ventriculography: a new application of helical CT. *Am J Roentgen*. 2000;174:202-8.
51. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG gated multi – slice spiral CT. *Circulation*. 2000;102:2823-8.
52. Becker C, Knez A, Ohnesorge B. Imaging of non calcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating. *Am J Roentgen*. 2000;175:423-4.
53. Knez A, Becker C, Leber A. Non invasive assessment of coronary artery stenoses with multidetector helical computed tomography. *Circulation*. 2000;101:221-2.
54. Nieman K, Oudkerk M, Rensing B. Coronary angiography with multislice computed tomography. *Lancet*.2001;357:599-603.
55. Hong C, Becker CR, Huber A. ECG – gated reconstructed multidetector row CT coronary angiography: effects of varying trigger delay on image quality. *Radiology*. 2001;220:712-7.
56. Schroeder S, Kopp A, Baumbach A. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multi – slice computed tomography. *JACC*. 2001;37:1430-5.

57. Schroeder S, Flohr T Kopp A. Accuracy of density measurements within plaques located in artificial coronary arteries by X – Ray multislice CT: Results of phantom study. *JCAT*. 2001;25:900-6.
58. Kopp AF, Ohnesorge B, Becker C. Reproducibility and accuracy of coronary calcium measurement with multidetector – row versus electron beam CT. *Radiology*. 2002;225:113-9.
59. Becker CR, Kleffel T, Crispin A. Coronary artery calcium measurement: agreement of multirow detector and electron beam CT. *Am J Roentgenol*. 2001;176: 1295-8.
60. Juergens KU, Grude M, Fallemer AM. Using ECG gated multidetector CT to evaluate global left ventricular myocardial function in patients with coronary artery disease. *Am J Roentgenol*. 2002;179:1545-50.
61. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K. New technical developments in multislice CT, part II: Sub – millimeter 16 slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr*. 2002;174: 1022-7.
62. Flohr T, Shoepf UJ, Kuettner A. Advances in cardiac imaging with 16 section CT systems. *Acad Radiol*. 2003;10:386-401.
63. Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H. Image reconstruction and performance evaluation for ECG –gated spiral scanning with a 16 slice CT system. *Med phis*. 2003; 30:2650-62.

64. Nieman K, Cademartiri F, Lemus PA. Reliable noninvasive coronary angiography with phase submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation*. 2002;106:2051-4.
65. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, et al. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation*. 2003;107:664-6.
66. Kuettner A, Trabold T, Schroeder S, Feyer A, Beck T, Brueckner A, et al. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol*. 2004;44:1230-37.
67. Kuettner A, Beck T, Drosch T, Kettering K, Heuschmid M, Burgstahler C, et al. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol*. 2005;45:123-7.
68. 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.
69. Achenbach S, Giesler T, Ropers D, Ulzheimer S, Derlien H, Schulte C, et al. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multi-slice spiral computed tomography. *Circulation*. 2001;103:2535-8.
70. Knez A, Becker CR, Leber A, Ohnesorge B, Becker A, White C, et al. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol*. 2001;88:1191-4.

71. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T, Engelmann AM, Dogan S, Wimmer-Greinecker G, et al. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography. *Radiology*.2002;223:212-20.
72. Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A, Baumbach A, Georg C, Kuzo R, et al. Non-invasive coronary angiography with high resolution multidetector-row computed tomography: results in 102 patients. *Eur Heart J*. 2002;23:1714-25.
73. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ, Munne A, Ligthart JM, Pattynama PM, et al. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2002; 89:913-8.
74. Becker CR, Knez A, Leber AI. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr*.2002;26:750-5.
75. Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ, Roobottom CA. Multislice computed tomographic coronary angiography: experience in a UK centre. *Clin Radiol*. 2003; 58:378-83.
76. Sato Y, Matsumoto N, Kato M, Inoue F, Horie T, Kusama J, et al. Noninvasive assessment of coronary artery disease by multislice spiral computed tomography using a new retrospectively ECG-gated image reconstruction technique. *Circ J* 2003; 67:401-5.
77. Maruyama T, Yoshizumi T, Tamura R, Takashima S, Toyoshima H, Konishi I, et al. Comparison of visibility and diagnostic capability of noninvasive coronary angiography by eight-slice multidetector-row computed tomography versus conventional coronary angiography. *Am J Cardiol*. 2004;93:537-42.

78. 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;106:2051-4.
79. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, et al. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation*. 2003;107:664-6.
80. Kuettner A, Trabold T, Schroeder S, Feyer A, Beck T, Brueckner A, et al. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol*. 2004;44:1230-7.
81. Mollet NR, Cademartiri F, Nieman K, Saia F, Lemos PA, McFadden EP, et al. Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *J Am Coll Cardiol*. 2004;43:2265-70.
82. Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A, Razzini C, Tomassini M, Sperandio M, et al. Accuracy of thin-slice computed tomography in the detection of coronary stenoses. *Eur Heart J*. 2004;25:1043-8.
83. Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC, Ferencik M, Jank IK, Diaz LJ, et al. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary disease: patient versus segment-based analysis. *Circulation*. 2004;110:2638-43.
84. Kuettner A, Beck T, Drosch T, Kettering K, Heuschmid M, Burgstahler C, et al. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral

computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol.* 2005;45:123-7.

85. Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP, McFadden EP, Arampatzis CA, Serruys PW, et al. Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol.* 2005;45:128-32.

86. Schuijf JD, Bax JJ, Salm LP, Jukema JW, Lamb HJ, van der Wall EE de Roos A. Noninvasive coronary imaging and assessment of left ventricular function using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol.* 2005;95:571-4.

87. Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA, Owens PE, Marshall AJ. Highly accurate coronary angiography with submillimetre, 16 slice computed tomography. *Heart.* 2005; 91:308-13.

88. Hoffmann MH, Shi H, Schmitz BL, Schmid FT, Lieberknecht M, Schulze R, et al. Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *JAMA.* 2005;293:2531-3.

89. Fine JJ, Hopkins CB, Hall PA, Delphia RE, Attebery TW, Newton FC. Noninvasive coronary angiography: agreement of multi-slice spiral computed tomography and selective catheter angiography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2004;20:549-52.

90. Kaiser C, Bremerich J, Haller S, Brunner-La Rocca HP, Bongartz G, et al. Limited diagnostic yield of non-invasive coronary angiography by 16-slice multidetector spiral computed tomography in routine patients referred for evaluation of coronary artery disease. *Eur Heart J.* 2005;26:1987-92.

91. Aviram G, Finkelstein A, Herz I, Lessick J, Miller H, Graif M, et al. Clinical value of 16-slice multi-detector CT compared to invasive coronary angiography. *Int J Cardiovasc Intervent*. 2005;7:21-8.
92. Achenbach S, Ropers D, Pohle FK, Raaz D, von Erffa J, Yilmaz A, et al. Detection of coronary artery stenoses using multi-detector CT with 16 x 0.75 collimation and 375 ms rotation. *Eur Heart J*. 2005;26:1978-86.
93. Estados Unidos de America, National Commission for the Protection of Human Subjects of Biomedical and Behavioral Research. The Belmont Report: Ethical Principles and Guidelines of protection of Human. Subjects of Research. DHEW Publication (OS). EE.UU: National comisión;1978.
94. Vilardell F. Problemas éticos de la tecnología médica. Boletín de la Oficina Sanitaria Panamericana. 1990;108:339-405.
95. La Evaluación de las tecnologías en salud. Taller metodológico nacional de investigaciones de salud 2. La Habana: Ministerio de Salud Pública; 1999.
96. SIEMENS. SOMATON Sensation Cardiac 64. Manual de aplicaciones. Versión del software syngo CT 2006A. 179.Forcheim: Siemens Press; 2006.
97. Austen WG, Edwards JE, Fryz RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad – Hoc Committee for grading of coronary artery disease council on cardiovascular surgery. *Circulation*. 1975;51:5-40.
98. Kelly H, James A, Laura M. Receiver – Operating Characteristic Analysis for Evaluating Diagnostic Tests and Predictive Models. *Circulation*. 2007;115:654-7.

99. Deeks JJ. Systematic reviews in health care: Systematic reviews of evaluations of diagnostic and screening tests. *BMJ*. 2001;323:157-62.
100. Deville WL, Buntinx F, Bouter LM, Montori VM, de Vet HC, Van der Windt DA, et al. Conducting Systematic reviews of diagnostic studies: didactic guidelines. *Med Res Methodol*. 2002;2: 9-15.
101. Pita FS, Pértegas DS. Pruebas diagnósticas. 2003;10:120-4.
102. Roccella EJ, Kaplan NM. Interpretation and evaluation of clinical guidelines. In: Izzo JL Jr, Black HR, editors. Hypertension Primer. Dallas, TX: American Heart Association; 2003.p.126-7.
103. Genuth S, Alberti KG, Bennett P, Buse J, Defronzo R, Kahn R, et al. Follow-up report on the diagnosis of diabetes mellitus. *Diabetes Care*. 2003;26:3160-7.
104. Bretón I, Cuerda MC, Camblor M, García Peris P. Técnicas de composición corporal en el estudio de la obesidad. En: Moreno B, Monereo S, Álvarez J, editores. Obesidad: la epidemia del siglo XXI. Madrid: Díaz de Santos; 2000. p. 169-90.
105. Goldstein JL, Hobbs HH, Brown MS. Familial hypercholesterolemia. En: Scriver CR, Beaudet AL, Sly WS, Valle D, editors. The metabolic and molecular basis of inherited disease. Vol II. New York: McGraw-Hill; 2001. p. 2863-913.
106. Wayhs R, Zelinger A, Raggi P. High coronary artery calcium scores pose an extremely elevated risk for hard events. *J Am Coll Cardiol*. 2002;39:225-30.
107. Leta R, Carreras F, Alomar X, Monell J, García-Picart J, Augé JM, et al. Coronariografía no invasiva mediante tomografía computerizada con 16 detectores: estudio comparativo con la angiografía coronaria invasiva. *Rev Esp Cardiol*. 2004;57:217-24.

108. Scanlon P, Faxon D, Audet A. ACC/AHA Guidelines for coronary angiography. A report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). Developed in collaboration with the Society of Cardiac Angiography and Interventions. *J Am Coll Cardiol.* 1999; 33:1756-1824.
109. American Heart Association: 2002 Heart and Stroke Statistical update Dallas, Tex: American Heart Association; 2005.
110. Anuario Estadístico de Salud. Dirección Nacional de Estadísticas. La Habana: Ministerio de Salud Pública; 2006.
111. Fleischmann KE, Hunink MG, Kuntz KM, Douglas PS. Exercise echocardiography or exercise SPECT imaging? A meta-analysis of diagnostic test performance. *J Nucl Cardiol.* 2002;9:133-4.
112. Klocke FJ, Baird MG, Lorell BH, Bateman TM, Messer JV, Berman DS, et al. American College of Cardiology; American Heart Association; American Society for Nuclear Cardiology. (ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging – executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines(ACC/AHA/ASNC Committee to Revise the 1995 Guidelines for the Clinical Use of Cardiac Radionuclide Imaging). *J Am Coll Cardiol.*2003; 42: 1318-33.
113. Leber AW, Knez A, Becker A, Becker C, Reiser M, Steinbeck G, et al. Visualizing noncalcified coronary plaques by CT. *Int J Cardiovascular Imaging.* 2005;21:55-61.

114. Fayat ZA, Fuster V, Nikolaou K, Becker C. Computed tomography and Magnetic Resonance Imaging for noninvasive coronary angiography and Plaque Imaging: Current and Potential Future Concepts. *Circulation*. 2002;106:2026-34.
115. Agatston AS, Janowitz WR, Aizawa N, Gasso J, Hildner F, Viamonte M, et al. Quantification of coronary calcium reflects the angiographic extent of coronary artery disease. *Circulation*. 1991;84:2-59.
116. Arjmand A, Akhlaghpour S, Shadmani M, Ebrahimi M, Shakiba M, Shojaei M, et al. Agreement Determination between Coronary Calcium- Scoring and Coronary Stenosis Significance on CT- angiography. *Iran J Radiol*. 2006;3:85-90.
117. Weber C, Begemann P, Wedegartner U, Meinertz T, Adam G. Calcium scoring and coronary angiography performed with multislice CT-Clinical experience. *Rofo*. 2005;177:50-9.
118. Mendoza V, Llerena LR, Olivares EW, et al. Puntaje de calcio coronario y severidad de la enfermedad coronaria. *Rev Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*. 2010;1
119. Rumberger JA, Sheedy PF, Breen JF, Schwartz RS. Electron beam computed tomographic coronary calcium score cut point and severity of associated angiographic lumen stenosis. *J Am Coll Cardiol*. 1997;29:1542-8.
120. Cademartini F, Mallet NR, Limos PA, Saia F, Runza G, Midiri M, et al. Impact of coronary calcium score on diagnostic accuracy for the detection of significant coronary stenosis with multislice computed tomography angiography. *Am J Cardiol*. 2005;95:1225-7.

121. Shrivastava S, Agrawal V, Kasliwal RR, Jangid DR, Sen A, Verma A, et al. Coronary calcium and coronary artery disease: and Indian perspective. *Indian Heart J.* 2003;55:344-8.
122. Haberl R, Tittus J, Böhme E, Czernik A, Richartz BM, Buck J, et al. Multislice spiral computed tomographic angiography of coronary arteries diseases: And effective filter before catheter angiography. *Am Heart J.* 2005;149:1112-1119.
123. Herzog C, Britten M, Balzer JO, Mack MG, Zangos S, Ackermann H, et al. Multidetector-row cardiac CT: diagnostic value of calcium scoring and CT coronary angiography in patients with symptomatic, but atypical chest pain. *Eur Radiol.* 2004; 14:169-177.
124. O'Rourke RA, Brundage BH, Froelicher VF, Greenlanb P, Grundy SM, Hachamovitch R, et al. American College of Cardiology/American Heart Association expert consensus document on electron beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Circulation.* 2000; 102:126-40.
125. Thompson BH, Stanford W. Update on using calcium screening by computed tomography to measure risk for coronary heart disease. *Int J Cardiovascular Imaging.* 2005;21:39-53.
126. Mieres JH, Shaw LJ, Arai A, Budoff MJ, Flamm SD, Hundley WG, et al. Cardiac Imaging Committee, Council on Clinical Cardiology, and the Cardiovascular Imaging and Intervention Committee, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, American Heart Association. Role of non-invasive testing in the clinical evaluation of women with suspected coronary artery disease: consensus statement from the Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology and the cardiovascular

imaging and Intervention Committee, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, American Heart Association. *Circulation*. 2005;111:682-96.

127. Sangiorgi G, Rumberger JA, Severson A, Edwards WD, Gregoire J, Fitzpatrick LA, et al. Arterial calcification and not lumen stenosis is highly correlate with atherosclerotic plaque burden in humans: a histology study of 723 coronary artery segments using non decalcifying methodology. *J Am Coll Cardiol*. 1998;31:125-33.

128. Simons DB, Schwartz RS, Edwards WD, Sheedy PF, Breen JF, Rumberger JA. Noninvasive definition of anatomic coronary artery disease by ultrafast computed tomographic scanning: a quantitative pathology comparison study. *J Am Coll Cardiol*. 1992;20:1118-26.

129. Rumberger JA, Schwars RS, Simons DB, Sheedy PF 3rd, Edwards WD, Fitzpatrick LA. Relation of coronary calcium determined by electron beam computed tomography and lumen narrowing determined by autopsy. *Am J Cardiol*. 1994; 73:1169-73.

130. US preventive Services Task Force. Screening for Coronary Heart Disease. Available at: <http://www.ahcpr.gov/clinic/clinic/uspstf/uspsacad.htm>. Accessed July 20, 2006.

131. Budoff MJ, Geargiou D, Brody A, Agatston AS, Kennedy J, Wolfkiel C, et al. Ultrafast computed tomography as a diagnostic modality in the detection of coronary artery disease: a multicenter study. *Circulation*. 1996;93:898-904.

132. Budoff MJ, Diamond GA, Raggi P, Arad Y, Guerci AD, Callister TQ, et al. Continuous probabilistic prediction of angiographically significant coronary artery

disease in the detection of coronary artery disease: a multicenter study. *Circulation*. 1996;93:898-904.

133. Rumberger JA, Brundage BH, Rader DJ. Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons. *Mayo Clin Proc*. 1999;74:243-52.

134. Leschka S, Scheffel H, Desbiolles L, Plass A, Gaemperli O, Stolzmann P, et al. Combining dual – source computed tomography coronary angiography and calcium scoring: added value for the assessment of coronary artery disease. *Heart*. 2008; 94:1154-61.

135. Lau GT, Ridley LJ, Schieb. Coronary artery stenoses: detection with calcium scoring, CT angiography, and both methods combined. *Radiology*. 2005;235:415-22.

136. Herzog C, Britten M, Balzer JO. Multidetector - row cardiac CT: diagnostic value of calcium scoring and CT coronary angiography in patients with symptomatic, but atypical, chest pain. *Eur Radiol*. 2004;14:169-77.

137. Rumberger JA, Simons DB, Fitzpatrick LA, Sheedy PF, Schwars RS. Coronary artery calcium area by electron – bean computed tomography and coronary atherosclerotic plaque area: a histopathologic correlative study. *Circulation*. 1995; 92:2157-62.

138. Schmermund A, Denktas AE, Rumberger JA, Christian TF, Sheedy PF, Bailey KR, et al. Independent and incremental value of coronary artery calcium for predicting the extent of angiographic coronary artery disease: comparison with

- cardiac risk factor and radionuclide perfusion imaging. *J Am Coll Cardiol.* 1999; 34:777-86.
139. Leschka S, Alkadhi H, Plass A, Desbiolles L, Grunenfelder J, Morince kB, et al. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: with 64 slice technology: Firs experience. *Eur Heart J.* 2005;25:1482-7.
140. Leber AW, Knez A, Von Ziegler F, Becker A, Nikolaou K, Paul S, et al. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64 slices computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol.* 2005;46:147-54.
141. Meijboom WB, Mollet NR, Van Mieghem CA, Kluin J, Weustink AC, Pugliese F, et al. Pre- operative computed tomography coronary angiography to detect significant coronary artery disease in patients referred for cardiac valve surgery. *J Am Coll Cardiol.* 2006;48:1658-65.
142. Meijboom WB, Mollet NR, Van Mieghem CA, Weustink AC, Pugliese F, van Pelt N, et al. 64 – slice computed tomography coronary angiography in patients with non – ST elevation acute coronary syndrome. *Heart.* 2007. Published online ahead of print March, 7.
143. Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA, Runza G, Mc Fadden EP, Baks T, et al. High resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation.* 2005;112: 2318-23.
144. Oncel D, Oncel G, Tastan A, Tamci B. Detection of significant coronary artery stenosis with 64 section MDCT angiography. *Eur J Radiol.* 2007;62:394-405.

145. Ehara M, Surmely JF, Kawai M, Katop O, Matsubara T, Terashima M, et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography for detecting angiographically significant coronary artery stenosis in an unselected consecutive patient population: comparison with conventional invasive angiography. *Circ J*. 2006;70:564-71.
146. Ghostine S, Caussin C, Daoud B, Habis M, Perrier E, Pesenti Rossi D, et al. Non invasive detection of coronary artery disease in patient with left bundle branch block using 64 slice computed tomography. *J Am Coll Cardiol*. 2006;48:1929-34.
147. Muhlenbruch G, Seyfarth T, Soo CS, Pregalathan N, Mahnken AH. Diagnostic value of 64 – slice multi-detector row cardiac CTA in symptomatic patients. *Eur Radiol*. 2007;17:603-9.
148. Nikolaou K, Knez A, Rist C, Wintersperger BJ, Leber A, Johnson T, et al. Accuracy of 64 – MDCT in the diagnostic of ischemic heart disease. *Am J Roentgenol*. 2006;187:603-9.
149. Ong TK, Chin SP, Liew CK, Chan WL, Seyfarth MT, Liew HB, et al. Accuracy of 64 row multidetector computed tomography in detecting coronary artery disease in 134 symptomatic patients: influence of calcification. *Am Heart J*. 2006;151:1-6.
150. Plass A, Grunenfelder J, Leschka S, Alkahi H, Eberli FR, Wildermuth S, et al. Coronary artery imaging with 64 slice computed tomography from cardiac surgical perspective. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2006;30:109-16.
151. Pugliese F, Mollet NR, Runza G, van Mieghen C, Meijboom WB, Malagutti P, et al. Diagnostic accuracy of non-invasive 64-slice CT coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *Eur Radiol*. 2006;16:575-82.

152. Raff GL, Gallagher MJ, ONeill WW, Goldstein JA, Willian WO, James A, et al. Diagnostic Accuracy of Non invasive Coronary Angiography Using 64 - Slice Spiral Computed Tomography. *JACC*. 2005;46:52-7.
153. Ropers D, Pohle FK, Kuettner A, Pflederer T, Anders K, Daniel WG, et al. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography in patients after bypass surgery using 64 slice spiral computed tomography with 330 ms gantry rotation. *Circulation*. 2006;114:2334-41.
154. Schuijf JD, Pundziute G, Jukema JW, Lamb HJ, van der Hoeven BL, de Ross A, et al. Diagnostic accuracy of 64 slice computed tomography in the noninvasive evaluation of significant coronary artery disease. *Am J Cardiol*. 2006;98:145-8.
155. Sheth TN, Rieber J, Moyarart EA, Pena A, Abbara S, Cury RC, et al. Usefulness of coronary computed tomographic angiography to assess suitability for revascularization in patients with significant coronary artery disease and angina pectoris. *Am J Cardiol*. 2006;98:1198-201.
156. Schlosser T, Mohrs K, Magedanz A, Nowak B, Voigtlander T, Barkhausen J, et al. Noninvasive coronary angiography using 64 detector row computed tomography in patients with a low to moderate pretest probability of significant coronary artery disease. *Acta Radiol*. 2007;48:300-7.
157. Schuijf JD, Bax JJ, Shaw LJ, de Roos A, Lamb HJ, van der Wall EE, et al. Meta – analysis of comparative diagnostic performance of magnetic resonance imaging and multi – slice computed tomography for noninvasive coronary angiography. *Am Heart J*. 2006;151:404-11.

158. Schuijf JD, Wijns W, Jukema JW, Atsma DE, de Ross A, Lamb HJ, et al. Relationship between noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography and myocardial perfusion imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2006;48:2508-14.
159. Gallagher MJ, Ross MA, Raff GL, Goldstein JA, O, Neill W, O, Neill B, et al. The diagnostic accuracy of 64 slice computed tomography coronary angiography compared with stress nuclear imaging in emergency department low risk chest pain patients. *Ann Emerg Med.* 2007;49:125-36.
160. Hacker M, Jakobs T, Hack N, Nikolaou K, Becker C, von Ziegler F, et al. Sixty four slice spiral CT angiography does not predict the functional relevance of coronary artery stenoses in patients with stable angina. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2007;34:4-10.
161. Watson KE. Pathophysiology of coronary calcification. *J Cardiovasc Risk.* 2000;7:93-7.
162. Heuschmid M, Kuettner A, Schroeder S, Trabold , Feyer A, Seemann, et al. ECG – gated 16 – MDCT of the coronary arteries: assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *Am J Roentgenol.* 2005;184:1413-9.
163. Morgan-Hughes GL, Roobottom CA, Owens PE, Marshall AJ. Highly accurate coronary angiography with submillimetre, 16 slice computed tomography. *Heart.* 2005;91:308-13.
164. Cademartiri F, Mollet NR, Lemos PA, Saia F, Runza G, Midiri M, et al. Impact of coronary calcium score on diagnostic accuracy for the detection of significant coronary stenosis with Multislice computed tomography angiography. *Am J Cardiol.* 2005;95:1225-7.

165. Ong TK, Chin SP, Liew CK, Chan WL, Seyfarth MT, Liew HB, et al. Accuracy of 64 – row multidetector computed tomography in detecting coronary artery disease in 134 symptomatic patients: influence of calcification. *Am Heart J.* 2006;151:1323-6.
166. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Olivares EW, Linares R, et al. Ischemic heart disease diagnosed by 64 slice computed tomography coronary angiography. *The Internet Journal of Cardiology.* 2009;7(1).
167. Scheffel H, Alkadhi H, Plass A, Vachenaue R, Desbiolles L, Gaemperli O, et al. Accuracy of dual source CT coronary angiography: first experience in a high pre - test probability population without heart rate control. *Eur J Radiol.* 2006;16:2739-47.
168. Achenbach S, Ropers U, Kuettner A, Anders K, Pflederer T, Komatsu S, et al. Randomized Comparison of 64 – Slice Single and Dual – Source Computed Tomography Coronary Angiography for the Detection of Coronary Artery Disease. *JACC.* 2008;1:177-86.
169. Alkadhi H, Scheffel H, Desbiolles L, Gaemperli O, Stolzmann P, Plass A, et al. Dual – source computed tomography coronary angiography: influence of obesity, calcium load, and heart rate on diagnostic accuracy. *European Heart Journal.* 2008;29:766-76.
170. Mendoza V, Llerena LR, Molían V, Linares R, Cañero A, Llerena LD et al. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de la cardiopatía isquémica. *Arch Cardiol Mex.* 2008;78:162-70.
171. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A. Contrast enhanced coronary artery visualization by dual source computed tomography – initial experience. *Eur J Radiol.* 2006;57:331-5.

172. Flohr TG, Me Collough CH, Bruder H. First performance evaluation of a dual - source CT (DSCT) system. *Eur Radiol.* 2006;16:256-68.
173. Hans S, Hatén A, André P, Robert V, Lotus D, Oliver G, et al. Accuracy of dual – source CT coronary angiography: First experience in a high pre – test probability population without heart rate control. *European Radiol.* 2006;16:2739-47.
174. Mc Collough CH, Primak A, Saba. Hot topic: dose performance of a new 64 – channel dual – source (DSCT) scanner. RSNA Annual Meeting. 2005; SSE 16-06.
175. Johnson TRC, Nikolau K, Wintersperger BJ. Dual source cardiac CT imaging: initial experience. *Eur Radiol.* 2006;16:1409-15.
176. Benjamin JW, Abraham A, Wells GA, Chen L, Terrence DR, Yam Y, et al. Diagnostic Accuracy and Impact of Computed Tomographic Coronary Angiography on Utilization of Invasive Coronary Angiography. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2009;2:16-23.
177. Lauer MS. CT Angiography. First Things First. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2009;2:1-3.
178. Cole JH, Chunn VM, Morrow JA, Buckley RS, Phillips GM. Cost implications of initial computed tomography as opposed to catheterization in patients with mildly abnormal or equivocal myocardial perfusion scans. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography.* 2007;1:21-6.
179. Min JK, Kang N, Shaw JL, Devereux RB, Robinson M, Lin F, et al. Cost and Clinical Outcomes after Coronary Multidetector CT Angiography in Patients without Known Coronary Artery Disease: Comparison to Myocardial Perfusion SPECT. *Radiology.* 2008;249:62-70.

180. Dewey M, Hamm B. Cost effectiveness of coronary angiography and calcium scoring using CT and stress MRI for diagnosis of coronary artery disease. *Eur Radiol.* 2007;17:1301-9.
181. Schuijf JD, Bax JJ, Shaw LJ, de Ross A, Lamb HJ, van der Wall EE, et al. Meta-analysis of comparative diagnostic performance of magnetic resonance imaging and multislice computed tomography for non-invasive coronary angiography. *Am Heart J.* 2006;119:203-16.
182. Schuijf JD, Wijns W, Jukema JW, Atsma DE de Ross A, Lamb HJ, et al. Relationship between noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography and myocardial perfusion imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2006;48:2508-14.
183. Gallagher MJ, Ross MA, Raff GL, Goldstein JA, O, Neill W, O, Neil B. The diagnostic accuracy of 64 slice computed tomography coronary angiography compared with stress nuclear imaging in emergency department low risk chest pain patients. *Ann Emerg Med.* 2007;49:125-36.
184. Dori G, Denekamp Y, Fishman S, Bitterman H. Exercise stress testing, myocardial perfusion imaging and stress echocardiography for detecting restenosis after successful percutaneous transluminal coronary angioplasty: a review of performance. *J Intern Med.* 2003;253:253-62.
185. Elhendy A, Tsutsui JM, O'Leary EL, Xie F, Majeed F, Porter TR. Evaluation of restenosis and extent of coronary artery disease in patients with previous percutaneous coronary interventions by dobutamine stress real-time myocardial contrast perfusion imaging. *Heart.* 2006;92:1480-3.

186. Elhendy A, Schinkel AF, van Domberg RT, Bax JJ, Valkema R, Poldermans D. Non-invasive diagnosis of in stent stenosis by stress 99 m technetium tetrofosmin myocardial perfusion imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2006;22:657-62.
187. Maintz D, Botnar RM, Fischbach R, Heindel W, Manning WJ, Stuber M. Coronary magnetic resonance angiography for assessment of the stent lumen: a phantom study. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2002;4:359-67.
188. Ardanelli F, Zandrino F, Molinari G, Iozzelli A, Balbi M, Barsotti A. MR evaluation of coronary stents with navigator echo and breath-hold cine gradient-echo techniques. *Eur Radiol*. 2002;12:193-200.
189. Spuentrup E, Ruebben A, Mahnken A, Stuber M, Kolker C, Nguyen TH, et al. Artifact-free coronary magnetic resonance angiography and coronary vessel wall imaging in the presence of a new, metallic, coronary magnetic resonance imaging stent. *Circulation*. 2005;111:1019-26.
190. Vanhoenacker PK, Decramer I, Bladt O, Sarno G, Van Hul E, Wijns W, et al. Multidetector computed tomography angiography for assessment of in-stent restenosis: meta-analysis of diagnostic performance. *BMC Medical Imaging*. 2008;8:14-24.
191. Cademartiri F, Mollet N, Lemos PA, Pugliese F, Baks T, Mc Fadden, et al. Usefulness of multislice computed tomography coronary angiography to assess in – stent restenosis. *Am J Cardiol*. 2005;96:799-802.
192. Ehara M, Kawai M, Surmely JF, Matsubara T, Terashima M, Tsuchicane E, et al. Diagnostic Accuracy of Coronary In-Stent Restenosis Using 64-Slice Computed

Tomography: Comparison With Invasive Coronary Angiography. *J Am Coll Cardiol.* 2007;49:951-9.

193. Rist C, von Ziegler F, Nikolaou K, Kirchin MA, Wintersperger BJ, Johnson TR, et al. Assessment of Coronary Artery Stent Patency and Restenosis Using 64 – Slice Computed Tomography. *Acad Radiol.* 2006;13:1465-73.

194. Ehara M, Surmely JF, Kawai M, Katoh O, Matsubara T, Terashina M, et al. Diagnostic Accuracy of 64 – Slice Computed Tomography for Detecting Angiographically Significant Coronary Artery Stenosis in an Unselected Consecutive Patient Population. Comparison with Conventional Invasive Angiography. *Circulation Journal.* 2006;70:564-71.

195. Sun Z, Almutairi AM. Diagnostic accuracy of 64 multislice CT angiography in the assessment of coronary in-stent restenosis: a metaanalysis. *Eur J Radiol.* 2008: published online before print December 3, 2008, doi: 10.1016/j.ejrad.2008.10.025. Accessed November 16, 2009.

196. Rixe J, Achenbach S, Ropers D, Baum U, Kuettner A, Ropers U, et al. Assessment of coronary artery stent restenosis by 64-slice multi- detector computed tomography. *Eur Heart .* 2006;27:2567-72.

197. Mainz D, Seifartf H, Raupach R, Flohr T, Rink M, Sommer T, et al. 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different *stents*. *Eur Radiol.* 2006;13:830-5.

198. Cademartiri F, Mollet N, Lemos PA, Pugliese F, Baks T, McFadden EP, et al. Usefulness of multislice computed tomographic coronary angiography to assess in-stent restenosis. *Am J Cardiol.* 2005;96:799-802.

199. Gaspar T, Halon DA, Lewis BS, Adawi S, Schliamser JE, Rubinshtein R, et al. Diagnosis of coronary in-stent restenosis with multidetector row spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2005;46:1573-9.
200. Mazzarotto P, Di Renzi P, Paluello GM, Carunchio A, Ricci R, Molisso A, et al. Comparison between four-slice computed tomography and coronary angiography for the assessment of coronary *stents*. *J Cardiovasc Med.* 2006;7:328-34.
201. Soon KH, Cox N, Chaitowitz I, Selvanayagam JB, Farouque O, MacGregor L, et al. Non-invasive computed tomography angiography in the assessment of coronary stent patency: an Australian experience. *Intern Med J.* 2007;37:360-4.
202. Kefer JM, Coche E, Vanoverschelde JL, Gerber BL. Diagnostic accuracy of 16-slice multidetector-row CT for detection of in-stent restenosis vs detection of stenosis in nonstented coronary arteries. *Eur Radiol.* 2007;17:87-96.
203. Tedeschi C, Ratti G, De Rosa R, Sacco M, Borrelli F, Tammaro P, et al. Usefulness of multislice computed tomography to assess patency of coronary artery stents versus conventional coronary angiography. *J Cardiovasc Med.* 2008;9:485-92.
204. Pugliese F, Cademartiri F, Van Mieghem C, Meijboom WC, Malagutti P, Mollet NR, et al. Multidetector CT for visualization of coronary *stents*. *Radiographics.* 2006; 26: 887-904.
205. Rist C, von Ziegler F, Nikolaou K, Kirchin MA, Wintersperger BJ, Johnson TR, et al. Assessment of coronary artery stent patency and restenosis using 64-slice computed tomography. *Acad Radiol.* 2006;13:1465-73.

206. Hecht HS, Zaric M, Jelnin V, Lubarsky L, Prakash M, Roubin G. Usefulness of 64-detector computed tomographic angiography for diagnosing in-stent restenosis in native coronary arteries. *Am J Cardiol.* 2008;101:820-4.
207. Nakamura K, Funabashi N, Uehara M, Suzuki K, Terao M, Okubo K, et al. Impairment factors for evaluating the patency of drug-eluting stents and bare metal stents in coronary arteries by 64-slice computed tomography versus conventional coronary angiography. *Int J Cardiol.* 2008;130:349-56.
208. Schuijf JD, Pundziute G, Jukema JW, Lamb HJ, Tuinenburg JC, van der Hoeven BL, et al. Evaluation of patients with previous coronary stent implantation with 64-section CT. *Radiology.* 2007;245:416-23.
209. Rixe J, Achenbach S, Ropers D, Baum U, Kuettner A, Ropers U, et al. Assessment of coronary artery stent restenosis by 64-slice multi-detector computed tomography. *Eur Heart.* 2006;27:2567-72.
210. Van Mieghem CA, Cademartiri F, Mollet NR, Malagutti P, Valgimigli M, Meijboom WB, et al. Multislice spiral computed tomography for the evaluation of stent patency after left main coronary artery stenting: a comparison with conventional coronary angiography and intravascular ultrasound. *Circulation.* 2006;114:645-53.
211. Oncel D, Oncel G, Tastan A. Effectiveness of dual-source CT coronary angiography for the evaluation of coronary artery disease in patients with atrial fibrillation: initial experience. *Radiology.* 2007;245:703-11.
212. Ehara M, Kawai M, Surmely JF, Matsubara T, Terashima M, Tsuchikane E, et al. Diagnostic accuracy of coronary in-stent restenosis using 64-slice computed

tomography: comparison with invasive coronary angiography. *J Am Coll Cardiol.* 2007;49:951-9.

213. Cademartiri F, Schuijf JD, Pugliese F, Mollet NR, Jukema JW, Maffei E, et al. Usefulness of 64-slice Multislice computed tomography coronary angiography to assess in-stent restenosis. *J Am Coll Cardiol.* 2007;49:2204-10.

214. Carrabba N, Bamoshmoosh M, Carusi LM, Parodi G, Valenti R, Migliorini A, et al. Usefulness of 64-slice multidetector computed tomography for detecting drug eluting in-stent restenosis. *Am J Cardiol.* 2007;100:1754-8.

215. Das KM, El-Menyar AA, Salam AM. Contrast-enhanced 64- section coronary multidetector CT angiography versus conventional coronary angiography for stent assessment. *Radiology.* 2007;245:424-32.

216. Pugliese F, Weustink AC, Van Mieghem C, Alberghina F, Otsuka M, Meijboom WB, et al. Dual source coronary computed tomography angiography for detecting in-stent restenosis. *Heart.* 2008;94:848-54.

217. Oncel D, Oncel G, Tastan A, Tamci B. Evaluation of coronary stent patency and in-stent restenosis with dual-source CT coronary angiography without heart rate control. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;191:56-63.

218. Carbone I, Francone M, Algeri E, Granatelli A, Napoli A, Kirchin MA, et al. Non-invasive evaluation of coronary artery stent patency with retrospectively ECG-gated 64-slice CT angiography. *Eur Radiol.* 2008;18:234-43.

219. Manghat N, Van Lingen R, Hewson P, Syed F, Kakani N, Cox I, et al. Usefulness of 64-detector row computed tomography for evaluation of intracoronary stents in

symptomatic patients with suspected in-stent restenosis. *Am J Cardiol.* 2008; 101:1567-73.

220. Andreini D, Pontone G, Bartorelli AL, Trabattoni D, Mushtaq S, Bertella E, Annoni et al. Comparison of feasibility and diagnostic accuracy of 64-slice multidetector computed tomography coronary angiography versus invasive coronary angiography versus intravascular ultrasound for evaluation of in-stent restenosis. *Am J Cardiol.* 2009;103:1349-58.

221. Pontone G, Andreini D, Bartorelli AL, Cortinovis S, Mushtaq S, Bertella E, et al. Diagnostic accuracy of coronary computed tomography angiography: a comparison between prospective and retrospective electrocardiogram triggering. *J Am Coll Cardiol.* 2009;54:346-55.

222. Pfloderer T, Marwan M, Renz A, Bachmann S, Ropers D, Kuettner A, et al. Noninvasive assessment of coronary in-stent restenosis by dual-source computed tomography. *Am J Cardiol.* 2009;103:812-817.

223. Schlosser T, Scheuermann T, Ulzheimer S. In-vitro evaluation of coronary stents and 64-detector-row computed tomography using a newly developed model of coronary artery stenosis. *Acta Radiol.* 2008;49:56-64.

224. Sheth T, Dodd JD, Hoffmann U, Abbara S, Finn A, Gold HK, et al. Coronary stent assessability by 64 slice multi-detector computed tomography. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2007;69:933-8.

225. Chabbert V, Carrie D, Bennaceur M, Maupas E, Lauwers V, Mhem M, et al. Evaluation of in-stent restenosis in proximal coronary arteries with multidetector computed tomography. *Eur J Radiol.* 2006;57:331-5.

226. Van Mieghem CA, Cademartiri F, Mollet NR, Malagutti P, Valgimigli M, Meijboom WB, et al. Multislice spiral computed tomography for the evaluation of stent patency after left main coronary artery stenting: a comparison with conventional coronary angiography and intravascular ultrasound. *Circulation*. 2006;114:645-53.
227. Nakamura K, Funabashi N, Uehara M, Suzuki K, Terao M, Okubo K, et al. Impairment factors for evaluating the patency of drug-eluting stents and bare metal stents in coronary arteries by 64-slice computed tomography versus conventional coronary angiography. *Int J Cardiol*. 2008;130:349-56.
228. Maintz D, Burg MC, Seifarth H, Bunck AC, Osgun M, Fischbach R, et al. Update on multidetector coronary CT angiography of coronary stents: in vitro evaluation of 29 different stent types with dual-source CT. *Eur Radiol*. 2009;19:42-9.
229. Maintz D, Seifarth H, Leidecker C. Implications for Visualization of Coronary Artery Stents and In-stent Stenoses using Dual Energy CT in phantom experiments. *Eur Radiol*. 2007;17:143-9.
230. Cademartiri F, Schuijf JD, Pugliese F, Mollet NR, Jukema JW, Maffei E, et al. Usefulness of 64 – Slice Computed Tomography Coronary Angiography to assess In - Stent Restenosis. *J Am Coll Cardiol*. 2007;49:2204-10.
231. Oncel D, Oncel G, Karaca M. Coronary stent patency and in – stent restenosis: Determination with 64 section multidetector CT coronary angiography - initial experience. *Radiology*. 2007;242:403-9.
232. Van Mieghem CA, Cademartiri F, Mollet NR, Malagutti P, Valgimigli M, Meijboom WB, et al. Multislice spiral computed tomography for the evaluation of stent patency

after left main coronary artery stenting: a comparison with conventional coronary angiography and intravascular ultrasound. *Circulation*. 2006;114:645-53.

233. Becker C, Knez A. Clinical indication. En: Ohnesorge BM, Flohr TG, Becker CR, Knez A, Reiser MF, editors. Multi-slice and Dual – Source CT in Cardiac Imaging. Berlin: Springer-Verlag;2007.p.179-191.

234. Herzog B, Husmann L, Burkhard N, Gaemperli O, Valenta I, Tatsugami F, et al. Accuracy of low dose computed tomography coronary angiography using prospective electrocardiogram triggering: first clinical experience. *Eur Heart J*. 2008;29:3037-42.

235. Maruyama T, Takada M, Hasuike T, Yoshikawa A, Namimatsu E, Yoshizumi F. Radiation dose reduction and coronary assessability of prospective electrocardiogram-gated computed tomography coronary angiography comparison with retrospective electrocardiogram-gated elical scan. *J Am Coll Cardiol*. 2008; 52: 1450-55.

236. Shuman W, Branch K, May J, Mitsumori L, Lockhart D, Dubinsky T, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology*. 2008;50:431-7.

237. Dewey M, Zimmermann E, Deissenrieder F, Laule M, Dubel HP, Schlattmann P, et al. Noninvasive Coronary Angiography by 320 – Row Computed Tomography With Lower Radiation Exposure and Maintained Diagnostic Accuracy. Comparison of Results With Cardiac Catheterization in Head-to-head Pilot Investigation. *Circulation*. 2009;120:867-75.

238. Achenbach S, Marwan M, Ropers D, Schepis T, Pflederer T, Anders K, et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J.* 2009;10:2-7.
239. Lell M, Marwan M, Schepis T, Pflederer T, Anders K, Flohr T, et al. Prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition for coronary CT angiography using dual source CT: technique and initial experience. *Eur Radiol.* 2009;19:2576-83.
240. Nikoalou K, Wintersperger B. Potential of Myocardial Perfusion and Viability Studies. En: Ohnesorge BM, Flohr TG, Becker CR, Knez A, Reiser MF, editors. Multi-slice and Dual – Source CT in Cardiac Imaging. Berlin: Springer-Verlag;2007.p.307-316.
241. Husmann L, Herzog BA, Gaemperli O, Tatsugami F, Burkhard N, Valenta I, et al. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography and evaluation of stress-only single-photon emission computed tomography/computed tomography hybrid imaging: Comparison of prospective electrocardiogram-triggering vs. retrospective gating. *Eur Heart J.* 2009;30:600-7.
242. Thorsten R, Kraub B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol.* 2006; 10:1-7.
243. Ruzsics B, Lee H, Zwerner PL, Gebregziabher M, Costello P, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart for diagnosing coronary artery stenosis and myocardial ischemia-initial experience. *Eur Radiol.* 2008;18:2414-24.
244. Leber AW, Becker A, Knez A, von Ziegler F, Sirol M, Nikolaou K, et al. Accuracy of 64-slice computed tomography to classify and quantify plaque volumes in the

proximal coronary system: a comparative study using intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol.* 2006;47:672-7.

245. Leber AW, Knez A, von Ziegler F, Becker A, Nikolaou K, Paul S, et al. Quantification of obstructive and non-obstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol.* 2005;46:147-54.

246. Leber AW, Knez A, Becker A, Becker C, von Ziegler F, Nikolaou K, et al. Accuracy of multi-detector spiral computed tomography in identifying and differentiating the composition of coronary atherosclerotic plaques: a comparative study with intracoronary ultrasound. *J Am Coll Cardiol.* 2004;43:1241-7.

247. Achenbach S, Moselewski F, Ropers D, Ferencik M, Hoffmann U, MacNeill B, et al. Detection of calcified and non-calcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multi-detector spiral computed tomography: a segment-based comparison with intravascular ultrasound. *Circulation.* 2004;109:14-17.

248. Leber AW, Knez A, Becker A, Becker C, Reiser M, Steinbeck G, et al. Visualising non-calcified coronary plaques by CT. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2005;21:55-61.

249. Becker CR, Nikolaou K, Muders M, Babaryka G, Crispin A, Schoepf UJ, et al. Ex vivo coronary atherosclerotic plaque characterization with multi-detector-row CT. *Eur Radiol.* 2003;13:2094-8.

250. Nikolaou K, Becker CR, Muders M, Babaryka G, Scheidler J, Flohr T, et al. Multidetector-row computed tomography and magnetic resonance imaging of

atherosclerotic lesions in human ex vivo coronary arteries. *Atherosclerosis*. 2004;174:243-52.

251. Schroeder S, Kuettner A, Leitritz M, Janzen J, Kopp AF, Herdeg C, et al. Reliability of differentiating human coronary plaque morphology using contrast-enhanced multislice spiral computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 2004;28:449-54.

252. Virmani R, Burke AP, Kolodgie FD, Farb A. Vulnerable plaque: the pathology of unstable coronary lesions. *J Interv Cardiol*. 2002;15:439-46.

253. Gilard M, Le Gal G, Cornily JC, Vinsonneau U, Joret C, Pennec PY, et al. Mid-term prognosis of patients with suspected coronary artery disease and normal Multislice computed tomographic findings: a prospective management outcome study. *Arch Inter Med*. 2007;167:1686-9.

254. Ostrom M, Gopal A, Ahmadi N, Nasir K, Yang E, Kakadiaris I, et al. Mortality incidence and the severity of coronary atherosclerosis assessed by computed tomography angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2008;52:1335-43.

255. Aldrovandi A, Maffei E, Palumbo A, Seitun S, Martini C, Brambilla V, et al. Prognostic value of computed tomography coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease: a 24-month follow-up study. *Eur Radiol*. 2009;19:1653-60.

256. Motoyama S, Kondo T, Sarai M, Sugiura A, Harigaya H, Sato T, et al. Multislice computed tomographic characteristics of coronary lesions in acute coronary syndromes. *J Am Coll Cardiol*. 2007;50:319-26.

257. Motoyama S, Sarai M, Harigaya H, Anno H, Inoue K, Hara T, et al. Computed tomographic angiography characteristics of atherosclerotic plaques subsequently resulting in acute coronary syndrome. *J Am Coll Cardiol.* 2009;54:49-57.

9.1. Bibliografía consultada

1. Kuttner A, Schroder S. Coronary CT Angiography in Patients with Chest Pain. In Ohnesorge BM, Flohr TG, Becker CR, Knez A, Reiser MF(eds). Multi – slice and Dual – source CT in Cardiac Imaging: Principles – Protocols – Indications – Outlook, Berlin Heidelberg: Springer – Verlag; 2007.p.224-31.
2. Min JK, Shaw LJ. Noninvasive Diagnostic and Prognostic Assessment of Individuals with Suspected Coronary Artery Disease. Coronary Computed Tomographic Angiography Perspective. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2008;1:270-81.
3. Ladazo JA, Hoffmann U, Bamberg F, Nagurney JT, Cutler DM, Weinstein MC, et al. Cost – Effectiveness of Coronary MDCT in the Triade of Patients with Acute Chest Pain. *AJR*. 2008;191:455-63.
4. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, Gitter M, Sutherland J, Halamert E, et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J Am Coll Cardiol*. 2008;52:1724-32.
5. Hoffmann U, Bamberg F, Chae C, Nichols JH, Rogers IS, Seneviratne SK, et al. Coronary computed tomography angiography for early triage of patients with acute chest pain: the Rule Out Myocardial Infarction Using Computer Assisted Tomography (ROMICAT) trial. *J Am Coll Cardiol*. 2009;53:1642-50.

6. Miller JM, Dewey M, Vavere AL, Rochitte CE, Niinuma H, Arbab-Zadeh A, et al. Coronary CT angiography using 64 detector rows: methods and design of the multi-centre trial CORE-64. *Eur Radiol.* 2009;19:816-28.

9.2. Bibliografía del autor relacionada con la tesis

1. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, López L, Milián V, Linares R, et al. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de estenosis coronaria significativa. *Revista Cubana de Medicina.* 2007;46:1-7.

2. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Milián V, Linares R, et al. Coronariografía por tomografía de 64 cortes. Precisión diagnóstica según puntaje de calcio y frecuencia cardiaca. *Rev Argent Cardiol.* 2007;75:272-8

3. Mendoza V, Llerena LR, Llerena L, Rodríguez L, Linares R, Villanueva LH, et al. Puntuación de calcio en arterias coronarias y presencia de estenosis angiográficamente significativas. *Rev Cub de Medicina.* 2007;46:1-7.

118. Mendoza V, Llerena LR, Olivares EW, et al. Puntaje de calcio coronario y severidad de la enfermedad coronaria. *Rev Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular.* 2010;1

162. Mendoza V, Llerena LR, Molían V, Linares R, Hernández-Cañero A, Llerena LD et al. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de la cardiopatía isquémica. *Arch Cardiol Mex.* 2008;78:162-70.

166. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Olivares EW, Linares R, et al. Ischemic heart disease diagnosed by 64 slice computed tomography coronary angiography. *The Internet Journal of Cardiology.* 2009;7(1).

9.3. Publicaciones del autor relacionadas con la investigación

1. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Milián V, Linares R, et al. Coronariografía por tomografía de 64 cortes. Precisión diagnóstica según puntaje de calcio y frecuencia cardiaca. *Rev Argent Cardiol.* 2007;75:272-8.
2. Mendoza V, Llerena LR, Llerena L, Rodríguez L, Linares R, Villanueva LH, et al. Puntuación de calcio en arterias coronarias y presencia de estenosis angiográficamente significativas. *Rev Cub de Medicina.* 2007;46:1-7.
3. Mendoza V. Coronariografía por tomografía de 64 cortes. Precisión diagnóstica según puntaje de calcio y frecuencia cardiaca. *Rev Arg de Cardiol.* 2007;75:410-11. Respuesta a los lectores.
4. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, López L, Milián V, Linares R, et al. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de estenosis coronaria significativa. *Revista Cubana de Medicina.* 2007;46:1-7.
5. Mendoza V, Llerena LR, Milián V, Linares R, Hernández A, Llerena LD, et al. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de la cardiopatía isquémica. *Arch Cardiol Mex.* 2008;78:162-70.
6. Mendoza V, Llerena LR, Llerena LD, Rodríguez L, Olivares EW, Linares R, et al. Ischemic heart disease diagnosed by 64 slice computed tomography coronary angiography. *The Internet Journal of Cardiology.* 2009;7(1).
7. Mendoza V, Llerena LR, Olivares EW, Sollet M, Valiente J. "Bland White Garland Syndrome diagnosed by dual source computed tomography angiography". *The Internet Journal of Cardiology.* 2009;7(1).

8. Mendoza V, Llerena LR, Olivares EW, Llerena LD. Aberrant Origin of Right Coronary Artery From Left Coronary Sinus and Course Between The Great Arteries Diagnosed by 64-Slice Computed Tomography. *The Internet Journal of Cardiology*. 2009;7(1).
9. Mendoza V, Llerena LR, Cabrera F. Reestenosis de stent implantado en injerto aortocoronario diagnosticada por tomografía de 64 cortes. *Rev Arg de Cardiol*. 2009; 77(2).
10. Mendoza V, Llerena LR, Olivares EW, et al. Puntaje de calcio coronario y severidad de la enfermedad coronaria. *Rev Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*. 2010;1
11. 2010. Diagnóstico de reestenosis a través de la tomografía de 64 cortes. *Arch Cardiol Mex*. Aceptado para publicación. Primer autor.
12. 2010. Valor del puntaje de calcio coronario en el diagnóstico de cardiopatía isquémica. *Rev Cub de Invest Biomed*. Aceptado para publicación. Primer autor.
13. 2010. Valor del puntaje de calcio coronario en el diagnóstico diferencial etiológico de la miocardiopatía dilatada. *Internacional Journal of Cardiology*. Pendiente de aceptación. Primer autor.
14. 2010. Volumen de placas calcificadas y presencia de estenosis significativa en la coronariografía Invasiva. *Arch Cardiol Mex*. Aceptado para publicación. Primer autor
15. 2010. Valor de la tomografía de 64 cortes para evaluar la permeabilidad de los injertos aortocoronarios. *Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*. Pendiente de aceptación. Primer autor

9.4. Conferencias impartidas por el autor relacionadas con el tema de investigación

1. Estudio de las arterias coronarias por tomografía multicorte. Experiencia en el ICCCV. XIV Congreso Centroamericano de Cardiología. La Habana 2006.
2. Aplicaciones de la TCMC en cardiología. Simposium Internacional de Investigación Cardiovascular. Holguín, 25 – 1 – 2007.
3. TAC Multicorte de las coronarias. Experiencia en el ICCCV de Cuba. XIV Simposium de Cardiología Intervencionista. CIMEQ 24-4-2007.
4. Coronariografía por vía venosa. II Taller Nacional de Cardiología Intervencionista. ICCCV, 14- 6 – 2007.
5. Aplicaciones de la TCMC en cardiología. ICCCV 20007.
6. Conferencia sobre aplicaciones de la TCMC en cardiología en hospital CIMEQ y clínica del consejo de estado.
7. Conferencias en otras provincias sobre el tema.
8. Conferencia sobre medios diagnósticos en la cardiopatía isquémica a médicos que cursan la maestría de aterosclerosis.
9. Aplicaciones de la tomografía multicorte en cardiología. HHA 2008. 13-6-2008.
10. Tomografía coronaria en pacientes con insuficiencia cardiaca. Clínica de 43. 24-4-2010.

9.5. Cursos impartidos por el autor sobre el tema de investigación

- 2006 – 2008 Coronariografía por tomografía ICCCV 80 horas (33 créditos).
Radiólogos y Cardiólogos cubanos para trabajar en Cuba y en Venezuela.
2007. Curso de tomografía cardiovascular para residentes. 20 horas.

2-17/7/2009. Curso de tomografía cardiovascular. ICCCV. Profesor organizador-coordinador. 20 horas.

9.6. Tesis de terminación de residencia tuteladas por el autor sobre el tema de investigación

Terminadas: 12

1. Título: Puntuación de calcio coronario y presencia de estenosis significativa. Dr. Omar Suárez Mancera. Cardiología.
2. Título: Puntuación de calcio coronario y volumen de placas calcificadas. Presencia de estenosis significativa en la coronariografía invasiva. Dr. Eliécer San Román. Cardiología.
3. Título: Precisión diagnóstica de la tomografía de 64 cortes según puntaje de calcio coronario, frecuencia cardíaca e índice de masa corporal. Dr. Eddy Morales. Cardiología.
4. Título: Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de estenosis coronaria significativa. Dr. Luís Miguel Morales. Cardiología.
5. Título: Puntaje de calcio coronario en el diagnóstico de cardiopatía isquémica. Dr. Serguei Torres Miranda. Cardiología.
6. Título: Puntaje de calcio coronario en pacientes asintomáticos. Dra. Eleana Pacheco Cardiología.
7. Título: Diagnostico de reestenosis de stent coronario a través de la tomografía de 64 cortes. Gisel Aguilar López. Cardiología.
8. Título: Exactitud diagnóstica de la tomografía de doble fuente en lesiones ateroscleróticas de novo. Dr. Lazaro Aldama. Cardiología. Asesor.

9. Título: Puntaje de calcio coronario y diagnóstico diferencial etiológico de la miocardiopatía dilatada. Dr. Arcadio Lionel. Cardiología.

10. Título: Puntaje de calcio coronario y grosor de íntima media carotídea en pacientes sintomáticos. Dr. Yudeisy Rodríguez. Cardiología.

11. Título: Valor de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de la permeabilidad de los injertos aortocoronarios. Dr. Alain O´Farril. Cardiología.

12. Título: Grosor íntima media carotídeo y puntaje de calcio coronario en pacientes asintomáticos. Dr. Lisván Carrero Fernández. Cardiología.

En curso: 7

Clases a residentes de cardiología, cardiólogos e imagenólogos que cumplirán misión internacionalista en la Republica Bolivariana de Venezuela.

Entrenamiento a cardiólogos de las demás provincias del país con el objetivo de generalizar la técnica diagnóstica.

9.7. Trabajos presentados en eventos por el autor relacionados con el tema de investigación

23-6-2006 Congreso Centroamericano de Cardiología. Volumen de placa calcificada en arterias coronarias y lesiones angiográficas significativas.

25-1-2007 Simposio Internacional de Investigación Cardiovascular. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de estenosis coronaria significativa.

25-1-2007 Simposio Internacional de Investigación Cardiovascular. Volumen de placas calcificadas y puntuación de calcio en las coronarias y presencia de estenosis significativa en la coronariografía invasiva.

17-11-2006 Jornada Científica Orfilio Peláez In Memoriam. Estudio coronario por TACM como evaluación de riesgo preoperatorio en pacientes diabéticos con enfermedad renal crónica.

24-4-2007 XIV Simposium de Cardiología Inter. Volumen de placa calcificada en arterias coronarias y presencia de estenosis significativa en la coronariografía invasiva.

24-4-2007 XIV Simposium de Cardiología Inter. Puntuación de calcio en arterias coronarias y presencia de estenosis angiográficamente significativa.

24-4-2007 XIV Simposium Internacional de Cardiología Intervencionista. Precisión de la TAC de 64 cortes en el diagnóstico de estenosis coronaria significativa.

17-11-2007 II Jornada Nacional de Jóvenes Investigadores. Precisión de la Tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de cardiopatía isquémica. 2do premio categoría Especialistas.

22-4-2008 XV Simposium Internacional de Cardiología Intervencionista Reestenosis de stent implantado en injerto aortocoronario diagnosticada por tomografía de 64 cortes.

22-4-2008 XV Simposium Internacional de Cardiología Intervencionista. Volumen de placas calcificadas arterias coronarias y presencia de estenosis angiográficamente significativas.

22-4-2008 XV Simposium Internacional de Cardiología Intervencionista. Stent in a single coronary artery studied by 64 slices computed tomography angiography.

1-7-2008 Taller Nacional de Cardiología Intervencionista. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de reestenosis de stent.

1-7-2008 Taller Nacional de Cardiología Intervencionista. Diagnóstico de cardiopatía isquémica a través de la tomografía de 64 cortes.

2-7-2008 Taller Nacional de Cardiología Intervencionista. Pulmonary tromboembolism diagnosed by 64 slice computed tomography.

2 -7-2008 Taller Nacional de Cardiología Intervencionista. Origen anómalo de circunfleja del seno coronario derecho.

6-12-2008 I Jornada de Las Brigadas Técnicas Juveniles. ICCCV. Diagnóstico de reestenosis de stent coronaria a través de la tomografía de 64 cortes.

13-1-2009. II Simposium de Investigación Cardiovascular. Holguín. Precisión de la tomografía de 64 cortes en el diagnóstico de reestenosis de stent coronario.

23-25/4/2009. XVI Simposio Internacional de Cardiología Intervencionista. CIMEQ. Puntaje de calcio coronario en el diagnóstico de la miocardiopatía dilatada. Trabajo premiado

23-25/4/2009. XVI Simposio Internacional de Cardiología Intervencionista. CIMEQ. Bland White Garland Syndrome Confirmed by dual source computed tomography angiography.

23-25/4/2009. XVI Simposio Internacional de Cardiología Intervencionista. CIMEQ. Origen de la coronaria derecha del seno coronario izquierdo. Revisión y presentación de un paciente.

23-25/4/2009. XVI Simposio Internacional de Cardiología Intervencionista. CIMEQ Estenosis significativas de injertos coronarios y aneurisma calcificado del ventrículo izquierdo con trombo en su interior.

23-25/4/2009. XVI Simposio Internacional de Cardiología Intervencionista. CIMEQ.

Fístula de arteria descendente anterior al tracto de salida del ventrículo derecho.

CAPITULO IX. ANEXOS

X. ANEXOS

10.1. Modelo de consentimiento informado

Modelo de Consentimiento informado

Título: Diagnóstico de cardiopatía isquémica a través de la tomografía de 64 cortes.

Yo _____

(Nombre y apellidos del paciente)

He comprendido la información que se me ha brindado sobre el estudio. He podido hacer todas las preguntas que me preocupaban sobre el estudio. He recibido respuestas satisfactorias a mis preguntas. He recibido suficiente información sobre el estudio. Comprendo que mi participación es voluntaria y que toda información que se recoja será confidencial. He tenido contacto con:

Dr. _____

(Nombre y Apellidos del médico),

el cual me ha explicado todos los aspectos relacionados con el estudio. Por todo lo planteado anteriormente doy libremente mi conformidad a participar en este estudio y para que quede constancia firmo este modelo.

Firma del paciente: _____

Firma del Representante del Comité: _____

Fecha: _____

10.2. Carta del consejo científico



"Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular".
"Consejo Científico".

Ciudad de la Habana, 6 de Abril de 2007.
"Año 49 de la Revolución."

A quien pueda interesar:

Por este medio se hace saber que el Consejo Científico de nuestro Centro otorga el correspondiente Aval al Dr. Vladimir Mendoza Rodríguez, especialista del ICCCV para que realice su trabajo para la obtención del Grado Científico de Doctor en Ciencias Médicas, en el tema de "Diagnóstico de Cardiopatía Isquémica por Tomografía Computarizada de sesenta y cuatro cortes".

El Dr. Mendoza Rodríguez cuenta con investigaciones relacionadas con el tema, pendientes de publicación y labora en el Departamento de Imagenología de nuestro Centro bajo la tutoría del Profesor Luis R. Llerena Rojas.



DrC. Eduardo Rivas Estary.
Sec. Consejo Científico.
ICCCV.

10.3. Planilla de recolección de datos

Planilla de recolección de datos

Nombre del Paciente:

I. Variables demográficas:

_____ Edad.

_____ Sexo.

II. Factores de Riesgo:

_____ Dislipidemia.

_____ HTA.

_____ Obesidad.

_____ Hábito de Fumar.

_____ Diabetes Mellitus.

_____ APF de Cardiopatía Isquémica.

_____ APP de Cardiopatía Isquémica.

III. Índice de masa corporal:

_____ < 25 _____ 25 – 29.9 _____ ≥ 30

IV: Frecuencia cardiaca:

_____ FC

V. Puntaje de calcio coronario por TC de 64 cortes:

T: -----; DA: -----; CX: -----; CD: ----- TOTAL: -----

VI: Coronariografía por TC de 64 cortes:

Fecha: _____

_____ Positiva _____ Negativa

_____ Segmentos analizados.

_____ Sitio de la lesión.

Stent: diámetro----- Reestenosis: -----

VII: Coronariografía invasiva:

Fecha: _____

_____ Positiva _____ Negativa

_____ Segmentos analizados.

_____ Sitio de la lesión.

_____ Número de vasos enfermos.

Stent: diámetro----- Reestenosis: -----