



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA “IGNACIO
CHAVEZ”**

**CALIDAD DIAGNÓSTICA DE ESTUDIO DE
ANGIOTOMOGRAFÍA DE AORTA TORACOABDOMINAL CON
PROTOCOLO DE BAJA RADIACIÓN CON PITCH ALTO Y
RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA (IRIS) CON EQUIPO DE 256
CORTES Y DOBLE FUENTE DE ENERGÍA**

T E S I S

QUE PRESENTA:

DRA. ELIZABETH RUEDA GUZMÁN

**PARA OBTENER EL DIPLOMA DE LA
ESPECIALIDAD EN**

IMAGENOLOGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA

ASESORES: DR. ERIC T. KIMURA HAYAMA

DRA. MARIANA DIAZ ZAMUDIO



México - D. F.

2012





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGÍA
IGNACIO CHAVEZ**

Dr. José F. Guadalajara Boo

**Director de Enseñanza
Instituto Nacional
de Cardiología Ignacio Chavez**

Dr. Manuel Cardoso Ramón

**Director General CT SCANNER
Profesor Titular - UNAM**

Dr. Eric T. Kimura Hayama

Asesor de Tesis

Dra. Mariana Díaz Zamudio

Asesor de tesis

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por ser mi fortaleza, acompañarme todos los días y darme la oportunidad de estar aquí.

A mi madre, porque detrás de este logro estás tú y junto con mis hermanos pude sentir su apoyo a la distancia.

A mis amigos: Mónica, Carolina, Flia. Porro y Beccar, Rocío, Mari Carmen, Byanka, Faviola, Martha, Claudia, Regina, Lizeth, Thelma, Daniela, Ana, Ulises, Julio, por su apoyo en los momentos difíciles de la residencia, por no permitir que me quedara en el camino, por alentarme, apoyarme y brindarme su amistad desinteresada.

Al Dr. Eric Kimura por quien tengo un infinito agradecimiento y admiración por su excelencia como profesor, profesional, padre, persona y amigo, por la dedicación, compromiso, tenacidad y paciencia para transmitir su conocimiento, corregir, orientar y alentarme durante toda la residencia y por sus consejos para afrontar la vida.

A mis profesores, José L. Criales, Sergio Fernández, Jaime Saavedra, Sergio Criales, Mariana Díaz, Kenji Kimura, Yuki Yoshi Kimura, por sus enseñanzas, paciencia durante estos cuatro años.

A mis compañeros residentes que fueron parte de mi aprendizaje y con los que compartí momentos inolvidables en este capítulo de mi vida, a aquellos que dejaron huellas indelebles, en mi corazón.

A México por ser mi casa durante este tiempo.

ÍNDICE

1. Resumen.....	pág. 1
2. Antecedentes-Marco Teórico ...	pág. 3
3. Material y métodos.....	pág. 9
4. Resultados.....	pág. 11
5. Conclusiones.....	pág. 12
6. Bibliografía.....	pág. 13
7. Anexos.....	pág. 15

RESUMEN

TITULO

Calidad Diagnóstica de Estudio de Angiotomografía de Aorta Toracoabdominal con Protocolo de Baja Radiación con Pitch Alto y Reconstrucción Iterativa (IRIS) con Equipo de 256 Cortes y Doble Fuente de Energía

AUTORES

***Rueda Guzmán, ***Kimura Hayama, **Diaz Zamudio.**

*Residente de 4to año *** Médico adscrito Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, CT SCANNER, **Médico adscrito Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez.

OBJETIVO DEL ESTUDIO

Determinar si existe reducción en la dosis efectiva de radiación (DER) sin disminución de la calidad diagnóstica mediante un protocolo de baja radiación con pitch alto (FLASH) y reconstrucción iterativa (IRIS) en comparación con un protocolo habitual FLASH sin IRIS en angiotomografía de aorta toracoabdominal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Estudio observacional, transversal, prospectivo, aleatorizado.

Se incluyeron pacientes sometidos a angiotomografía toracoabdominal en el periodo comprendido de Abril a Agosto de 2011, fueron aleatorizados en dos grupos de protocolos de adquisición de angiotomografía toracoabdominal: Grupo A, con protocolo de baja radiación con reconstrucción iterativa (IRIS, Siemens Medical Systems, Alemania). En el grupo B, con protocolo convencional. Se analizaron los grupos, los cuales fueron pareados por edad, género e IMC (índice de masa corporal). Se calculó la DER y las relaciones contraste: ruido y señal:ruido como herramientas objetivas de la calidad diagnóstica, así como una evaluación cualitativa en una escala de 5 puntos.

RESULTADOS

Se incluyeron a once pacientes (5 hombres y 6 mujeres, con edad media de 46 años de edad) en el grupo A y dieciséis pacientes (8 hombres y 8 mujeres, edad media de 54 años de edad) en el grupo B. No se encontró diferencia estadísticamente significativa en edad, sexo o IMC (25,34 vs 25,99, $p = 0,78$) entre los grupos.

La DER (mSv) fue significativamente menor en el grupo A de baja y media de IMC. En el grupo de pacientes con un IMC alto también se observó una dosis más baja de radiación, sin alcanzarse diferencia estadísticamente significativa.

CONCLUSIONES

La angiotomografía toracoabdominal con reconstrucción iterativa y Pitch alto obtenidos con un tomógrafo de 256-cortes es una herramienta efectiva y reproducible para reducir la dosis de radiación efectiva sin disminuir la calidad de imagen.

Palabras Clave:

Dosis de radiación efectiva, reconstrucción iterativa, angiotomografía, pitch alto, índice de masa corporal.

TÍTULO

Calidad Diagnóstica de Estudio de Angiotomografía de Aorta Toracoabdominal con Protocolo de Baja Radiación con Pitch Alto y Reconstrucción Iterativa (IRIS) con Equipo de 256 Cortes y Doble Fuente de Energía.

MARCO TEORICO

El uso cada vez mayor de los métodos de imagen no invasivos ha generado en los últimos años el desarrollo de nuevas herramientas para disminuir la dosis de radiación y apegarse al principio ALARA (del inglés “ As low as reasonably achievable”) (1,2,3,4). En el momento actual, se estima que la mayor cantidad de radiación recibida por la población general depende de la radiación de origen médico, principalmente de tipo diagnóstico.

De acuerdo a Schauer DA y Linton OW, se estima que el número de estudios de TC realizadas en los Estados Unidos durante el 2006 fue de 70 millones. Esto ha contribuido de manera sustancial a un incremento en la dosis efectiva de radiación (DER), la cual se ha duplicado de 3,6 mSv en 1980 a 6,2 mSv en el año 2006 (2). Se estima que las contribuciones médicas en el total de radiación de dosis a los pacientes aumentó de 15% en 1980 a 48% en 2006, siendo la TC el principal contribuyente (9).

La carcinogénesis inducida por radiación es considerada como un efecto estocástico, por tanto la probabilidad de presentación es menor con la disminución en la dosis de radiación. Sin embargo, este efecto se considera acumulativo, es decir la cantidad de radiación total recibida a lo largo de la vida (5). Si bien es difícil estimar el riesgo real de la radiación en la inducción de neoplasias malignas, aproximadamente una DER de 10 mSv se asocia a un incremento en la posibilidad de desarrollar un cáncer fatal en 1 de cada 2000 casos (13).

Este incremento en el número de estudios practicados ha renacido el interés en el desarrollo de nuevos sistemas o técnicas de reducción de la radiación. No obstante, varias de estas modalidades incrementan de manera secundaria el

ruido de la imagen, efecto medido con el cálculo del índice señal y contraste:ruido, lo cual puede disminuir la calidad diagnóstica de la tomografía e impactar de forma directa en la precisión del método (1). Este interés ha llevado a que incluso algunas Asociaciones o Colegios Médicos tengan proyectos específicos enfocados en la evaluación de la exposición a la radiación. Por ejemplo, el Colegio Americano de Radiología (ACR por sus siglas en inglés) mantiene un registro del índice de dosis. Proyecto piloto que permite la comparación del promedio de la dosis de radiación de los pacientes, en forma del índice de dosis de TC (CTDIvol) y del producto dosis-longitud (DLP), entre los diferentes participantes, a través de un software instalado en sus equipos que procesa automáticamente y envía la información a los servidores de dicha asociación. Esta base de datos proporciona datos precisos de la dosis de radiación de acuerdo a múltiples variables como el tipo de examen, región explorada y tipo de instalación, medidas que permiten comparar resultados y ajustar protocolos (7).

La medida estandarizada de la DER, es el producto dosis-longitud o DLP por sus siglas en inglés, y la cual se mide en milisieverts (mSv). Este y otros parámetros de la radiación expuesta durante un estudio de TC es reportado de manera estandarizada en todos y cada uno de los estudios, sin importar la casa comercial del tomógrafo. La DER se obtiene de multiplicar el DLP (representado en miligrays-centímetros —mGy cm—) por un factor de ponderación, el cual varía de acuerdo a la región corporal, ya que la susceptibilidad a los efectos de la radiación depende de cada área anatómica. Estos factores de conversión, enumerados por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, son:

Tórax ____ 0.014 mSv/ (mGy . cm)

Abdomen ____ 0.015 mSv/ (mGy . cm)

Pélvis ____ 0.015 mSv/ (mGy . cm)

Los factores de ponderación se actualizan periódicamente, ya que pueden llegar a variar dependiendo del sistema de tomografía empleado, por lo que se debe tener precaución para aplicar los más recientes (4). Así mismo, estos factores dependen también de la edad de los pacientes, en general son mayores en los

niños y adultos jóvenes, en quienes los efectos de la radiación son potencialmente mayores.

Las formas tradicionales de reducción de la dosis de radiación dependen de reducir los parámetros del tubo de rayos X, es decir de la corriente y kilovoltaje del tubo (7), así como de la velocidad de desplazamiento de la mesa en el caso de adquisiciones helicoidales, factor denominado pitch (10) Otros métodos siguen el principio fundamental de únicamente explorar las zonas de interés, es decir no radiar aquellas áreas que no aporten información al diagnóstico. Entre más corto o pequeño sea el volumen de exploración, menor será el tiempo de radiación. Mismo principio que para las fases de adquisición, menos fases representa menos radiación. Por ejemplo, aquellos pacientes con sospecha de un tumor cuyas características por imagen no incluyen un realce en la fase arterial sino venosa o tardía, hacen innecesaria la adquisición en la fase arterial del contraste intravenoso.

De manera más reciente, a partir del desarrollo de sistemas multidetector, se han implementado técnicas de reducción de dosis de radiación más sofisticadas, entre ellas las denominadas de modulación de dosis basadas en el eje z — dígase del eje cráneo-caudal — y en el caso de estudios cardiacos con sincronización electrocardiográfica, la modulación basada en el ciclo cardiaco así como el empleo cada vez mayor de protocolos denominados prospectivos, en los cuales únicamente se emite radiación en pequeños lapsos del ciclo. Otra técnica que reduce el tiempo de exposición a la radiación se basa en incrementar la velocidad de desplazamiento de la mesa, es decir utilizar un factor *pitch* alto, hecho particularmente empleado en tomógrafos helicoidales de amplio volumen de cobertura y alta resolución temporal, como en los de doble fuente de energía. Finalmente, los algoritmos de reconstrucción de las imágenes también han sido sujetas a modificación con el fin de reducir la dosis de radiación (3).

La práctica totalidad de las casas comerciales en el momento actual, ofrecen técnicas de reconstrucción denominadas iterativas en lugar de los algoritmos tradicionales de filtros de retroproyección o FBP por las siglas en inglés de

Filtered Back Projection. Estas nuevas técnicas de reconstrucción permiten reducir de forma significativa el ruido de la imagen e incrementar su señal, por ende el SNR se incrementa. Este principio se emplea para adquirir las imágenes con parámetros de Kilovoltaje inferiores sin deterioro de la calidad diagnóstica (1,2).

PITCH ALTO

El modo de *pitch* alto se caracteriza por un desplazamiento más veloz de la mesa del tomógrafo (12). De manera tradicional, el factor *pitch* en tomógrafos helicoidales de hasta 64 cortes es inferior o igual a 1. Esto con el fin de evitar la aparición de áreas sin información durante adquisición de imágenes. Visto de otra forma, los modos helicoidales con *pitch* bajos permiten reconstruir imágenes en cualquier plano sin pérdida de información.

Sin embargo, en tomógrafos con doble fuente de energía —tubos de rayos X separados aproximadamente 90 grados y denominados A y B— es posible emplear modalidades con *pitch* alto, ya que a pesar de la alta velocidad de desplazamiento, la información omitida por el tubo A es capturada por el tubo B y viceversa. Esto permite una adquisición rápida, de baja radiación y sin distorsión ni pérdida de información multiplanar.

FILTERED BACK PROJECTION (FBP)

Desde el inicio del uso de la TC la reconstrucción se basa en la proyección posterior de las integrales de las líneas de atenuación adquiridas de vistas radiales que convergen dentro del paciente, algoritmo denominado de filtro de retroproyección (8). Las proyecciones o vistas de los datos en bruto se filtran primero y luego se retroproyectan para formar una matriz unidimensional de voxels que se les asigna un tono de gris proporcional al promedio de fotones de rayos X en cada voxel (figura 1a).

La ventaja principal de esta técnica de FBP es su rapidez de cómputo. No obstante, presenta numerosas limitaciones entre ellas: 1) asume al punto focal como un sólo punto en la superficie del ánodo, 2) el haz de rayos X se modela

como un rayo en forma de lápiz por lo que existe una interacción puntual del haz de rayos X con el voxel en el paciente o el objeto que se escanea y con el detector. Esto conduce a limitaciones sustanciales en la resolución espacial y la generación de ruido, artefactos de endurecimiento del rayo y pobre resolución de contraste (8).

Estas desventajas son más evidentes en ciertas situaciones clínicas en donde la calidad de la imagen tiende a ser menos aceptable: pacientes obesos y en regiones anatómicas con alto contenido de estructuras atenuantes (por ejemplo, la pelvis, los hombros o en el caso de instrumentación metálica) (figuras 1b y 1c).

Actualmente esta técnica de reconstrucción no es considerada óptima.

RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA

En sus inicios esta técnica de procesamiento de imágenes fue usada por la medicina nuclear tanto en la tomografía por emisión de positrones (PET) (6) o como por emisión de fotón único (SPECT). De forma reciente, se ha introducido en la TC multidetector con el objeto de reducir el ruido de la imagen (11).

Se entiende por iteración a aquel método computacional en el cual se utiliza una sucesión de aproximaciones, cada reconstrucción sobre una anterior, para así alcanzar un grado de precisión deseado (8). Esto se ilustra de manera sencilla con un juego en el cual una persona trata de adivinar la edad de otra sobre la base de información intermedia. Digamos que usted está tratando de adivinar la edad de un sujeto de 70 años. Si asume que la persona se encuentra entre las edades de 0 y 100 años, la primera aproximación sería la mitad, es decir 50 años. Cuando le indiquen que su estimación es demasiado baja, su respuesta siguiente, será el resultado de otra división, es decir 75, si le indican ahora que es demasiado alto, la siguiente aproximación será 67 y así sucesivamente.

Los pasos que se producen durante una IR son similares a las tomadas durante el juego descrito con anterioridad:

- 1) Se comienza con una primera estimación de la distribución del fotón de rayos X. Sobre la base de este punto de partida, se hace un recuento estimado de los detectores de rayos X que se adquirieron en cada proyección.
- 2) Las proyecciones obtenidas se comparan con las reales, medidas adquiridas por la matriz del sistema TC. Esta comparación se utiliza entonces para actualizar la estimación original.
- 3) El proceso completo es repetido en forma continua y estimando las proyecciones que podrían resultar de la revisión de distribución de fotones de rayos X. El algoritmo converge en una solución, mientras que los cambios entre iteraciones sucesivas son mínimos. La proyección sucesiva representa una retroproyección inversa, sin embargo, a diferencia de FBP, ningún tipo de filtro es necesario para llegar a una solución (figura 2a) (8).

El resultado neto es la reducción del ruido de la imagen presente. Sin embargo, la apariencia de las imágenes toman un aspecto denominado “plástico” lo cual no repercute al momento de la interpretación del estudio (Figura 2b), (1,2). Su principal limitante es el incremento en los tiempos de reconstrucción (2).

OBJETIVO

El objetivo del presente trabajo es determinar si existe reducción en la dosis efectiva de radiación sin disminución de la calidad diagnóstica mediante un protocolo de baja radiación con pitch alto (FLASH) y reconstrucción iterativa (IRIS) en comparación con un protocolo habitual de FLASH sin IRIS en angiogramografía de aorta toracoabdominal.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Se obtiene la misma calidad diagnóstica (SNR y CNR) y menos radiación con un protocolo de baja radiación con pitch alto (FLASH) y reconstrucción iterativa (IRIS)

que con protocolo habitual de FLASH sin IRIS en angiotomografía de aorta toracoabdominal?.

HIPÓTESIS

El uso de protocolo de baja radiación con pitch alto (FLASH) y reconstrucción iterativa (IRIS) permite obtener imágenes con la misma calidad con menos radiación que con protocolo habitual de FLASH sin IRIS en angiotomografía de aorta toracoabdominal.

MATERIAL Y MÉTODOS

En forma prospectiva se incluyeron a pacientes consecutivos enviados al Departamento de Radiología del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez para estudio de angiotomografía toracoabdominal comprendidos en el periodo de Abril a Agosto del 2011. Los pacientes fueron pareados por edad, género e IMC con controles y fueron divididos en dos grupos denominados A y B según las características mencionadas y según el protocolo de adquisición (Tabla 1).

A) Grupo A: protocolo de baja radiación con reconstrucción iterativa IRIS, Siemens Medical Systems, Germany) Pitch alto (1.55) y 210 mAs. El Kilovoltaje se modificó de acuerdo al Índice de masa corporal como se detalla a continuación: 120 kV si el IMC era alto (>31), 100 kV en IMC medio (24-30) u 80 kV en IMC bajo (<23).

B) Grupo B: Protocolo convencional con high-pitch (1.55) y 210 mAs, de igual forma el kilovoltaje usado fue modificado de acuerdo al índice de masa corporal: 140 kV si el IMC era alto (>31), 120 kV en IMC medio (24-30) ó 100 kV en IMC bajo (<23).

En ambos grupos se realizó la adquisición de las imágenes en las fases simple y arterial con los siguientes parámetros:

1) Bolus tracking con ROI localizado en aorta supradiafragmática con umbral de 250 UH y un retraso adicional (fudge factor) de 6 seg.

2) Contraste: 90 ml a un caudal de 5 ml/seg de contraste tipo Iobitridol 350 (Xenetix 350, Guerbet, Francia) para aorta torácica y 120 ml para la toracoabdominal a un caudal de 4.5 ml/seg.

3) Las imágenes fueron obtenidas en un tomógrafo de doble fuente de energía y 256 cortes por giro del gantry (Definition Flash, Siemens Medical Systems, Forchheim, Alemania) con cortes axiales e intervalo de reconstrucción de 3 mm, con una colimación seccional de 2 x 128 x 0.6 mm para el análisis de los índices SNR y CNR. Para la evaluación diagnóstica de las imágenes de forma multiplanar se emplearon cortes de 1 x 1 mm de grosor e intervalo de reconstrucción.

Criterios de inclusión

Pacientes mayores de 18 años.

IMC menor a 30.

Criterios de exclusión

Alergia al medio de contraste.

Falla renal, definida como una creatinina sérica mayor o igual a 1.5 mg/dl ó una depuración de creatinina en orina de 24 h <30 ml/kg/min.

DESENLACES DEL ESTUDIO

1) Dosis de radiación: La dosis de radiación se obtuvo directamente del protocolo del paciente. El producto dosis longitud o DLP fue entonces multiplicado por el factor de conversión para obtener la dosis efectiva, la cual fue expresada en mSv.

2) Calidad del estudio (figura 3)

La calidad del estudio fue evaluada en los estudios de los 2 grupos de estudio A y B en base a:

a) Evaluación subjetiva:

A través de una escala de 5 puntos siendo: 5. excelente, 4. buena, 3. moderada, 2. limitada pero diagnóstica, y 1. no diagnóstica. Dicha evaluación se estableció de acuerdo a: 1) la atenuación intravascular, y a 2) la presencia de artificios de movimiento, y evaluada de manera independiente por dos lectores experimentados en imagen cardiovascular (SCV y FCC, ambos con 3 años de experiencia) utilizando imágenes en el plano axial.

b) Evaluación cuantitativa:

Índice señal ruido (SNR): Medido a través de una región de interés o ROI de 1 cm² en la aorta ascendente, arco aórtico y aorta supradiafragmática para los protocolos de aorta torácica y en la aorta ascendente, arco aórtico, aorta supradiafragmática, aorta a nivel de arterias renales, y de 0.5 cm² a nivel de la porción infrarrenal. El SNR fue calculado de la siguiente manera:

$$SNR = \text{media de atenuación intravascular} / DE \text{ de atenuación intravascular}$$

Índice contraste:ruido (CNR): De igual forma obtenido a partir de los valores de ROI de 1 cm² como fue previamente mencionado en el SNR y calculado a partir de la siguiente fórmula:

$$CNR = (\text{media de atenuación en aorta} - \text{media de atenuación de músculos paravertebrales}^*) / DE \text{ de atenuación intravascular}$$

*NOTA: ROI de 1 cm² a nivel de los músculos paravertebrales de T6.

RESULTADOS

Se incluyeron un total de 11 pacientes en el grupo de protocolo de baja radiación (Grupo A), 5 de ellos hombres y 6 mujeres con una edad media de 46 años, y rango de edad de 18 a 79 años.

En el grupo B se incluyeron un total de 16 pacientes, 8 hombres y 8 mujeres, con edad promedio de 54 años, con un rango de edad de 18 a 86.

No se encontraron diferencias significativas en género o edad entre los dos grupos.

El índice de masa corporal promedio fue de 25.34 en el grupo A y de 25.99 en el grupo B, sin diferencia estadísticamente significativa ($p=0.78$).

Se comparó la dosis efectiva de radiación entre los pacientes en el mismo rango de IMC. Se encontró una dosis de 1.32 mSv en el grupo A comparado con una dosis de 3.99 mSv en el grupo B entre los pacientes de IMC bajo ($p=0.015$). En el grupo de IMC medio se encontró un promedio de dosis de 6.1 mSv en el grupo A y de 10.4 mSv en el grupo B ($p=0.0002$). En el grupo de IMC alto la dosis de radiación promedio en el grupo A fue de 9.8 mSv en comparación con 14.6 mSv en el grupo B ($p = 0.42$).

El SNR y CNR fue significativamente mayor en el grupo A en comparación con el grupo B en todos los segmentos evaluados (Tabla 2) (figuras 4 y 5).

La calidad evaluada de forma subjetiva fue aceptable en ambos grupos, encontrando un valor de 4 en el grupo A y 3.7 en el grupo B ($p=0.76$). Se encontró una adecuada correlación interobservador, con un valor de kappa de 0.6.

CONCLUSIONES

La angiografía de aorta tóraco-abdominal por tomografía computada con reconstrucción iterativa y pitch elevado obtenido con un escáner 256-Slice es una herramienta eficaz y viable para reducir la dosis efectiva de radiación, sin sacrificar la calidad de imagen y con una excelente relación contraste:ruido y señal:ruido.

BIBLIOGRAFÍA:

1. Sarabjeet Singh, MBBS, MMST Mannudeep K. Kalra, MD et al. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique for Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Pilot Study. *Radiology* 2011; 259 (2): 565 – 573.
2. Jonathon Leipsic, Giang Nguyen et al. A Prospective Evaluation of Dose Reduction and Image Quality in Chest CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction. *AJR* 2010; 195:1095–1099.
3. Kalra MK, Maher MM, Blake MA, et al. Detection and characterization of lesions on low-radiation-dose abdominal CT images postprocessed with noise reduction filters. *Radiology* 2004;232(3):791–797.
4. Francois Pontana, Julien Pagniez et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur Radiol* 2011; 21:627–635.
5. Sebastian T. Schindera, MD Lars Diedrichsen, MD et al. Iterative Reconstruction Algorithm for Abdominal Multidetector CT at Different Tube Voltages: Assessment of Diagnostic Accuracy, Image Quality, and Radiation Dose in a Phantom Study. *Radiology* 2011; 260(2): 454 – 462.
6. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009;193(3):764-771.
7. Eric P.Tamm, MD et al. CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality. *Radiographics* 2011;31: 1823-1832.
8. Rendon C. Nelson et al. New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: How do they work, and what are the advantages and disadvantages?. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2011; 5, 286–292.
9. Schauer DA, Linton OW. NCRP report no. 160: ionizing radiation exposure of the population of the United States, medical exposure—are we doing less with more, and is there a role for health physicists? *Health Phys* 2009;97(1):1–5.

10. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230(3):619–628.
11. Francois Pontana, Julien Pagniez et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur Radiol* 2011; 21:636–643.
12. Robert Goetti et al. High- Pitch Dual – Source CT Angiography of the thoracic and abdominal aorta: Is coronary artery assesment posible? *AJR*: April 2010, 194: 938-944.
13. Andrew J. Eistein, MD, PhD et al. Estimating Risk of cancer associated with radiation exposure from 64- Slice Computed Tomography Coronary Angiography. *JAMA*, July 2007, 298: 317-323.

ANEXOS

Figura 1. Esquema representativo de la reconstrucción con filtrado de retroproyección o *filtered back projection (FBP)* (fig. 1A), la cual asume una geometría en lápiz del haz de rayos X. Este algoritmo es amigable desde el punto de vista computacional, sin embargo genera imágenes con incremento en el ruido, sobre todo a nivel de regiones anatómicas con estructuras hiperatenuantes — como en los hombros — (círculo punteado en fig. 1B), así como en pacientes obesos (fig. 1C). El ruido en la imagen se define como un incremento en el rango de densidades en una zona de interés, y visualmente se identifica como líneas o densidad heterogénea más evidente en los tejidos blandos.

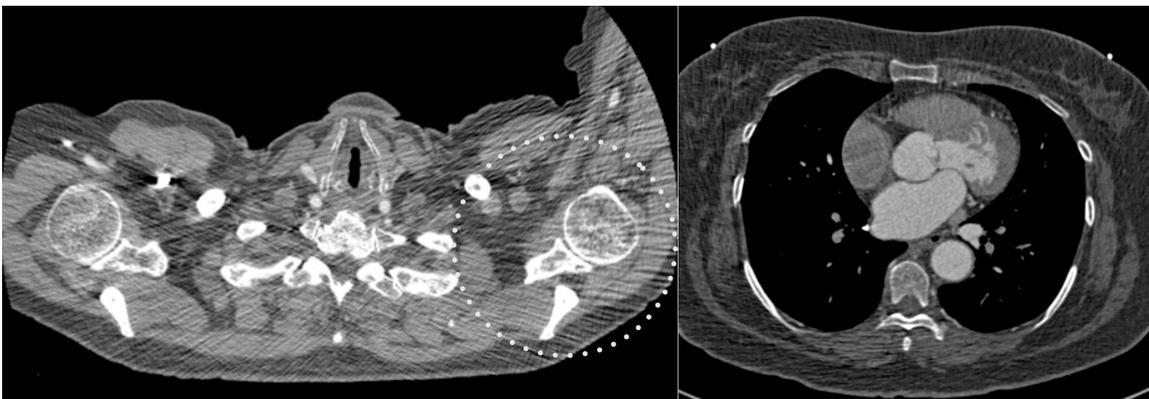
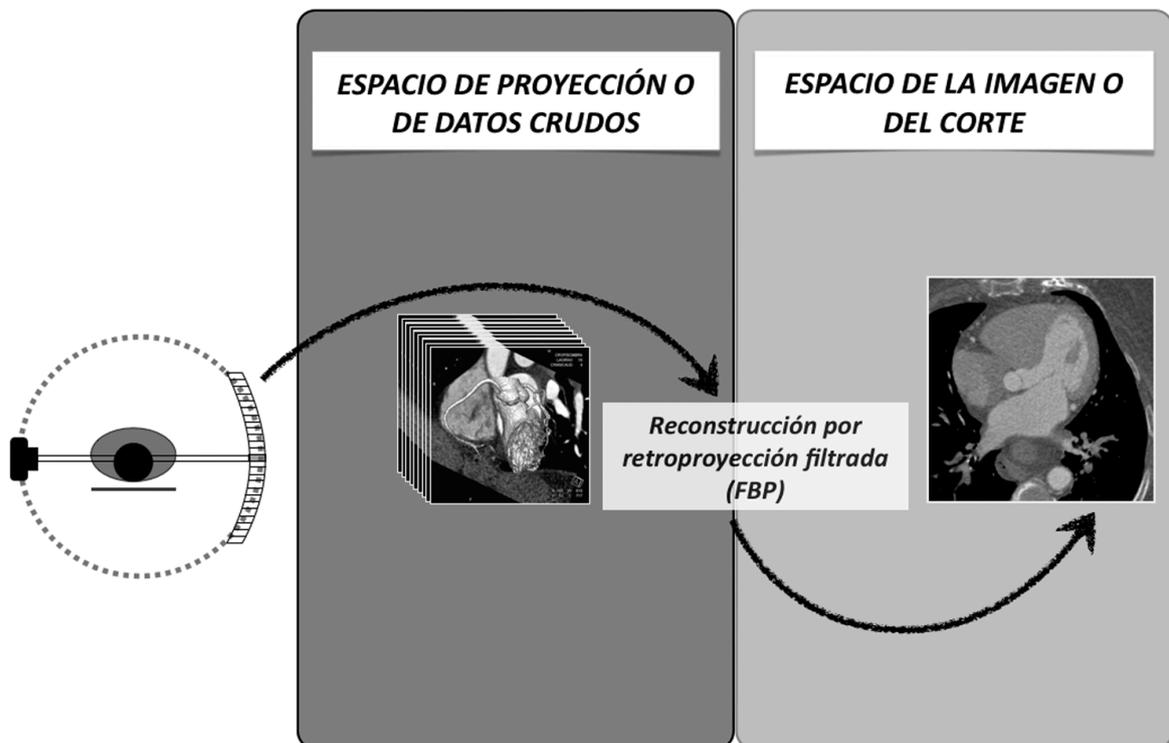


Figura 2. Esquema representativo de la reconstrucción con filtrado de retroproyección o *filtered back projection* (FBP) e iterativa (fig. 2A). Este algoritmo también asume una geometría en lápiz del haz de rayos X, realiza de manera inicial una reconstrucción FBP, sin embargo la imagen resultante es reconstruida en numerosas ocasiones, siempre realizando una comparación y corrección de las mismas, lo cual disminuye de manera significativa el ruido de la imagen aunque genera incremento en los tiempos de reconstrucción. En las figuras 2B y 2C de un mismo paciente, se observa el efecto en la disminución del ruido cuando se compara el algoritmo FBP contra la reconstrucción iterativa.

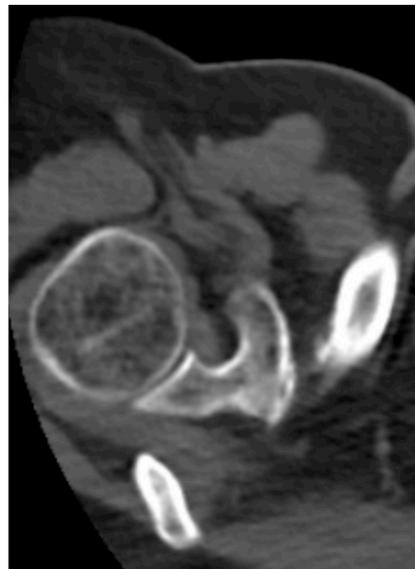
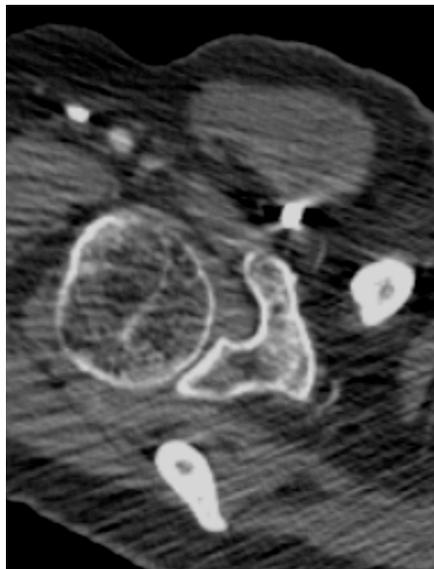
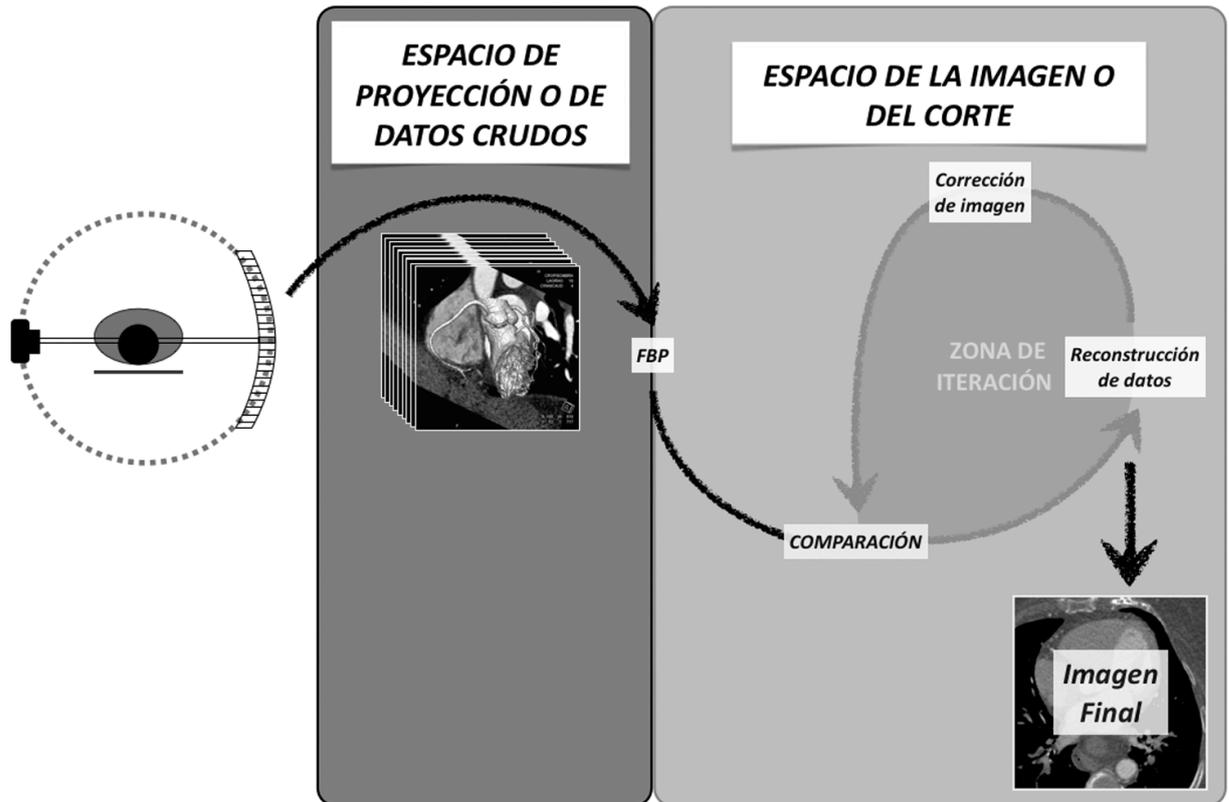


Figura 3. Niveles de corte donde se colocaron las regiones de interés (ROI) para la medición de la atenuación y ruido y posterior cálculo del los índices señal:ruido y contraste:ruido. Estos ROI de 1 cm², fueron tomados en la aorta ascendente y descendente a nivel de la arteria pulmonar principal (fig. 3A), arco aórtico (fig. 3B) y aorta a nivel de la emergencia de las arterias renales (fig. 3C).

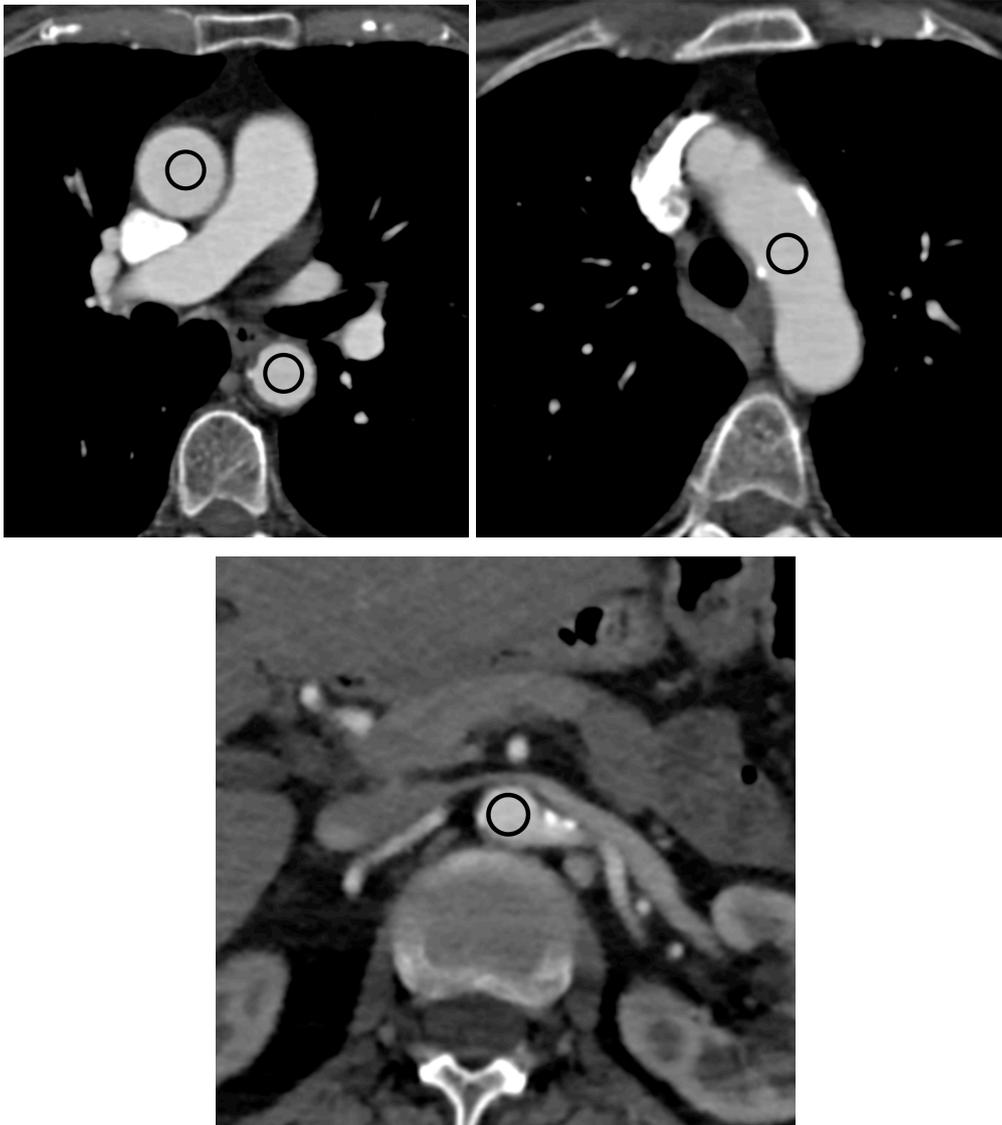


Figura 4. Imágenes comparativas en pacientes diferentes a nivel de la arteria pulmonar principal, del mismo peso y parámetros de adquisición con excepción del kilovoltaje y del algoritmo de reconstrucción. Nótese como en la imagen con reconstrucción tradicional FBP (fig. 4A) existe una importante cantidad de ruido, hallazgo no sólo evidente en los tejidos blandos sino también en las estructuras vasculares, mientras que en la imagen con reconstrucción iterativa se advierte una significativa reducción en el ruido y una apariencia “plástica” de la misma (fig. 4B).

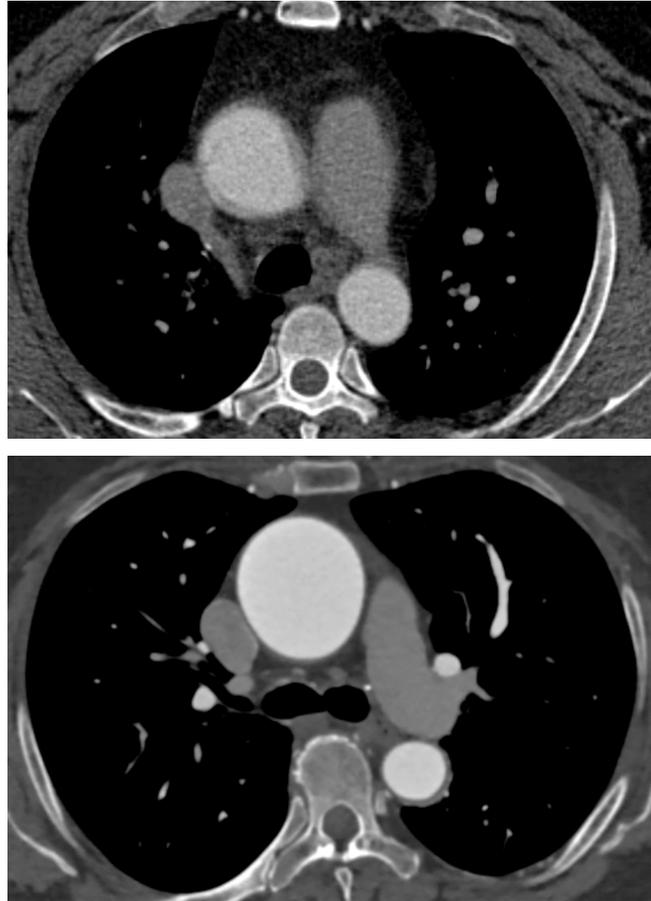


Figura 5. Imagen volumétrica en vista frontal de una angiotomografía de la aorta toraco-abdominal en una mujer de 16 años con síndrome de Marfán. Los parámetros empleados en este estudio fueron 80 kV, 210 mAs, tiempo de rotación del gantry de 280 mseg, doble fuente de energía, pitch de 1.5 y las imágenes fueron reconstruidas a 0.75 mm de grosor con un intervalo de reconstrucción de 0.5 mm y algoritmo de iteración con filtro l30f. El producto dosis longitud fue de 92 mGy cm y la dosis efectiva de radiación fue de tan sólo 1.38 mSv.



Tabla 1. Diferencias en la dosis efectiva de radiación expresada en mSv. El grupo A se adquirió con el protocolo de baja radiación con reconstrucción iterativa, mientras que el B fue obtenido con el protocolo y reconstrucción convencional (FBP).

IMC	GRUPO A (mSv)	GRUPO B (mSv)	p
IMC BAJO	1.32	3.99	0.015
IMC MEDIO	6.1	10.4	0.0002
IMC ALTO	9.8	14.6	0.42

Tabla 2. Diferencias en los SNR y CNR entre los pacientes tratados con el protocolo de baja radiación con la reconstrucción iterativa (Grupo A) y los protocolo de recepción convencional (Grupo B), de acuerdo con el IMC.

SNR Y CNR POR SEGMENTOS	GRUPO A	GRUPO B	P
IMC BAJO (<23)			
SNR Aorta ascendente	35.76	18.63	0.014*
CNR Aorta ascendente	31.91	16.82	0.026*
SNR Arco aórtico	45.84	22.37	0.029*
CNR Arco aórtico	41.18	20.26	0.04*
SNR Aorta descendente	29.23	16.98	0.05*
CNR Aorta descendente	26.17	15.33	0.08
SNR Aorta abdominal	21.41	23.13	0.95
CNR Aorta abdominal	19.25	20.88	0.95
IMC MEDIUM (24-30)			
SNR Aorta ascendente	49.07	17.89	0.0002*
CNR Aorta ascendente	40.76	15.4	0.0002*
SNR Arco aórtico	47.53	17.08	0.0023*
CNR Arco aórtico	39.68	14.91	0.0038*
SNR Aorta descendente	30.02	15.3	0.027*
CNR Aorta descendente	24.94	13.29	0.044*
SNR Aorta abdominal	24.26	9.49	0.01*
CNR Aorta abdominal	19.97	8.28	0.017*
IMC BAJO (<31)			
SNR Aorta ascendente		11.34	0.0001*
CNR Aorta ascendente		9.74	0.0003*
SNR Arco aórtico		12.05	0.027*
CNR Arco aórtico		10.42	0.037*
SNR Aorta descendente		9.18	0.007*
CNR Aorta descendente		7.84	0.012*
SNR Aorta abdominal		5.78	0.035*
CNR Aorta abdominal		4.85	0.025*