

Reducción del ruido en imágenes de tomografía computarizada usando un filtro bilateral anisotrópico

Juan Carlos Ramírez Giraldo^{1,2,Ψ}, Joel J. Fletcher¹, Cynthia H. McCollough¹

¹CT Clinical Innovation Center, Department Radiology, Mayo Clinic, Rochester, MN, EE.UU.

²Department of Physiology and Biomedical Engineering, Mayo Clinic, Rochester, MN, EE.UU.

Recibido 3 de abril de 2010. Aceptado 22 de junio de 2010

NOISE REDUCTION IN COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES USING AN ANISOTROPIC BILATERAL FILTER

Resumen— En este trabajo se propone el uso de un filtro bilateral anisotrópico (FBA) para reducir el ruido en imágenes de tomografía computarizada. El FBA fue implementado en una versión tridimensional que permite ajustar los parámetros del filtro dependiendo de la resolución de las imágenes en cada uno de los ejes. La utilidad del FBA se demostró con un fantoma estándar, que se escaneó, inicialmente, utilizando una dosis de radiación referencia de 240 mAs, y, seguidamente, con dosis del 50 % y 25% de la de referencia. Asimismo, se procesaron y analizaron dos casos clínicos correspondientes a una tomografía abdominal y otra de tórax, ambas utilizando una inyección intravenosa de medio de contraste. Se encontró que el FBA permite mantener una mejor relación entre el ruido, la resolución espacial y la detectabilidad de bajos contrastes, cuando se le compara con el método tradicional de retroproyección filtrada que utilizan los escáneres de tomografía clínicos. Los resultados del fantoma, sugieren que es posible reducir las dosis de radiación hasta en un 50% sin afectar la resolución espacial o la detectabilidad de bajos contrastes, cuando se le compara con la dosis de referencia. Los estudios clínicos, revelaron que el FBA puede disminuir el ruido de las imágenes y aún garantizar una calidad adecuada para el diagnóstico. Estudios clínicos prospectivos, son necesarios para demostrar que la disminución del ruido puede permitir una reducción significativa de las dosis de radiación.

Palabras clave— Filtro bilateral, Radiación ionizante, Rayos X, Reducción de la dosis de radiación, Reducción del ruido, Tomografía computarizada.

Abstract—This work proposes the use of an anisotropic bilateral filter (ABF) to reduce the noise in computed tomography images. The FBA is implemented in the tridimensional space, allowing the adjustment of filter parameters depending on the image resolution in each axis. The utility of the FBA was demonstrated using a standard image quality phantom which was scanned using a 240 mAs reference dose, and subsequently with 50 % and 25 % of the reference dose. Additionally, two clinical cases were processed, corresponding to routine clinical, intravenous contrast-enhanced abdomen and thorax scans. The phantom study found that the FBA keeps a better tradeoff between noise, spatial resolution, and low contrast detectability, when it is compared to traditional filtered backprojection reconstructions, routinely employed by current computed tomography scanners. Hence, results in the phantom suggest it is possible to reduce radiation dose by at least 50% without affecting spatial resolution or low contrast detectability. The clinical studies revealed that the FBA can decrease image noise and still provide enough information for adequate diagnosis. Prospective clinical studies are necessary to demonstrate whether or not the observed noise reduction would allow a significant decrease in radiation dose.

Keywords— Bilateral filter, Ionizing radiation, X-rays, Radiation dose reduction, Noise reduction, Computed tomography.

I. INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) por rayos-X constituye una de las principales herramientas para diagnosticar múltiples patologías, incluyendo el cáncer, enfermedades infecciosas, trauma, derrame cerebral y enfermedades cardiovasculares entre otras. La TC alcanza una resolución espacial entre 0,3-0,4 mm, una resolución temporal de hasta 75 ms, y cuenta con una velocidad de adquisición entre 0,5 s y 10 s para un volumen completo [1,2]. Dichas características le permiten diagnosticar enfermedades o lesiones en forma rápida, segura y efectiva. Sin embargo, la principal limitación de la TC es el uso de radiación ionizante, que conlleva un potencial riesgo de inducir malignidad en pacientes que son expuestos a ésta [3,4].

Reportes recientes en los EE.UU., señalan que la radiación per cápita se ha duplicado en los últimos treinta años, y la razón principal es el uso de modalidades de imágenes médicas como la TC, la radiografía, la fluoroscopia y la medicina nuclear [5]. Las dosis de radiación asociadas a exámenes de TC varían entre 1 mSv y 14 mSv, dependiendo del tipo de examen. Estos valores son comparables con las dosis anuales de radiación que recibe todo individuo debido a la radiación de fondo, proveniente del radón, y la radiación cósmica que está entre 1 mSv y 10 mSv [6,7].

El riesgo proveniente del uso de radiación ionizante durante la adquisición de imágenes, para un individuo, es muy bajo, y en la mayoría de los casos el beneficio de un diagnóstico acertado y a tiempo justifica su uso [6]. No obstante, es de interés disminuir las dosis de radiación particularmente en niños y pacientes jóvenes, que, si son escaneados múltiples veces durante su vida podrían acumular una dosis significativa de radiación ionizante, que a su vez podría desembocar en un mayor riesgo [8].

En la TC existe un compromiso entre la calidad de la imagen y la dosis de radiación ionizante [9]. El problema radica en que al disminuir las dosis de radiación en TC, se aumenta la cantidad de ruido en las imágenes. Esto se debe a que los detectores del tomógrafo reciben una cantidad menor de fotones, lo que disminuye la relación señal a ruido. Como consecuencia, el ruido puede ocultar detalles anatómicos y disminuir la detectabilidad de lesiones con bajo contraste. A dosis muy bajas, también pueden exacerbarse efectos indeseados en las imágenes, tales como artefactos. De este modo, para conservar un balance adecuado, el principio por el cual se rige la TC es el de usar las menores dosis de radiación que conservan razonablemente la calidad en la imagen. En inglés, este término se conoce como ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) [10].

Un área actual de intensa investigación consiste en buscar métodos para reducir las dosis de radiación, manteniendo una calidad de la imagen semejante a aquella obtenida con dosis mayores. Las estrategias más comúnmente empleadas, utilizan mejoras en los sistemas de adquisición o en el procesamiento computacional [11,12]. Por ejemplo, una técnica que ha resultado altamente efectiva disminuyendo las dosis de radiación, es la modulación automática de la corriente del tubo de rayos X como una función de la anatomía del paciente [13,14].

Tras la adquisición de las imágenes, la información de las proyecciones de rayos X requiere de un proceso inverso de reconstrucción para obtener imágenes de TC [9]. Diferentes algoritmos y métodos matemáticos se han propuesto para disminuir el ruido en las imágenes. Entre estos, se destacan algoritmos que filtran directamente las proyecciones de rayos X, o las imágenes reconstruidas [15-17].

Procesar las imágenes reconstruidas en lugar de las proyecciones tiene ventajas prácticas: las imágenes están disponibles para cualquier usuario, los métodos son aplicables a cualquier tipo de escáner sin importar el fabricante, y su funcionamiento usualmente no demanda alta capacidad computacional.

En 1995, Tomasi y Manduchi propusieron un método llamado el filtro bilateral, capaz de preservar los bordes de la imagen y disminuir el ruido en regiones uniformes [18]. Una de las virtudes de este filtro es su naturaleza no iterativa, en comparación con filtros predecesores como la difusión anisotrópica [19], lo cual facilita una eficiente implementación computacional. El filtro bilateral ha sido usado para filtrar imágenes de TC [20]. Otros métodos no lineales de filtrado en el dominio de la imagen se han probado utilizando la transformada Wavelet [21] o el método de las medias no locales (MNL) [22,23]. Estudios recientes han demostrado un desempeño comparable del filtro bilateral y el filtro MNL [24], si bien este último es más susceptible a artefactos y computacionalmente más lento por requerir una cantidad mayor de operaciones para realizarse.

En este trabajo se estudia el potencial de reducción de ruido de imágenes de TC usando el filtro bilateral. Las imágenes se reconstruyen con el método convencional de retroproyección filtrada. Posteriormente, se evalúa el efecto del filtro bilateral sobre las imágenes reconstruidas, es decir, post-procesadas. Aquí, se propone el uso de un filtro bilateral anisotrópico (FBA) que se aplica en tres dimensiones. La anisotropía se refiere a que se permite al usuario utilizar parámetros distintos en los ejes x,y,z; esto puede resultar crítico para aplicaciones en las cuales

se utilizan reconstrucciones con diferentes grosores de los cortes reconstruidos. El FBA se evalúa con un estudio cuantitativo, utilizando un fantoma estándar, así como un estudio semicuantitativo y cualitativo de casos clínicos, para corroborar no sólo la disminución del ruido de las imágenes, sino también la utilidad clínica de las imágenes resultantes.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Filtro bilateral:

El filtro bilateral es un filtro adaptativo no lineal [18]. La idea principal del FB es que cada píxel (o voxel) se procesa teniendo en cuenta un criterio de distancia espacial así como una medida de la diferencia en intensidades de gris. Por ejemplo, dos píxeles contiguos tenderán a promediarse si se utiliza sólo un criterio de distancia espacial, similar a como lo hace un filtro Gaussiano; sin embargo, cuando se usa el FB también se tiene en cuenta la diferencia en intensidades de gris. Si la intensidad es parecida, de acuerdo con un parámetro predefinido, los píxeles efectivamente tratarán de igualar sus intensidades. Si las intensidades son muy distintas (por ejemplo en los bordes de una imagen), dicha diferencia se aplica en el cómputo y ambos píxeles preservarían sus intensidades originales. A continuación, se presenta formalmente la ecuación del filtro bilateral:

$$y[k] = \frac{\sum_{n=-N}^N W[k, n] \cdot x[k-n]}{\sum_{n=-N}^N W[k, n]}, \quad (1)$$

donde k es la posición del voxel a procesar y n es el voxel con que se compara el voxel k . El resultado para cada voxel de salida $y[k]$ depende de cada voxel de entrada $x[k]$ multiplicado por un factor $W[k, n]$ que tiene en cuenta los voxels vecinos. El factor $W[k, n]$ proviene del producto de los parámetros de dos subfactores que incluyen los pesos de distancia espacial y de intensidad de gris, (2) y (3) respectivamente.

$$W_s[k, n] = \exp\left(-\frac{n^2}{2\sigma_s^2}\right), \quad (2)$$

$$W_i[k, n] = \exp\left(-\frac{(x[k]-x[k-n])^2}{2\sigma_i^2}\right), \quad (3)$$

De (2) y (3), es posible notar que los dos parámetros clave para el filtro bilateral son σ_s y σ_i , que controlan los pesos espaciales y de intensidad respectivamente.

Adicionalmente, se utiliza un parámetro de ventana W , que controla la extensión de aplicación del filtro. La utilización del filtro para N -dimensiones simplemente implica evaluar los píxeles o voxels adyacentes en cada dimensión, con un procedimiento idéntico al descrito.

2.2. Software utilizado:

El filtro bilateral fue implementado usando Matlab 2009a (The Mathworks, Natick, MA, EE.UU.). Para acelerar el cómputo del filtro, se utilizó una implementación numérica similar al propuesto por Pham y Vliet [25]. Las imágenes se procesaron en un computador que contaba con un procesador de cuádruple núcleo (Intel Xeon E5345) de 2,33 GHz, 8 GB de RAM, corriendo en un sistema operativo Windows XP de 64 bits. No se realizó ninguna optimización de código para que corriera en paralelo. Las imágenes se visualizaron utilizando Syngo Workstation (Siemens Healthcare, Forcheim, Alemania).

2.3 Selección de parámetros:

Los parámetros del FBA utilizado incluyeron ventanas (W) de operación entre 3 y 5 píxeles y con parámetros de distancia ($\sigma_{s,x-y}, \sigma_{s,z}$) < 2 píxeles. El parámetro de intensidad σ_i se seleccionó con valores que se encontraron entre 1 a 3 veces la desviación estándar típica encontrada en las imágenes. Los parámetros utilizados se resumen a continuación:

$$\text{FBA1: } W=5 \times 5 \times 3, \sigma_{s,x-y} = \sigma_{s,z} = 2, \sigma_{i,x-y} = \sigma_{i,z} = 20$$

$$\text{FBA2: } W=5 \times 5 \times 3, \sigma_{s,x-y} = \sigma_{s,z} = 2, \sigma_{i,x-y} = 50, \sigma_{i,z} = 20.$$

$$\text{FBA3: } W=5 \times 5 \times 3, \sigma_{s,x-y} = \sigma_{s,z} = 2, \sigma_{i,x-y} = 50, \sigma_{i,z} = 50.$$

Nótese que los subíndices $x-y$ y z en los parámetros se refieren a la dimensión espacial sobre la que se aplican.

2.4. Estudio en un fantoma estándar:

Para este estudio se utilizó un fantoma estándar (CATPHAN, Phantom Labs, EE.UU.), que se escaneó con un tomógrafo Somatom Definition DS (Siemens Healthcare, Forcheim, Germany).

El fantoma se escaneó con tres dosis de radiación: 240 mAs, 120 mAs y 60 mAs. La dosis en consola, medidas por el índice de dosis de tomografía, fueron 17,5 mGy, 8,69 mGy, y 4,36 mG respectivamente. La dosis de 240 mAs es equivalente a la dosis de referencia utilizada en la práctica clínica de nuestra institución. Otros parámetros de adquisición incluyeron: 120 kVp, colimación de 64 x 0,6 mm, $pitch = 1$, tiempo de rotación = 500 ms. La longitud total de la adquisición fue de 115 mm, y el campo de visión reconstruido de 220 mm.

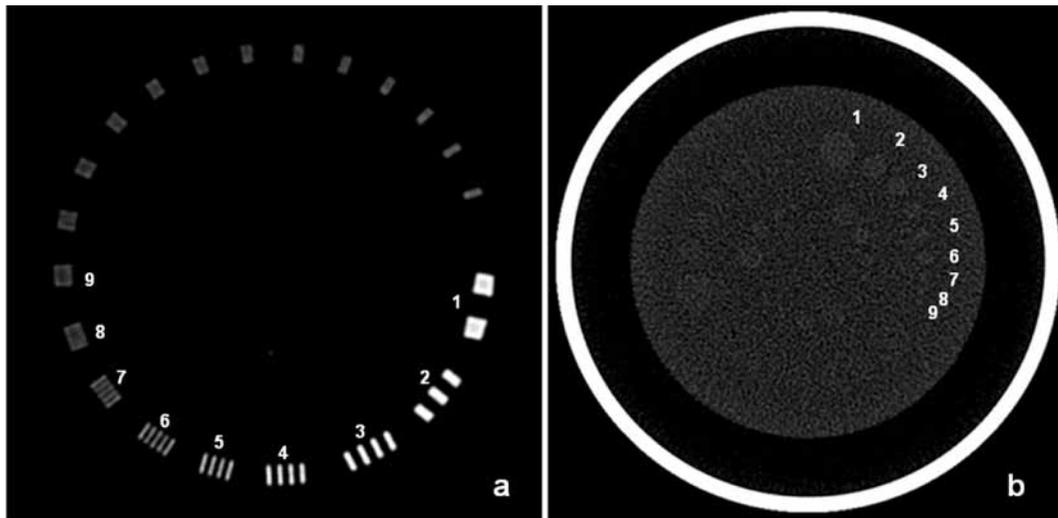


Fig. 1. Fantoma CATPHAN. (a) Módulo de resolución espacial de alto contraste. (b) Módulo de detección de bajo contraste.

Las imágenes se reconstruyeron con el método de retroproyección filtrada (RPF), disponible en el escáner, utilizando 5 *kernels* distintos: B10, B20, B30, B40 y B50. La letra *B* se refiere a un *kernel* para el cuerpo; y el número, a la frecuencia de corte del filtro (un mayor número, implica una mayor resolución espacial, aunque al costo de un mayor ruido). Las imágenes se reconstruyeron en modo axial, con un grosor de 5 mm. Las imágenes resultantes de la aplicación de los *kernels* B40 y B50, fueron post-procesadas utilizando el FBA, las cuales se espera que tengan alta resolución espacial, pero, además, alto ruido.

El propósito de este estudio fue realizar un análisis cuantitativo del compromiso entre la dosis de radiación, la resolución espacial y el ruido en la imagen. El estudio se enfocó en los módulos de resolución espacial de alto contraste (REAC) y el módulo de detectabilidad de bajo contraste (DBC). En el módulo REAC, se midió la cantidad de barras distinguibles (Fig. 1a). En el módulo DBC, se determinó el número de círculos de bajo contraste (5 y 10 HU) que eran distinguibles en un fondo de imagen con una atenuación semejante a la del agua (0 HU), (Fig. 1b). El ruido, en HU, se midió como la desviación estándar en áreas de interés circulares en regiones de intensidad uniforme del fantoma. Un especialista en física médica, al que se le presentaron las imágenes en orden aleatorio y quien desconocía la dosis, el *kernel* y el FBA correspondientes a cada una de ellas, se encargó de realizar las mediciones en el fantoma.

2.4. Estudios clínicos:

En este trabajo, se utilizaron imágenes de dos estudios clínicos, cumpliendo a cabalidad las normas establecidas por el Comité institucional de investigación, que incluyen

la autorización de los pacientes para realizar estudios retrospectivos en sus imágenes.

El primer caso, correspondió a un paciente remitido a una tomografía abdominal (paciente A), y el segundo una tomografía de tórax (paciente B). En los dos casos, se utilizó un tomógrafo Somaton Definition Flash (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). Las imágenes se reconstruyeron utilizando la RPF convencional con *kernel* medio (B40), y con grosores de 3 mm y 0,75 mm respectivamente, siguiendo el estándar clínico de la institución.

Tanto un especialista en física médica como un médico radiólogo con experiencia en la lectura de imágenes de TC, analizaron cualitativamente las imágenes de los pacientes.

III. RESULTADOS

El tiempo promedio de procesamiento del FBA fue de 4 segundos por imagen. Cada imagen contó con un tamaño estándar de 512 x 512 píxeles.

3.1 Fantoma:

La medición del ruido, la resolución espacial y la detectabilidad de bajo contraste, se resume en la Tabla 1. Como es de esperarse, el ruido en las imágenes aumenta cuando las dosis utilizadas son menores o cuando se utilizan *kernels* con frecuencias de corte más altas. La Tabla 1, también ilustra que dosis de radiación entre 60 mAs y 240 mAs no afectan significativamente la resolución espacial, cuando se miden con el módulo REAC del fantoma. Sin embargo, la resolución espacial se afecta con el *kernel* seleccionado: a mayor frecuencia de corte del *kernel*, se obtuvo una mayor resolución espacial.

En contraste, la DBC disminuye en función de la dosis de radiación utilizada y, en menor medida, por el *kernel* utilizado. Este resultado es consistente para la distinción de las inserciones de 10 HU y 5 HU.

Cuando se comparan las imágenes reconstruidas con los *kernels* B40 y B50, antes y después del post-procesamiento con el FBA, es notable que estas preservaron una resolución espacial semejante a las imágenes sin filtrar, entre 6 y 8 lp/cm, pero con una reducción significativa del ruido. Es más, las imágenes filtradas con el FBA alcanzaron ruidos comparables a

imágenes reconstruidas con *kernels* suaves como el B10 pero con una resolución espacial mayor (Tabla 1 y Figs. 2a y 2b).

3.2 Estudios clínicos:

Las Figs. 3 y 4 muestran ejemplos de los 2 casos clínicos procesados con el FBA tridimensional. La Fig. 3 muestra un corte axial que permite observar la parte inferior del hígado, los riñones, y el intestino. La Fig. 4 fue reconstruida en un corte coronal e ilustra diferentes estructuras como el hígado y el corazón.

Tabla 1. Comparación del ruido, resolución espacial de alto contraste (REAC) y detectabilidad de bajos contrastes (DBC), para imágenes con bajas dosis de radiación en función del *kernel* y FBA utilizados.

Método	Ruido (HU)			REAC (Lp/cm)			DBC (10 HU)			DBC (5HU)		
	240 mAs	120 mAs	60 mAs	240 mAs	120 mAs	60 mAs	240 mAs	120 mAs	60 mAs	240 mAs	120 mAs	60 mAs
Retroproyección Filtrada												
B10	3,0	4,0	6,0	5,0	5,0	5,0	8	4	6	5	2	0
B20	4,0	6,0	8,0	6,0	6,0	6,0	8	6	5	5	2	0
B30	5,0	7,0	10,0	6,0	6,0	6,0	8	5	3	5	2	0
B40	6,0	8,0	12,0	7,0	7,0	7,0	8	6	3	5	1	0
B50	14,0	20,0	27,0	8,0	8,0	8,0	7	5	3	5	0	0
Filtro Bilateral Ansotrópico												
B40 + FBA1	-	4,2	8,0	-	6,5	6,5	-	8	8	-	4	4
B40 + FBA2	-	3,0	4,5	-	6,5	6,0	-	8	8	-	4	4
B40 + FBA3	-	2,8	4,0	-	6,0	6,0	-	8	8	-	5	4
B50 + FBA1	-	12,0	19,0	-	8,0	8,0	-	6	6	-	4	4
B50 + FBA2	-	4,5	8,0	-	7,5	7,5	-	7	7	-	4	5
B50 + FBA3	-	4,2	7,0	-	7,5	7,5	-	8	7	-	5	6

* Los puntos marcados con (-) indican que no fueron medidos.

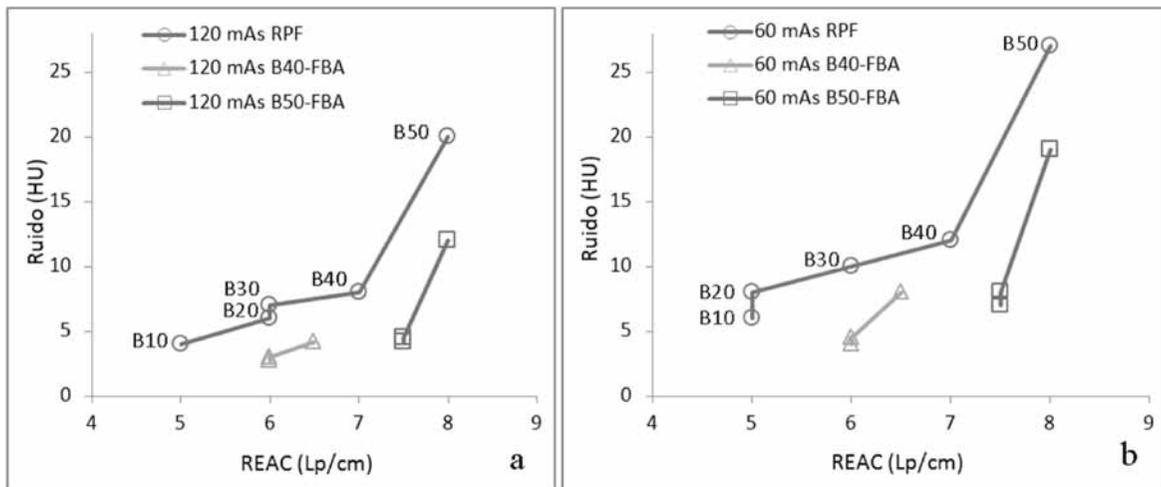


Fig. 2. Compromiso entre el ruido en la imagen y la resolución espacial medida utilizando el método estándar de reconstrucción de retroproyección filtrada (RPF) y el FBA. Utilizando (a) la mitad de la dosis 120 mAs y (b) la cuarta parte de la dosis 60 mAs.

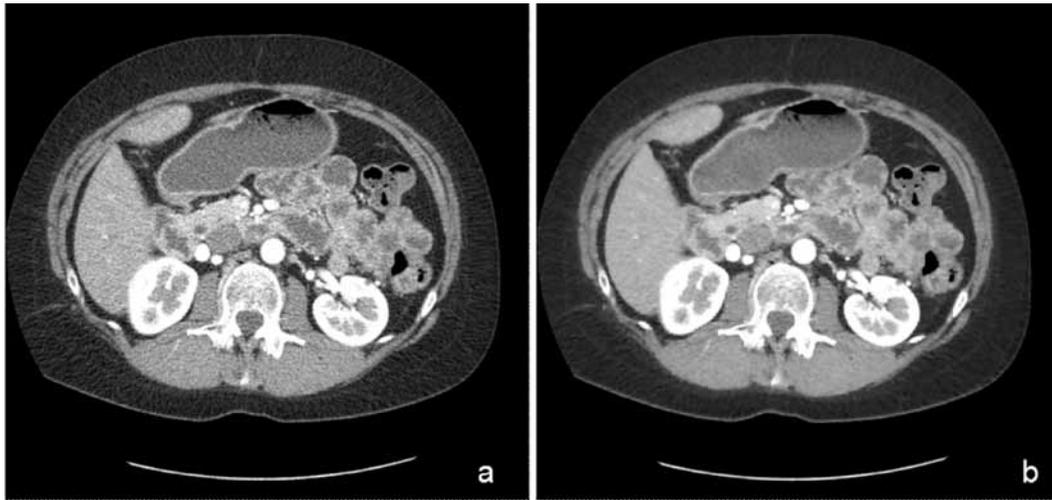


Fig. 3. Paciente A. (a) Imagen original (b) Luego de aplicar un FBA con una ventana de $5 \times 5 \times 3$, $\sigma_{s,x-y} = \sigma_{s,z} = 1$, $\sigma_{i,x-y} = 50$ HU, $\sigma_{i,z} = 20$ HU. Nótese que a pesar de una disminución considerable del ruido de aproximadamente el 50%, las estructuras de bajo contraste y los bordes de la imagen se aprecian claramente en la imagen filtrada.

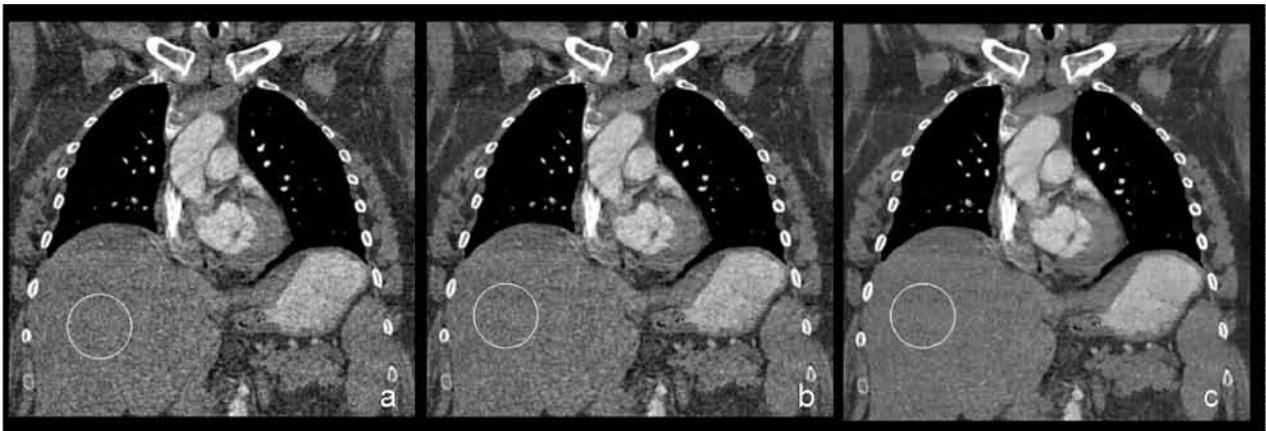


Fig. 4. Paciente B. (a) Imagen coronal original, ruido = 44 HU. (b) Estudio filtrado con una ventana $5 \times 5 \times 5$, $\sigma_s = 1$, $\sigma_{i,x-y} = 20$, $\sigma_{i,z} = 50$, ruido = 38 HU (c) Estudio filtrado con ventana $5 \times 5 \times 5$, $\sigma_s = 1$, $\sigma_{i,x-y} = 50$, $\sigma_{i,z} = 50$, ruido = 26 HU.

Nótese que, aunque la ventana seleccionada no permite ver los pulmones, es posible observar algunos de los vasos sanguíneos que lo perfunden, gracias a que aparecen como puntos brillantes debido al agente de contraste utilizado. Las imágenes filtradas, para ambos pacientes, se consideraron aptas para el diagnóstico tras un análisis cualitativo. El ruido en las imágenes se midió como la desviación estándar en áreas de interés circulares con atenuación homogénea (Fig. 4).

IV. DISCUSIÓN

Este estudio demuestra que el filtro bilateral anisotrópico tridimensional propuesto permite disminuir considerablemente el ruido en imágenes de tomografía computarizada, a la vez que preserva la resolución espacial y la detectabilidad de bajos contrastes.

Cuando se emplean las imágenes reconstruidas con la retroproyección filtrada, sin post-procesar con el FBA, se observa claramente un compromiso entre la resolución espacial y el ruido (Figs. 2a y 2b). Cuando se emplean *kernels* que permiten una mayor resolución espacial, como el B50, se alcanza una resolución de 8 lp/cm, pero con un ruido cercano a 20 HU ó 27 HU, dependiendo de la dosis empleada. A su vez, cuando se emplea un *kernel* suave, como el B10, el ruido disminuye a 4 HU, pero alcanzando una resolución espacial de sólo 5 lp/cm. En contraste, imágenes post-procesadas con el FBA permiten mantener una alta resolución espacial y bajo ruido. Por ejemplo, imágenes B50 procesadas con el FBA3 permiten conservar una resolución espacial de 7,5 lp/cm, con un nivel de ruido de 4,2 ó 7,0 HU, dependiendo de la dosis empleada.

La Tabla 1 muestra que la detectabilidad de bajos contrastes se ve severamente afectada cuando la dosis de radiación disminuye. Con la aplicación del FBA, la disminución del excesivo ruido en las imágenes ayuda a mejorar dicha detectabilidad. Este hecho es particularmente apreciable con el módulo de 5 HU de contraste, y cuando se emplea la dosis del 25% de la referencia. Ningún objeto de bajo contraste es detectable cuando se utilizan las imágenes originales reconstruidas, sin importar el *kernel* empleado (Tabla 1). Tras la aplicación del FBA, es posible recuperar la visibilidad de algunas de las inserciones. Nótese, también, que al 50% de la dosis, y utilizando el FBA, tanto la resolución espacial (REAC) como la detectabilidad de bajos contrastes (DBC) son similares a cuando se emplea una dosis de radiación de referencia del 100%.

Cuando se comparan los tres conjuntos de parámetros empleados para el FBA en el fantoma, se encuentra que el ruido disminuye en función de un incremento de los voxels incluidos en la ventana de reconstrucción W , así como del aumento en los parámetros de intensidad $\sigma_{i,x-y}$ y $\sigma_{i,z}$. Los parámetros fueron más sensibles a cambios en el parámetro de intensidad en el plano $x-y$ que a cambios en el mismo parámetro en el plano z .

Los casos clínicos sugieren que es posible disminuir el ruido en las imágenes sin comprometer el diagnóstico clínico. Nótese que en la tomografía de tórax (Fig. 4), la ventana de filtrado fue de $5 \times 5 \times 5$, distinta al resto de casos analizados. Esto, debido a que la resolución en z fue 0,75 mm, cercana a la resolución esperada en el plano axial, de 0,5 mm. Los grosores de los cortes en el paciente A fueron considerablemente mayores y, consecuentemente, la extensión del filtro en el eje z fue de sólo 3 píxeles ($5 \times 5 \times 3$). Cabe recordar que el ruido en las imágenes es proporcional a la raíz cuadrada del número de fotones, así, cortes más gruesos tendrán menos ruido a costa de una menor resolución en z [9]. Este estudio, encontró que es recomendable modular la intensidad del filtro si la resolución espacial de las imágenes reconstruidas no es isotrópica, por ejemplo, cuando se utilizan tajadas axiales gruesas para mejorar la relación señal-ruido.

En la actualidad, todos los fabricantes trabajan intensamente en implementar métodos de reducción de ruido y dosis de radiación en sus escáneres de TC. Algunos de los métodos propuestos recientemente, filtran directamente el sinograma [15-17] o realizan reconstrucciones iterativas basadas en métodos de máxima verosimilitud [26,27]. Con estos métodos, podría ser posible no sólo disminuir el ruido, sino también mejorar la resolución espacial y disminuir los artefactos aun usando bajas dosis de radiación. No obstante, la utilización de estos métodos se limita al fabricante, que usualmente no provee a sus usuarios acceso al sinograma. Estas técnicas sólo se

implementan en los escáneres de última generación (con un alto costo asociado), y, usualmente, requieren un poder de cómputo muy significativo, por la cantidad de operaciones necesarias para su implementación. Los resultados de este trabajo, sugieren que post-procesar imágenes con el FBA puede ser una alternativa viable para disminuir dosis de radiación en TC. Este método, podría tener una aplicabilidad particular en la región latinoamericana, ya que el FBA es simple de implementar, de baja demanda computacional, y se adapta a cualquier generación o marca de tomógrafo, siempre y cuando sea posible tener a disposición las imágenes en formato DICOM.

Recientemente, se han propuesto métodos para disminuir las dosis de radiación en TC que pueden optimizarse para aplicaciones particulares. Entre estos sobresalen los métodos iterativos que aprovechan la redundancia de información en adquisiciones donde la misma región anatómica es escaneada repetidamente para seguir el paso de un agente de contraste (p.ej. perfusión), o para hacer seguimiento a un catéter de ablación de tumores (p.ej. radiología intervencionista) [28-30]. Dichos métodos, sugieren reducciones en dosis de radiación de hasta 10 ó 20 veces la dosis de referencia.

Limitaciones

Este estudio tuvo varias limitaciones. La primera es que sería requerida una validación estadística para demostrar que el diagnóstico por imagen de un radiólogo es semejante utilizando las imágenes filtradas o las originales. Segundo, aunque el fantoma sugiere que es posible disminuir la dosis de radiación a la mitad o más, y mantener elementos cuantitativos como la resolución espacial, la detectabilidad de bajos contrastes, y ruido semejante a adquisiciones con el 100% de las dosis de referencia, esto no se comprobó con las imágenes clínicas, pues no se utilizaron protocolos con el 50% o 25% de las dosis en los pacientes como se hizo con los fantomas. Una limitación adicional, es que este trabajo no compara el FBA con otros filtros recientemente propuestos como las medias no locales o métodos basados en la transformada Wavelet. No obstante, publicaciones recientes en ambos métodos sugieren un desempeño similar en cuanto a la cantidad de dosis de radiación que podría ser disminuida [21,23,24].

V. CONCLUSIÓN

Este estudio encontró que procesar imágenes con el filtro bilateral anisotrópico permite mantener una mejor relación entre el ruido, la resolución espacial y la detectabilidad de bajos contrastes. Los resultados del fantoma sugieren que es posible reducir las dosis de radiación hasta en un 50%, sin afectar la resolución espacial o la detectabilidad de bajos contrastes, cuando se

compara con la dosis de referencia. Los estudios clínicos revelaron que el FBA puede disminuir el ruido de las imágenes y aún garantizar una calidad adecuada para el diagnóstico. Estudios clínicos prospectivos son necesarios para demostrar que la disminución del ruido puede efectivamente traducirse en la reducción de las dosis de radiación.

REFERENCIAS

- [1] Kalender W.A. X-ray computed tomography, *Physics in Medicine and Biology*, 51, R29-43, 2006.
- [2] Achenbach S., Marwan M., Ropers D., Schepis T., Pflederer T., Anders K., Kuettner A., Daniel W.G., Uder M., Lell M.M. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition, *European Heart Journal*, 31, 340-346, 2010.
- [3] Brenner D.J., Hall E.J., Computed tomography-an increasing source of radiation exposure, *New England Journal of Medicine*, 357, 2277-2284, 2007.
- [4] Einstein A.J., Henzlova M.J., Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography, *JAMA*, 298, 317-323, 2007.
- [5] Mettler F.A.J., Thomadsen B.R., Bhargavan M., Gilley D.B., Gray J.E., Lipoti J.A., McCrohan J., Yoshizumi T.T., Mahesh M., Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results, *Health Physics*, 95, 502-507, 2008.
- [6] McCollough C.H., Guimaraes L., Fletcher J.G. In defense of body CT, *American Journal of Roentgenology*, 193, 29-39, 2009.
- [7] Gerber T., Kantor B., McCollough C.H. Radiation dose and safety in cardiac computed tomography, *Cardiology Clinics*, 27, 665-677, 2009.
- [8] Brenner D.J. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative, *Pediatric Radiology*, 32, 228-3; discussion 242-4, 2002.
- [9] Ramirez Giraldo J.C., Arboleda Clavijo C., McCollough C.H. Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad, *Revista Ingeniería Biomédica*, 2, 54-72, 2008.
- [10] International Commission on Radiological Protection, 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103). *Ann ICRP*, 37, 1-332, 2007.
- [11] Yu L., Liu X., Leng S., Kofler J., Ramirez-Giraldo J., Qu M., Christner J.A., Fletcher J.G., McCollough C. H., Radiation dose reduction in CT: Techniques and future perspective, *Imaging in Medicine*, 1, 65-84, 2009.
- [12] McCollough C.H. CT dose: How to measure, how to reduce, *Health Physics*, 95, 508-517, 2008.
- [13] Van Straten M., Deak P., Shrimpton P.C., Kalender W.A. The effect of angular and longitudinal tube current modulations on the estimation of organ and effective doses in x-ray computed tomography, *Medical Physics*, 36, 4881-4889, 2009.
- [14] Mulkens T.H., Bellinck P., Baeyaert M., Ghysen D., Van Dijk X., Mussen E., Venstermans C., Termote J.L. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation, *Radiology*, 237, 213-223, 2005.
- [15] Kachelriess M., Watzke O., Kalender W.A. Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT, *Medical Physics*, 28, 475-490, 2001.
- [16] Yu L., Manduca A., Trzasko J.D., Khaylova N., Kofler J.M., McCollough C.H., Fletcher J.G. Sinogram smoothing with bilateral filtering for low-dose CT, *Proceedings of SPIE*, 6913, 691329-1 - 691329-8, 2008.
- [17] Armando M., Lifeng Y., Joshua D.T., Natalia K., James M.K., Cynthia C.H., Joel G.F. Projection space denoising with bilateral filtering and CT noise modeling for dose reduction in CT, *Medical Physics*, 36, 4911-4919, 2009.
- [18] Tomasi C., Manduchi R. Bilateral filtering for gray and color images, *Proceedings of the Sixth International Conference on Computer Vision*, 839-842, 1998.
- [19] Perona P., Malik J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12, 629-639, 1990.
- [20] Bruder H., Raupach R., Klotz E., Stierstorfer K., Flohr T. Spatio-temporal filtration of dynamic CT data using diffusion filters, *Proceedings of SPIE*, 7258, 725857-1 - 725857-8, 2009.
- [21] Borsdorf A., Raupach R., Flohr T., Hornegger J., Wavelet based noise reduction in CT-images using correlation analysis, *IEEE Transactions in Medical Imaging*, 27, 1685-1703, 2008.
- [22] Buades A., Coll B., Morel J.-M. A non-local algorithm for image denoising, *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2, 60-65, 2005.
- [23] Zachary S.K., Daniel B., Brian B., Bradley J.E., Optimizing non-local means for denoising low dose CT, *Proceedings of the Sixth IEEE international conference on Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 62-65, 2009.
- [24] Ramirez Giraldo, J. C., Kelm, Z. S., Guimaraes, L. S., Lifeng, Y., Fletcher, J. G., Erickson, B. J., McCollough, C. H., Comparative study of two image space noise reduction methods for computed tomography: Bilateral filter and nonlocal means, *Proceedings of the Annual conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3529-3532, 2009.
- [25] Pham, T., Van Vliet, L., Separable bilateral filtering for fast video preprocessing, *Proc. IEEE International Conference on Multimedia & Expo, Amsterdam*, CDI-4, 2005.
- [26] Thibault J.B., Sauer K.D., Bouman C.A., Hsieh J. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT, *Medical Physics*, 34, 4526-4544, 2007.
- [27] Hara A.K., Paden R.G., Silva A.C., Kujak J.L., Lawder H.J., Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study, *American Journal of Roentgenology*, 193, 764-771, 2009.
- [28] Liu X., Primak A.N., Krier J.D., Yu L., Lerman L.O., McCollough C.H. Renal perfusion and hemodynamics: accurate in vivo determination at CT with a 10-fold decrease in radiation dose and HYPR noise reduction, *Radiology*, 253, 98-105, 2009.
- [29] Ramirez Giraldo J. C., Trzasko J., Leng S., McCollough C.H., Manduca A. Non-convex prior image constrained compressed sensing (NC-PICCS), *Proceedings of SPIE*, 7622, 76222C-1 - 76222C-8, 2010.
- [30] Chen G.H., Tang J., Leng S. Prior image constrained compressed sensing (PICCS): a method to accurately reconstruct dynamic CT images from highly undersampled projection data sets, *Medical Physics*, 35, 660-663, 2008.