

# Estimación de la Reducción de la radiación de dosis usando el método de Difusión No-Lineal en Radiografías Computarizadas

Ma. Guadalupe Sánchez, Belén Juste, Vicente Vidal, Gumersindo Verdú, Patricia Mayo and Francisco Rodenas

**Resumen**— En este trabajo se utiliza un método de difusión no lineal para filtrar el ruido inherente en una Radiografía Computarizada (CR) para la reducción de la dosis absorbida por los pacientes, especialmente en niños en aplicaciones pediátricas, relacionado con la exposición en mAs. El método se implementa con el fin de crear una dosis CR baja, basada en la selección de exposición baja de rayos X y con una reducción del ruido utilizando un método de difusión no lineal. El impacto del establecimiento de varios miliAmpere-segundos (mAs) en la calidad de la imagen, ha sido estudiada usando el fantoma RANDO. Los resultados obtenidos muestran buena relación entre la imagen filtrada y la imagen real en términos de la medida de varianza del ruido. Las nuevas imágenes CR permiten a los investigadores médicos, analizar como una baja dosis afecta el diagnóstico en los pacientes.

## I. INTRODUCCIÓN

El uso de la Radiografía Computarizada (CR) en la práctica clínica ha sido seguida por un aumento en el número de exposiciones realizadas y casos de sobredosis en los pacientes, especialmente en los niños en aplicaciones pediátricas.

En la técnica radiográfica, la calidad de radiación necesaria para producir una imagen adecuada, es específica del sistema Screen-Film y las condiciones de procesamiento químico. De lo contrario, el proceso de adquisición en CR es independiente del proceso de despliegue, y permite producir imágenes aceptables durante un gran rango de exposiciones. Desafortunadamente, este hecho introduce el riesgo de sobreexposición sistemática.

Según la Comisión Internacional sobre la Protección Radiológica (ICRP), la dosis de los pacientes en CR, especialmente en el caso de los niños, siempre deben mantenerse según el criterio ALARA: tan bajo como sea razonablemente posible.

El reporte referenciado en [1] es un apoyo a las Recomendaciones de la Comisión 2007 con respecto a la exposición médica de los pacientes. Este informe hace énfasis en la justificación de los procedimientos médicos y en la optimización de la protección radiológica para evitar la radiación innecesaria o exposición de radiación improductiva.

Se han propuesto diversas estrategias con el fin de reducir la dosis en radiografías. En [2] se presenta un nuevo algoritmo de reconstrucción CT, con ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction) para reducir la dosis de radiación en CT de cuerpo. ASIR también se usa para estimar la radiación en CT de angiografía coronaria [3]. En [4] la

reducción de dosis se presenta CT en protocolos pediátricos adaptado a las indicaciones clínicas. En [5] se presenta un análisis basado en la simulación computarizada para la reducción de ruido.

Sin embargo, existen pocos trabajos en los que se analiza la reducción de exposición (mAs) para imágenes de pacientes de X-Ray [6]. Por otro lado, la reducción de exposición en rayos X tiene la consecuencia inevitable de incrementar ruido estadístico degradando la calidad de la imagen [7], [8]. El Filtrado Ball scale-based [9] es una estrategia de conductancia de difusión para realizar el filtrado.

Se han investigado técnicas para obtener la calidad de la imagen necesaria para hacer un diagnóstico fiable en la mayoría de aplicaciones clínicas. Esto se ha realizado para demostrar la posibilidad de reducir las dosis en CR, especialmente en aplicaciones para pacientes pediátricos, manteniendo la integridad del diagnóstico. En particular, en este trabajo se investiga la viabilidad de evaluar la precisión diagnóstica como una función de reducción de dosis, bajar los mAs, y la aplicación de un filtro difusivo no lineal (NDF).

El documento está organizado de la siguiente manera: la sección II explica el algoritmo y metodología utilizada para eliminar el ruido. Los resultados del estudio experimental se muestran en la Sección III y finalmente las conclusiones se presentan en la Sección IV.

## II. ELIMINAR EL RUIDO

### A. Filtro Difusivo No-lineal (NDF)

Existen varios métodos de restauración de imágenes que se basan en el uso de ecuaciones de difusión no lineal [7], [8], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17]), que generalmente aparecen asociados a un problema variacional y, se puede obtener a partir de la minimización de las funcionales apropiadas. La elección de un determinado funcional depende del objetivo específico de interés. Por ejemplo, varios filtros de difusión adecuados para las imágenes médicas [14] han sido obtenidos a partir de la minimización de los funcionales apropiados.

Consideremos el funcional [11][12],

$$J(u, \beta, \mu, \varepsilon) = \int_{\Omega} \left( \sqrt{\beta^2 + \|\nabla u\|^2} + \frac{\mu}{2} (u - I_0)^2 + \frac{\varepsilon}{2} (\nabla u)^2 \right) dx, \quad (1)$$

donde  $I_0$  es la imagen observada (con ruido),  $u$  es la imagen filtrada,  $\mu$  y  $\varepsilon$  son constantes y  $\Omega$  es una región convexa de  $\mathbb{R}^2$  que constituyen el espacio de apoyo de la superficie  $u(x,y)$ , que representa la imagen. El primer término en el funcional para  $\beta = 1$  representa el área de la superficie de la imagen, [10], el segundo término es la distancia entre la imagen

observada y la solución deseada  $u$ , (Imagen filtrada), y el tercer término controla la regularidad de la solución.

Consideraremos el problema de minimización [10]

$$\min_u J(u, \beta, \mu, \varepsilon) \quad \text{subject to} \quad \frac{\int_{\Omega} (u - I_0)^2 dx}{\int_{\Omega} dx} = \sigma^2 \quad (2)$$

es decir, buscamos la imagen  $u$  que minimiza el funcional  $J(u, \beta, \mu, \varepsilon)$  y presenta una variación  $\sigma^2$  respecto a la imagen observada. El ruido de desviación estándar (SD)  $\sigma$ , de la imagen  $I_0$  a priori es desconocida, pero es importante conocer su valor para minimizar la ecuación (2). En este trabajo estimamos  $\sigma$  tomando la desviación media absoluta del coeficiente wavelet empírica de la escala más delgada y dividiendo por 0.6745 [18]. Para todas las imágenes estudiadas, el wavelet fue el Daubechey de orden 25. Este proceso es el punto principal de NDF.

Para la discretización del tiempo se utiliza un esquema semi-implícito, y en la resolución de las ecuaciones se utiliza el operador de división aditivo alternativo (AOS) [11],[15]. La selección del tiempo de parada en la ecuación de difusión fue el propuesto por Mrázek y Navara, con base en el criterio de correlación [19].

### B. Metodología

La metodología utilizada se puede observar en la figura 1 y se explica a continuación. El objetivo del proceso es la reducción de la dosis. Primero se toma la imagen (A) obtenida con A mAs, después se filtra utilizando la técnica NDF y se obtiene una nueva imagen ( $A^*$ ). De forma concurrente, tomamos la imagen(B) con B mAs y le añadimos ruido gaussiano obteniéndose una nueva imagen ( $B^*$ ), (con  $B > A$ ). Para comprobar la reducción de dosis, se compara el ruido SD correspondiente a la imagen A mAs y  $B^*$ , y también el correspondiente a  $A^*$  y B mAs, respectivamente, que deseen tener valores próximos.

En particular, en este trabajo se ha seleccionado A con 0.4mAs y B con 1mAs.

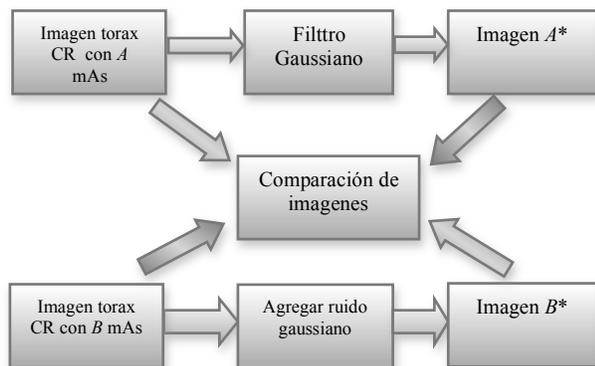


Figura 1. Proceso para la reducción de dosis

### III. RESULTADOS EXPERIMENTALES

La técnica de reducción de dosis Radiográfica a seguir fue primero determinada como una función de variación de exposición utilizando el fantoma femenino de torax de RANDO® (Alderson).

Este fantoma está marcado como un esqueleto humano real que simula los tejidos. Los tejidos en el fantoma están diseñados para tener la misma absorción que se tiene en el tejido humano a niveles de exposición normales de radioterapia. La figura 2 muestra este fantoma.

En este trabajo, hemos aplicado la metodología a imágenes de tórax del fantoma. Las imágenes fueron adquiridas con un dispositivo de imagen digital AGFA a 1, 0.8, 0.6, 0.5, 0.4mAs con 70 kV y 80kV.

Una región simple homogénea de interés (ROI- Region of interest) en el centro de cada imagen CR se ha utilizado para evaluar la SD del número de intensidad del pixel. Se ha graficado el ruido de la imagen calculada como la desviación estándar (SD) de los números de pixel del ROI en áreas homogéneas versus ajuste de mAs, la Figura 3 muestra esta comparación. En la figura se observa una dependencia casi lineal entre el ruido de la imagen SD y los ajustes de mAs expuesta.

Para aplicar la metodología, se ha estudiado cinco imágenes (0.4, 0.5, 0.6, 0.8 y 1 mAs) con 70 kV y 80kV. La Figura 4 muestra el CR de torax del fantoma. Para una mejor apreciación de los resultados de la imagen, se analiza sólo un fragmento de la imagen de tamaño 512x512 píxels.

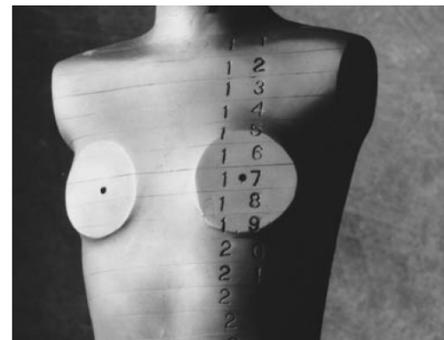


Figura 2. Fantoma Rando de torax

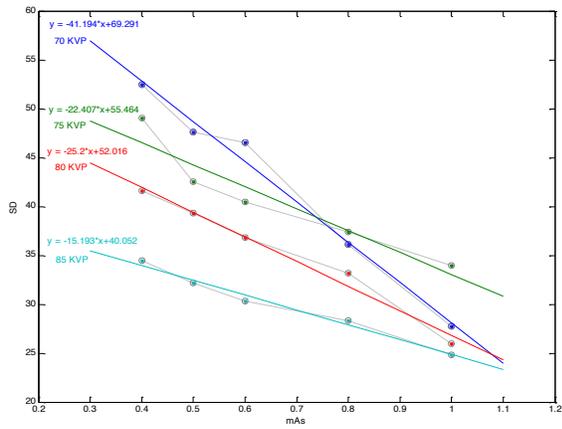


Figura 3. Relación entre la imagen con ruido SD y los ajustes de exposición en (mAs) para diferentes kVp.

Los resultados de ruido SD para el fragmento de las imágenes dependiendo de los mAs, se muestran en la figura 5. Podemos ver que si la exposición incrementa, el ruido SD de la imagen disminuye. Este comportamiento es similar a la relación entre la imagen ROI ruido SD y la exposición presentada en la figura 3.

Al aplicar la metodología, tomamos la imagen real con 0.4mAs y aplicamos el filtro de difusión no lineal. Con la finalidad de determinar la cantidad de mAs que se redujo, estimamos el ruido SD del fragmento de la imagen resultante. La Tabla I muestra los resultados. Podemos observar que la imagen filtrada corresponde a una imagen real entre 0.8 y 1 mAs de exposición. También para este caso, las imágenes con alto kV presenta bajo ruido. La figura 6 y 7 muestra los resultados después del proceso del filtro Gaussian.

Ahora, con el fin de verificar la consistencia del método, tomamos la imagen con 1mAs y añadimos ruido aditivo Gaussiano ( $\sigma=0.0481$ ). Los resultados se muestran en la tabla II. Podemos ver que el ruido SD de la imagen resultante es similar al ruido SD correspondiente a una imagen real con 0.4mAs.

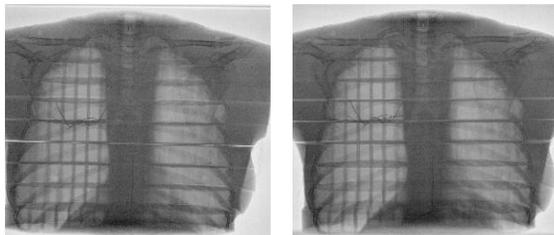


Figura 4. Fantoma RANDO de torax CR , a)70V b)80V

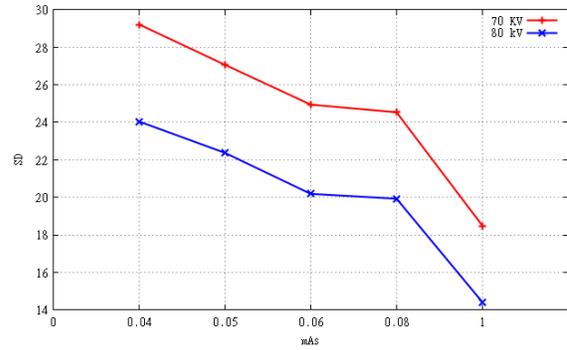


Figura 5. Resultados de ruido SD de la imagen total de diferente mAs con 70V and 80V

TABLA I. COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE RUIDO SD.

	0.4mAs	0.8mAs	1mAs	Después de NDF 0.4mAs con
70V	29.2156	24.5312	18.4855	21.0745
80V	24.0432	19.9276	14.4075	17.2756

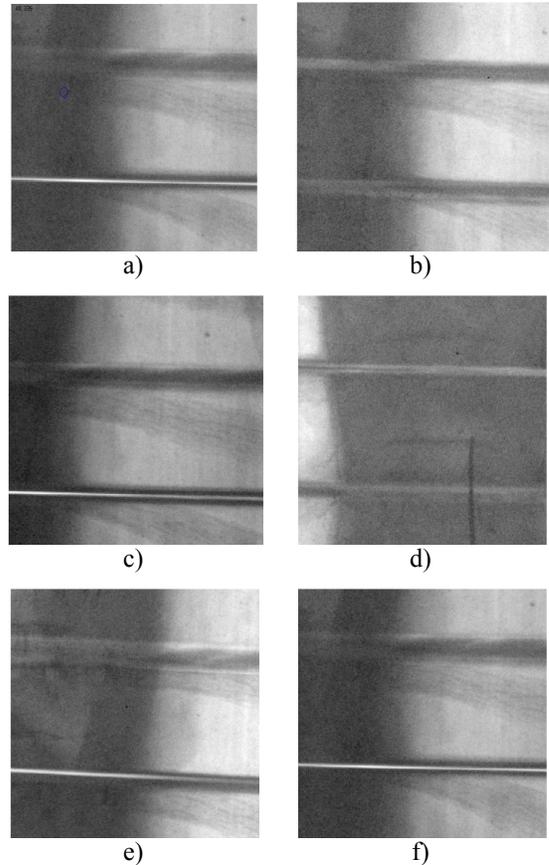


Figura 6. Fragmento de imagen de torax CR del fantoma RANDO con 70KV. a)0.4 mAs b)0.5 mAs c)0.6 mAs d)0.8 mAs e)1 mAs f) Imagne Filtrada después del método de difusión.

Además, después de aplicar el filtro de difusión no lineal para la imagen contaminada, se obtienen similares resultados

que los presentados en la tabla I. La dosis dada al paciente, es una función casi lineal dependiente de la exposición.

Se puede observar que el ruido SD de la imagen filtrada es similar al ruido SD correspondiente a la imagen real con 0.9 mAs aproximadamente.

TABLA II. COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE RUIDO SD.

	0.4mAs	0.8mAs	1mAs	Déspués de agregar ruido Gausiano a 1mAs
70V	29.2156	24.5312	18.4855	29.8719
80V	24.0432	19.9276	14.4075	24.5901

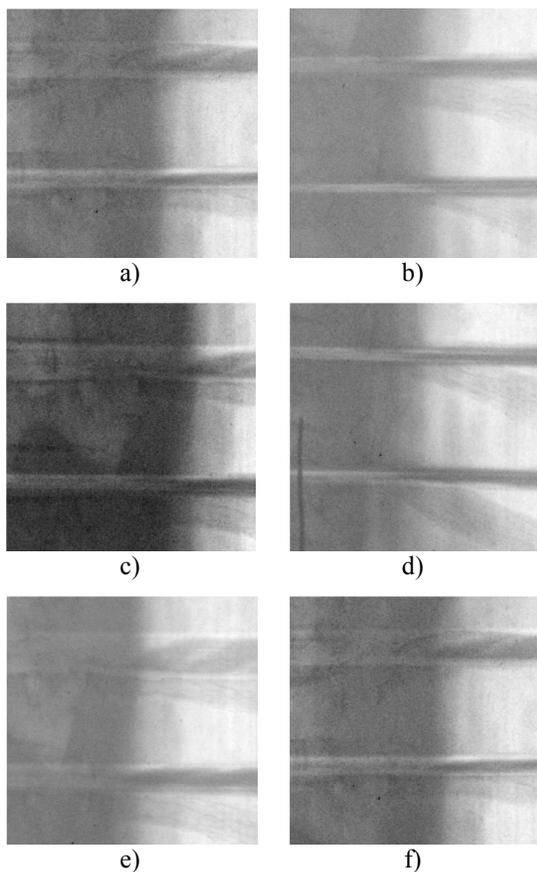


Figura 7. Fragmento de imagen de torax CR del fantoma RANDO con 80KV. a)0.4 mAs b)0.5 mAs c)0.6 mAs d)0.8 mAs e) 1 mAs f) Imagen Filtrada después del método de difusión.

#### IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta una metodología para reducir las dosis en imágenes tomadas de rayos X CR, a través de un filtro Gaussiano no lineal. Hemos comprobado que una buena solución para reducir la dosis de los pacientes, especialmente para niños en aplicaciones pediátricas en X-Ray CR, es disminuir la exposición (mAs) y luego, filtrar la imagen con el método de difusión no lineal. La comparación ha sido hecha utilizando el ruido SD de la imagen de interés

(ROI), que se calcula tomando la derivación absoluta media del wavelet Daubechey de orden 25.

Es interesante para completar este trabajo, una evaluación radiológica de la calidad de la imagen para el diagnóstico de niveles aceptables.

Para trabajos futuros, vamos a analizar el uso de un filtrado anisotrópico o filtrado ball-scale, con el fin de suavizar la imagen y del uso de técnicas de mantenimiento de los bordes.

#### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado por ANITRAN PROMETEO/2010/039, el Ministerio Español de Ciencia e Inovación (Proyecto TIN2008-06570-C04-04) y M. Gpe. Sánchez agradece a la DGEST ITCG por la beca concedida a través del programa PROMEP (México).

#### REFERENCIAS

- [1] ICRP, "Radiological Protection in Medicine". *ICRP Publication 105. Ann. ICRP* 37 (6), 2007.
- [2] A.C. Silva, H.J. Lawder, A. Hara, J. Kujak and W. Pavlicek, "Innovations in CT Dose Reduction Strategy: Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm", *The American Roentgen Ray Society publishes the American Journal of Roentgenology*, vol.194, pp.191-199, January 2010.
- [3] J. Leipsic, T.M. LaBounty, B. Heilbron, J.K. Min, G.B.J. Mancini, F.Y. Lin, C. Taylor, A. Dunning and J.P. Earls, "Estimated Radiation Dose Reduction Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Coronary CT Angiography: The ERASIR Study", *The American Roentgen Ray Society publishes the American Journal of Roentgenology*, vol.195, pp.655-660, September 2010.
- [4] S. Singh, M.K. Kalra, M.A. Moore, R. Shailam, B. Liu, T.L. Toth, E. Grant and S.J. Westra, "Dose Reduction and Compliance with Pediatric CT Procols Adaped to Patiente Size, Clinical Indication, and Number of Prior Studies", *Radiology*, pp 252,200-208, July 2009.
- [5] B. Juste, J.I. Villaescusa, R. Tortosa, R. Miro and G. Verdu, "Analysis of CR dose reduction in pediatric patients, base don computer-simulated noise addition", *US National Library of Medicine National Institutes of Health*,2008.
- [6] ICRP Publication 93: Managing patient dose in digital radiology, 93.
- [7] D.J. Brenner, C.D. Elliston, E.J. Hall and W.E. Berdon, "Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT", *American Journal of Roentgenology*, pp. 289-296, 2001.
- [8] B. F. Wall, P. C. Shrimpton and D. R. Dance, "The establishment of reference doses in Pediatric radiology as a function of patient size" *Radiation Protection Dosimetry*. 90 (1-2), pp.235-238, 2000.
- [9] A. Souza, J. K. Udupa and A. Madabhushi, "Image filtering via generalized scale", *Medical Image Analysis*, vol 12, pp. 87-98, 2008.
- [10] F. Catté, P. Lions, J. Morel and T. Coll, "Image Selective Smoothing and Edge Detection by Nonlinear Diffusion". *SIAM Numerical Analysis*, vol. 29, pp.182, 1992.
- [11] L.I. Rudin, S. Osher and E. Fatemi, "Nonlinear total variation based noise removal algorithm", *Physica D*, vol. 60, pp. 259, 1992 .
- [12] C.R. Vogel, M.E. Oman, "Iterative methods for total variation denoising", *SIAM J. Sci. Comput.*, vol. 17, 1, pp. 227, 1996.
- [13] J. Weickert, B.M. Haar Romeny and M.A. Viergever, "Efficient and reliable schemes for nonlinear diffusion filtering", *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 7, 3, pp. 398, 1998.
- [14] A. Marquina, S. Osher, "Explicit algorithms for a new time dependent model based on level set motion for nonlinear deblurring and noise Removal". *SIAM J. Sci. Comput.*, vol. 22, 2, pp. 387, 2000.
- [15] T. Chan, Marquina A. and Mulet P.. "High-order total variation-based image restoration". *SIAM J. Sci. Comput.*, vol. 22, 2, pp. 503, 2000.
- [16] S.L. Keeling, "Total variation based convex filters for medical imaging", *Applied Mathematics and Computation* vol. 139, pp. 101, 2003.

- [17] J. Weickert, "Efficient image segmentation using partial differential equations and morphology". *Pattern Recognition*, vol. 34, pp. 1813, 2001.
- [18] D.L. Donoho, "De-Noising by Soft-Thresholding". *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 41, pp. 613, 1995.
- [19] P. Mrázek and M. Navara, "Selection of optimal stopping time for nonlinear diffusion filtering", *International Journal of Computing Vision*, vol. 52 pp. 189, 2003.