



# Mejoramiento de la calidad de imagen en TC de cráneo a partir de filtros Wavelet

Reinaldo Pita Machado<sup>1</sup>, Marlen Pérez Díaz<sup>2</sup>, Rolando Bravo Pino<sup>2</sup>, Juan V. Lorenzo Ginori<sup>2</sup>, Maria del C. Casas Cardoso<sup>2</sup>, Iroel Miranda Castañeda<sup>2</sup>

*1 Centro de Ingeniería Clínica y Electromedicina de Villa Clara  
2 Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas. Facultad de Ing. Eléctrica*

## RESUMEN / ABSTRACT

Se describe un algoritmo para reducir ruido de Poisson en TC utilizando filtros Wavelet. Se utilizaron 5 imágenes tomográficas de pacientes y de un maniquí antropomórfico de cabeza, adquiridas con dos tomógrafos diferentes. Las imágenes fueron contaminadas con ruido. Como las imágenes originales traen implícito el ruido inherente a su adquisición, se añadieron varias lesiones simuladas libres de ruido antes de contaminar las mismas. Las imágenes contaminadas fueron filtradas con 9 filtros Wavelets a diferentes niveles de descomposición y umbrales. La calidad de las imágenes filtradas y sin filtrar fue evaluada utilizando la relación señal a ruido, el error cuadrático medio normalizado y el índice de similitud estructural, así como por el método subjetivo JAFROC con 5 observadores. Algunos filtros como el Bior 3.7 y el dB45, mejoran significativamente la calidad de la imagen de TC de cráneo ( $p < 0.05$ ), al incrementar la SNR sin que se aprecien distorsiones estructurales.

Palabras claves: Ruido de Poisson, Transformada Wavelet, TC cerebral, JAFROC

*An algorithm to reduce Poisson noise is described using Wavelet filters. Five tomographic images of patients and a head anthropomorphic phantom were used. They were acquired with two different CT machines. Due to the original images contain the acquisition noise; some simulated free noise lesions were added to the images and after that the whole images were contaminated with noise. Contaminated images were filtered with 9 Wavelet filters at different decomposition levels and thresholds. Image quality of filtered and unfiltered images was graded using the Signal to Noise ratio, Normalized Mean Square Error and the Structural Similarity Index, as well as, by the subjective JAFROC methods with 5 observers. Some filters as Bior 3.7 and dB45 improved in a significant way head CT image quality ( $p < 0.05$ ) producing an increment in SNR without visible structural distortions.*

**Key words:** Poisson Noise, Wavelet Transform, Brain CT, JAFROC

**Título en Inglés:** Improving head CT image quality by use of Wavelet filters.

## INTRODUCCION

Las imágenes de Tomografía Computarizada (TC) durante su adquisición y procesamiento se ven afectadas por algunos factores que desde el punto de vista físico deterioran su contraste, agregan ruido, conducen a pérdidas de resolución espacial o provocan artefactos<sup>1</sup>.

Los tomógrafos actuales traen implementados software con filtros tradicionales<sup>2</sup> para contrarrestar los problemas anteriores. Sin embargo la disminución de los niveles de ruido a partir de los filtros tradicionales utilizados, se logra a expensas de reducir la resolución espacial. Esto provoca que en la práctica este tipo de filtrado post adquisición no siempre satisfaga los requerimientos de calidad esperados por los especialistas<sup>1</sup>, ya que modifican la imagen. Por la anterior razón han aparecido nuevos paradigmas de filtrado, como es el que emplea la Transformada Wavelet<sup>3</sup>, el cual posibilita realizar un filtrado selectivo de frecuencias.

El objetivo del presente trabajo es realizar un estudio de filtros en el dominio Wavelet que sirvan para disminuir el ruido en las imágenes de TC de cráneo sin afectar sensiblemente la resolución espacial de estas.

## MATERIALES Y METODOS

### La Transformada Wavelet (TW)

La TW es utilizada para el análisis de señales no estacionarias, proporciona una alternativa a la transformada de Fourier local clásica (STFT), a la Transformada de Gabor o a las Distribuciones Tiempo-Frecuencia. De manera general la TW descompone una señal o imagen en un conjunto de funciones básicas (wavelets) obtenidas mediante versiones escaladas y desplazadas de una wavelet prototipo:

$$\psi_{a,b(x)} = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \quad (1)$$

donde:

a: factor de dilatación o escala.

b: desplazamiento (temporal o espacial)

El algoritmo de la Transformada Wavelet Discreta bi-dimensional (TWD-2D) está implementado por medio de un banco de filtros, que generan coeficientes de aproximación (cA) y detalles (cD). En la aproximación se concentra la porción asociada a las bajas frecuencias o escalas grandes, de ahí que incluya la mayor parte de la energía de la imagen. Los detalles se subdividen en horizontales (cDH), verticales (cDV) y diagonales (cDD) y reflejan las altas frecuencias, conjuntamente con el ruido que tiene más influencia en este rango del espectro<sup>4</sup>. El proceso de descomposición es iterativo, de manera que cada aproximación puede alimentar los filtros y producir nuevos coeficientes<sup>5</sup>.

Una vez realizada la descomposición de la imagen es posible disminuir el nivel de ruido que la contamina, asumiendo que los coeficientes de detalles ( $C_{a,b}$ ), que tienen amplitudes pequeñas, se deben en gran medida al ruido y pueden ser eliminados o ponderados por medio de una función umbral ( $th$ ), que puede ser dura o suave<sup>3,6</sup>.

$$\text{Umbral duro: } C_{a,b} = \begin{cases} C_{a,b} & |C_{a,b}| > th \\ 0 & |C_{a,b}| \leq th \end{cases} \quad (2)$$

El umbral duro tiene la desventaja de introducir discontinuidades, lo que implica efectos indeseables en la percepción de la imagen.

$$\text{Umbral suave: } C_{a,b} = \begin{cases} \text{sign}(C_{a,b})(|C_{a,b}| - th) & |C_{a,b}| > th \\ 0 & |C_{a,b}| \leq th \end{cases} \quad (3)$$

La mayoría de las referencias consultadas prefieren el umbral suave, pues esta función implica un encogimiento de todos los coeficientes, evitando así cambios bruscos<sup>6</sup>. Por otra parte, la aplicación de un umbral suave puede producir un efecto de suavizado sobre los detalles finos que contiene la imagen mayormente producto del ruido.

*Algoritmo del experimento*

El proceso de reducción de ruido por medio de la TWD implica tres pasos:

- la descomposición en el dominio Wavelets.
- la modificación de los coeficientes de detalles según una función umbral.
- la reconstrucción de la imagen a su dominio original, a partir de la aproximación y de los coeficientes modificados.

Los factores fundamentales tenidos en cuenta para el desarrollo del algoritmo fueron los siguientes:

- selección de la función Wavelet para realizar la descomposición.
- selección del número de niveles de descomposición.
- selección del tipo de umbral, para la reducción de los coeficientes.

En la elección de estos parámetros radican las diferencias fundamentales de cada diseño y los resultados obtenidos. De ahí que el presente trabajo evalúe, por medio de métricas objetivas de calidad de imagen, un conjunto de variantes donde cada uno de los parámetros anteriormente mencionados tome valores alternativos.

TABLA I: PARAMETROS A VARIAR

<b>Nivel de descomposición</b>	2,3,4,5
<b>Wavelets utilizadas</b>	Coif3, dB45, Sym8, Bior3.7, dB3, Sym20, Coif5, Bior 3.5, dB8
<b>Umbral</b>	Suave(s)
<b>Valor del umbral</b>	$s\sqrt{2 \log(n)}$ (4)

Para la ecuación (4):

s: Estimado del nivel de ruido presente en la imagen

$$s = \frac{\text{median}(|cDD1|)}{0.6745} \tag{5}$$

donde:

n: es número de píxeles de la imagen

cDD1≠0: son los coeficientes de detalle diagonal pertenecientes al primer nivel de descomposición.

*Modelo de ruido empleado*

El ruido con que están contaminadas las imágenes de TC posee una densidad probabilística de Poisson y puede ser modelado de la siguiente forma <sup>1</sup>:

$$P(z_i | y_i) = \frac{y_i^{z_i} \times e^{-y_i}}{z_i!} \tag{6}$$

donde:

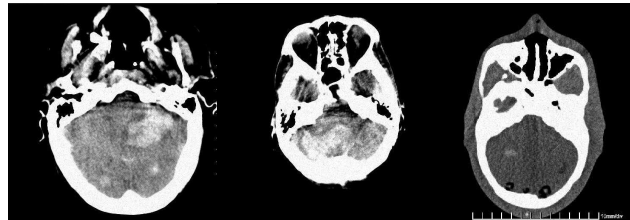
- $z_i$ : 1, 2, ..., N; variable aleatoria independiente de Poisson.
- $y_i \geq 0$ : media del valor estimado de intensidad en cada pixel de la imagen

*Desarrollo del experimento*

En calidad de imágenes se utilizaron 5 cortes tomográficos de la región de la fosa posterior. Estos corresponden a tomografías de pacientes y de un maniquí antropomórfico OPRAXMedical 2008, obtenidas con un tomógrafo Siemens Somatom AR y un tomógrafo Siemens Sensation 64, respectivamente, usando los protocolos de adquisición estándar de cada tecnología.

Como el ruido de Poisson no es aditivo y las imágenes utilizadas ya traen un nivel de ruido inherente a su proceso de adquisición, para analizar el desempeño real de los filtros fue necesario añadirles lesiones artificiales completamente libres de ruido, antes de contaminar las imágenes con el ruido aleatorio. Para diseñar e insertar tales lesiones se buscó asesoría de un médico especialista en TC cerebral, de modo que estas simularan lesiones reales, de forma indistinguible de las lesiones verdaderas que contienen las

imágenes. La ubicación del número de lesiones añadidas es variable entre imágenes. La figura 1 muestra ejemplos de imágenes contaminadas con lesiones reales e insertadas.



**Figura 1. Imágenes contaminadas**

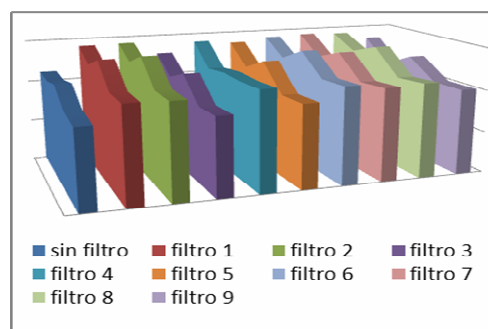
Cada una de las imágenes originales ruidosas fue filtrada por el conjunto de filtros formados a partir de la variación de los parámetros referidos en la Tabla 1 (9 filtros). En total se generaron 50 imágenes de prueba.

#### *Evaluación de la calidad de la imagen*

La calidad de imagen se evaluó a partir de parámetros objetivos y subjetivos medidos sobre las imágenes sin filtrar y sobre estas filtradas con cada filtro diseñado. Los parámetros objetivos fueron: error medio cuadrático normalizado (NMSE), relación señal a ruido (SNR) e índice de similitud estructural (MSSIM)<sup>7</sup>. La evaluación subjetiva se realizó con ayuda de la métrica  $A_1$ , implementada en el análisis JAFROC (tarea de libre respuesta)<sup>8,9</sup> tras la observación de las 50 imágenes por 5 observadores expertos de forma individual, bajo condiciones de observación estandarizadas. Dos de ellos repitieron la evaluación una semana después en similares condiciones. Se realizó análisis de variabilidad inter e intra observador por el método de Bland y Altman<sup>10</sup>. Los resultados objetivos y subjetivos fueron analizados estadísticamente a través de la Prueba de Wilcoxon para determinar el mejor filtro Wavelet (entre los diseñados) para este tipo de tarea en TC de cráneo.

## RESULTADOS Y DISCUSION

En todas las situaciones probadas durante el experimento, el procesamiento de las imágenes por medio de filtros en el dominio Wavelets implicó un aumento de la SNR. La Figura 2 ilustra dicha mejoría, al permitir una comparación visual entre la SNR obtenida sin filtrar y la que se logra después de aplicar los filtros propuestos. Se puede apreciar que las mejores imágenes se obtuvieron a partir de los filtros 1,2, 6, 4, y 8. Según la prueba de Wilcoxon estos son significativamente mejores que el resto ( $p < 0.05$ )



**Figura 2. SNR para cada uno de los filtros aplicados**

La tabla 2 resume algunos de los resultados numéricos obtenidos a partir de los 3 mejores filtros implementados. Se ubica una columna "Sin Filtro" para resaltar la mejoría que implica el filtrado en el dominio wavelets, desde el punto de vista de los parámetros objetivos de la calidad de la imagen.

TABLA II: RESULTADOS DE ALGUNOS DE LOS MEJORES FILTROS

Imágenes	Sin Filtro	Filtro 2 Bior3.7 S 5	Filtro 4 dB45 S4	Filtro 8 Bior 3.5 S 4	
1	NMSE X10 <sup>-6</sup>	6.61	1.59	1.78	1.60
	SNR	22.13	28.31	27.84	28.29
	MSSIM	0.99	0.99	0.99	0.99
2	NMSE X10 <sup>-6</sup>	1.53	0.677	1.28	0.716
	SNR	21.90	25.46	22.68	25.21
	MSSIM	0.99	0.99	0.99	0.99
3	NMSE X10 <sup>-6</sup>	4.11	1.22	3.75	1.46
	SNR	23.22	28.58	23.62	27.80
	MSSIM	0.99	0.99	0.99	0.99
4	NMSE E-6X10 <sup>-6</sup>	1.39	0.646	0.558	0.760
	SNR	19.61	22.79	23.49	22.06
	MSSIM	0.99	0.99	0.99	0.99
5	NMSE X10 <sup>-6</sup>	1.69	0.630	0.506	0.655
	SNR	18.78	22.94	23.97	22.72
	MSSIM	0.99	0.99	0.99	0.99
Prom	NMSE X10 <sup>-6</sup>	3.07	0.957	1.57	1.04
	SNR	21.13	25.58	24.32	25.22
	MSSIM	0.99	0.99	0.99	0.99

Se debe destacar además, que si se obtuviese un mapa SSIM, la degradación de la imagen basándose en la distorsión estructural sería extremadamente pequeña, puesto que en todas las imágenes el valor para cada pixel se encuentra entre 0.9995 y 1. Prácticamente no se producen deformaciones en la estructura de la imagen. Aunque esta medida ha sido muy bien aceptada internacionalmente por su correlación con el sistema visual humano para múltiples tipos de análisis de diversos tipos de imágenes médicas<sup>7</sup>, en nuestro experimento, esta medida no resultó muy sensible a la mejoría de calidad de imagen que implicó el filtrado wavelet. El análisis subjetivo arrojó los siguientes resultados:

TABLA III: RESULTADOS DE A1 PARA CADA OBSERVADOR

	Obs 1	Obs 2	Obs 3	Obs 4	Obs5	Prom.
Sin filtro	0.31	0.20	0.43	0.25	0.33	0.30
Filtro 1	0.69	0.55	0.65	0.51	0.47	0.57
Filtro 2	0.75	0.68	0.61	0.57	0.49	0.62
Filtro 3	0.64	0.26	0.59	0.65	0.50	0.53
Filtro 4	0.72	0.55	0.59	0.63	0.57	0.61
Filtro 5	0.67	0.59	0.59	0.59	0.49	0.59
Filtro 6	0.58	0.53	0.47	0.65	0.57	0.56
Filtro 7	0.79	0.57	0.52	0.52	0.57	0.59
Filtro 8	0.53	0.56	0.55	0.51	0.57	0.54
Filtro 9	0.65	0.30	0.52	0.57	0.32	0.47

El porcentaje de acuerdo inter-observador fue de un 99.49 ( $\pm 0.14$ ) % y el intra-observador de 99.63 ( $\pm 0.03$ ) %. El test de Wilcoxon arrojó que los filtros **2** y **4**, obtenidos con las wavelets Bior3.7 a 5 y dB45 a 4 niveles de descomposición respectivamente, son los que mejores resultados ofrecen, y a su vez, ellos producen resultados similares entre sí desde el punto de vista subjetivo. Por último se muestra una de las imágenes sin filtrar y filtrada con el mejor filtro.

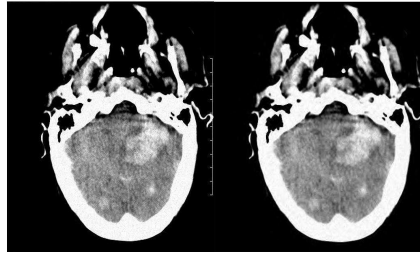


Figura 3. Imagen de cráneo (fosa posterior) a) contaminada y b) filtrada

Las técnicas de filtrado no aspiran a eliminar por completo el ruido, sino a minimizar su presencia, manteniendo una estrecha relación de compromiso con la calidad de la imagen resultante <sup>1</sup>. Es evidente que ante condiciones críticas de ruido, la imagen filtrada no alcanza a tener la percepción visual deseada, pero se mantienen los detalles de alta frecuencia, asociados a los bordes de las lesiones. Es esto precisamente lo que hace de la TW; una alternativa mucho más ventajosa que otras técnicas de filtrado que implican un suavizado excesivo de la imagen, lo que puede conllevar a la disminución de la detectabilidad de los bordes <sup>3-6</sup>.

## CONCLUSIONES

En resumen obtuvimos que: los filtros en el dominio Wavelet constituyen una alternativa considerable para el procesamiento de imágenes de TC de cráneo y de implementarse en las futuras generaciones de tomógrafos, pues permiten reducir el ruido aleatorio de Poisson sin afectar los detalles asociados a los bordes de las estructuras en la imagen. Se demostró estadísticamente además que el filtrado propuesto facilita a los médicos y especialistas el diagnóstico de pequeñas lesiones dentro de algunas imágenes. En este sentido, los filtros obtenidos con empleo de la wavelet Bior3.7 a 5 y dB45 a 4 niveles de descomposición ofrecieron los mejores resultados.

## REFERENCIAS

1. **BOONE J. M.**, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2da Ed. Lippincott Williams & Wilkins, pp 369-372, 2002.
2. **PUCHAL A R.**, *Filtros de imagen en medicina Nuclear*. Madrid, SEFM 1999.
3. **ZHEN X. L., SONG G., XUE W.** Two improved methods on wavelet image denoising. *Machine Learning and Cybernetics, En Proc. SPIE 5*, New York, 2003.
4. **TASWELL C.** The What, How, and Why of Wavelets Shrinkage Denoising . *Computing in Science and Engineering 2*, 2000.
5. **ZHOU X., ZHOU C., STEWARD B.G.** Comparisons of Discrete Wavelet Transform, Wavelet Packet Transform and Stationary Wavelets Transform in Denoising PD Measurement Data. *En Proc the IEEE International Symposium on Electrical Insulation 3*, 2006.
6. **MISITI M.** *Wavelet Toolbox user's guide*, The MathWorks Inc., Natick, MA. New York, 2000.
7. **WANG Z.** Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE Trans. on Image Processing*, 13, 2004.
8. **CHAKRABORTY D.P., BERBAUM K.S.**, Observer studies involving detection and localization: Modeling, analysis and validation. *Med. Phys.* 31: pp 2313-2330, 2004.
9. **PANEDO S.M., TAHOCES M.** Free-Response Receiver Operating Characteristic Evaluation of Lossy, *Radiology 237*, pp. 450 -457, 2005

**10. BLAND J.M., ALTMAN D.G.** Statistical methods of assessing agreement between methods of clinical measurement. *Lancet* 1, pp 307-310, 1986.

## AUTORES

**Reinaldo Pita Machado:** Ingeniero electrónico, Máster en Señales y Sistemas, trabaja para el Centro de Ing. Clínica y Electromedicina de Villa Clara, Cuba, [rpita@cpe.vcl.sld.cu](mailto:rpita@cpe.vcl.sld.cu)

**Marlen Pérez Díaz:** Ing. Física Nuclear, DrC. Físicas, trabaja para el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información de la Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, [mperez@uclv.edu.cu](mailto:mperez@uclv.edu.cu)

**Rolando Bravo Pino:** Cursa el 5to año de Ing. Biomédica en la Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, [rbravo@uclv.edu.cu](mailto:rbravo@uclv.edu.cu)

**Juan V. Lorenzo Ginori:** Ing. Electrónico, DrC. Técnicas, trabaja para el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información de la Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas. [juanl@uclv.edu.cu](mailto:juanl@uclv.edu.cu)

**Maria del C. Casas Cardoso:** Ing. Electrónica. Máster en Telemática, trabaja actualmente para la empresa de Telecomunicaciones de Cuba S.A. [maria.casas@etecsa.cu](mailto:maria.casas@etecsa.cu)

**Iroel Miranda Castañeda:** Ing. Biomédico. Estudiante de Maestría en Señales y Sistemas. Trabaja para el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información de la Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas. [miranda@uclv.edu.cu](mailto:miranda@uclv.edu.cu)

**Recibido:** Noviembre 2011

**Aprobado:** Febrero 2012