

UTILIZACIÓN DEL MODELO DE ROSE EN EL ANÁLISIS FÍSICO DE RESOLUCIÓN DE CONTRASTE PARA DOS TECNOLOGÍAS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

M. PÉREZ^a, O. LATAZA^a, J.V. LORENZO^a, A. TABOADA^a, M. OROZCO^a, A.E. CARVALHO^{b,c}, M. ANDRADE^c, H.J. KHOURY^c

a) Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información. Universidad Central de las Villas
mperez@uclv.edu.cu

b) Departamento de Ciencias Exactas e Tecnológicas. Universidad Estadual de Santa Cruz. Ilhéus, Brasil

c) Grupo de Dosimetría. Departamento de Energía Nuclear. Universidad Federal de Pernambuco. Brasil

Se realiza un estudio de calidad de imagen utilizando 28 tomografías adquiridas con un maniquí antropomórfico de cráneo. Se utilizan todos los cortes correspondientes a la sección física para el análisis de resolución de contraste del maniquí, adquiridos con dos tomógrafos, un Philips Brilliance 6 y un Siemens Sensation 64. Las variables de escaneo fueron la corriente de tubo (mA), el kVp, el espesor del corte tomográfico y el tiempo de adquisición por vista (s), para encontrar las mejores condiciones de monitoreo que permitan adecuada resolución de contraste con la aplicación de las menores dosis posibles. Se midió además Kerma-aire en aire con una cámara de ionización tipo "lápiz" y se calculó su índice (Ca,100 [mGy]) como indicador de la dosis. Se estudió la resolución de contraste y los límites de detectabilidad de cada tecnología con la aplicación del Modelo de Rose. Como criterio comparativo de los resultados se utilizaron medidas de calidad de imagen objetivas tradicionales, como la relación contraste ruido (CNR) y la relación señal ruido global (SNR), así como un análisis visual experto simple de los cortes tomográficos. Se demuestra que es posible reducir las dosis reduciendo el mAs principalmente, sin que se afecte la resolución de contraste con ambas tecnologías. Se propone un protocolo de adquisición optimizado para cada una.

A study on image quality was developed using 28 tomographies collected to a head anthropomorphic phantom. The physical region of the phantom was used to analyze contrast resolution by their slices. The technologies used for tomographic acquisitions were a Philips Brilliance 6 and a Siemens Sensation 64. Tube current (mA), kVp, tomographic slice thickness and acquisition time per view were the scan variables changed among tomographies, looking for the best scan conditions which permit correct contrast resolution with the lowest dose for both technologies. Kerma-air in air was also measured and its index Ca,100 (mGy) was calculated as dose indicator. Contrast resolution and detection limits of both CT machines for brain studies were studied with the Rose Model application. Traditional objective image quality metrics as contrast to noise ratio (CNR) and global signal to noise ratio (SNR) were calculated over the tomographic images and also a visual expert analysis was done to compare both with model results. The study showed that is possible to reduce the dose, reducing mainly the mAs, without affecting contrast resolution in both technologies monitored. An optimized acquisition protocol is then proposed for each one.

Palabras Clave. Tomografía Computarizada 87.57.qh, calidad de imagen 87.57.C, resolución de contraste 87.57.cm, Modelo de Rose 87.57.nf, reducción de dosis 87.53.Jw

INTRODUCCIÓN

La Tomografía Computarizada (en lo adelante TC) es la técnica de imagenología médica que produce las dosis colectivas más altas en los países con un desarrollo importante en radiodiagnóstico en la actualidad, con un aporte mayor al 40 % de la dosis total que reciben los pacientes [1]. A pesar de lo anterior, el rendimiento diagnóstico de la técnica es tan elevado que se suele considerar suficiente para justificar las dosis.

Los esfuerzos tecnológicos y científicos en TC se han concentrado sobre el mejoramiento de la calidad de la imagen y la disminución de los tiempos de exploración. En este sentido, los términos contraste imagen, resolución espa-

cial y ruido aleatorio, han sido bastante abordados en la literatura científica sobre TC [2,3] en relación con variaciones de parámetros de escaneo como son la corriente de tubo multiplicada por el tiempo de adquisición por vista (mAs), el espectro de energías determinado por el kilovoltaje pico (kVp), el espesor de corte tomográfico y el tiempo de rotación y adquisición por vista, dedicándosele mucho menos espacio al tema de la resolución de contraste en esta técnica.

Para determinar límites de detectabilidad de un tomógrafo y resolución de contraste se han publicado y probado no obstante, varios métodos. El primero incluye medidas

subjetivas globales, que dependen de observadores expertos para su realización, como las Curvas de Rendimiento Diagnóstico (ROC) y sus variantes más modernas MROC, LROC, FROC y JAFROC [4] o los test de Contraste-Detalle (TCDD) [5,6]. Estos últimos, por su sencillez en condiciones de rutina clínica, son los más utilizados, pero también llevan implícita la subjetividad del observador. El segundo método incluye medidas objetivas o evaluadores de enlace basados en parámetros físicos de calidad de imagen, que ofrecen una evaluación físico-matemática robusta de los mismos, como son: la relación señal a ruido (SNR), la función de transferencia de la modulación (MTF) y el espectro de potencias de ruido (NPS) [7]. En particular estos dos últimos, por su complejidad analítico-experimental, no han sido bien aceptados en condiciones de rutina clínica. El tercero y menos divulgado, incluye evaluadores globales objetivos como el Modelo de Rose [8], a partir de cálculos matemáticos mucho más sencillos. Este trabajo se enmarca dentro de este último grupo.

MATERIALES Y MÉTODO

Modelo de Rose

El Modelo de Rose para resolución de contraste, expresa la relación entre el número de fotones involucrados en el estudio y la percepción de los detalles sobre las imágenes. Describe la relación señal a ruido (ΔSNR) necesaria para detectar un objeto uniforme sobre un fondo uniforme y se define como:

$$\Delta SNR_{Rose} = \frac{A(q_f - q_0)}{(Aq_f)^{\frac{1}{2}}} = C(Aq_f)^{\frac{1}{2}} \geq 5 \quad (1)$$

Donde:

$$C = \frac{(q_f - q_0)}{q_f}, \quad (2)$$

$$\Delta S_{Rose} = (q_f - q_0)A, \quad (3)$$

$$\sigma_{Rose} = (Aq_f)^{\frac{1}{2}}, \quad (4)$$

Siendo:

C: contraste en el Modelo de Rose.

q_f : valor medio de fotones por unidad de área del fondo.

q_0 : valor medio de fotones por unidad de área del objeto.

ΔS_{Rose} : señal útil sobre la imagen.

A: área del objeto.

σ_{Rose} : desviación típica del número de fotones.

Secuencia experimental

A fin de analizar la calidad de imagen en términos de resolución de contraste respecto a la dosis de radiación, se procesaron 28 tomografías realizadas a un maniquí OPRAX-MEDICAL 2008, con dos tomógrafos, un Philips Brilliance 6 y un Siemens Sensation 64. Todos los estudios se adqui-

rieron en matrices de 512 x 512 píxeles a 12 bit por pixel de profundidad. Durante la adquisición de las tomografías se varió para ambos tomógrafos el mAs (entre 100 y 350 miliamperes por seg), el espesor de corte (1.5, 2.4 y 3 mm) y en el caso del tomógrafo de 64 cortes se varió también el kVp (100 y 120 kV) y el tiempo de adquisición (0.5 y 1 seg. por vista).

Se midió además la Kerma-aire con una cámara de ionización "tipo lápiz" PTW Freiburg (TW 30009-0666), para cada combinación de parámetros de adquisición utilizada con el maniquí, sustituyendo este por el detector de radiación. Se calculó el índice de Kerma-aire ($C_a, 100$) en mGy [9] como indicativo de las dosis.

$$C_{a,100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} K_a(z) dz, \quad (5)$$

Donde:

n, T: representa la colimación total del haz utilizada. :

$\int_{-50}^{+50} K_a(z) dz$ es la integral de la kerma-aire (K_a) a lo largo de una línea paralela al eje z (de rotación del tomógrafo) con 100 mm de longitud. Se entiende por kerma aire la energía cinética liberada (dEk) por todas las partículas cargadas (iones), producidas por la interacción fotónica en una cantidad infinitesimal de aire dividida por su masa (dm) en condiciones de equilibrio electrónico.

Se aplicó el modelo de Rose y se calculó la SNR de Rose [8] para las cuatro secciones de interés de la región física del maniquí (Figura 1) sobre los cortes tomográficos, para cada condición de adquisición, ubicando ventanas de 3 x 3 píxeles dentro de cada sección. Se tomó además una sección en el centro de cada imagen como fondo. Se compararon los resultados contra un análisis visual experto simple de los cortes tomográficos y contra medidas objetivas tradicionales como la relación contraste ruido (CNR) y la SNR [2,3] calculadas sobre las propias ventanas. El Modelo de Rose fue implementado sobre el software Matlab 7.0, al igual que el resto de las medidas objetivas de comparación. El análisis de resolución de contraste visual se hizo con el software MxLiteView versión 1.24.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las figuras 1 y 2 muestran el comportamiento de la calidad de imagen en términos de ruido y contraste imagen al variar el mAs,

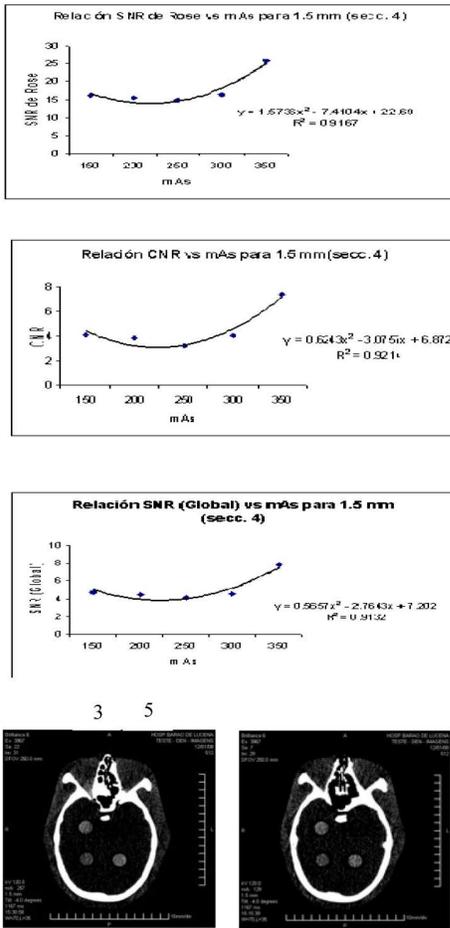


Figura 1. Influencia del mAs sobre la calidad de imagen en el Philips Brilliance 6 (Se señalan además las secciones de evaluación)

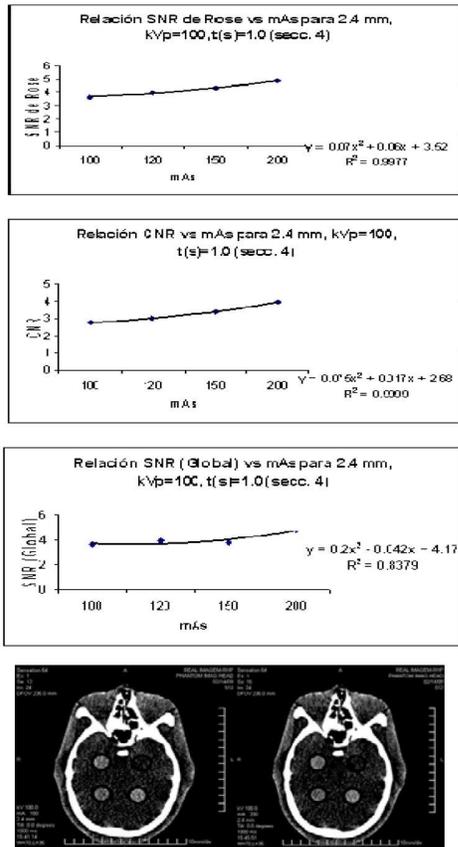


Figura 2. Influencia del mAs sobre la calidad de imagen en el Siemens Sensation 64

De las figuras anteriores debemos de resaltar que el comportamiento de todas las medidas objetivas, incluyendo la SNR de Rose, ajusta a polinomios de segundo orden y evidencia el incremento del ruido aleatorio con la disminución del mAs. Se eligieron resultados para la sección 4 del maniquí, por mostrar la señal útil más alta para cada valor de mAs, pero los resultados se reproducen para el resto de las secciones, excepto para la sección 3, con un comportamiento aleatorio y valor de la SNR de Rose $\ll 5$ para ambos tomógrafos. Esto implica que la señal no es detectable por el sistema visual humano [2,8], lo cual se corrobora visualmente.

Las siguientes tablas (I y II) y figuras (3 y 4) muestran el análisis de calidad de imagen realizado a partir de variar el espesor de corte y fijando el resto de los parámetros de escaneo. Se puede apreciar que la SNR de Rose mejora apreciablemente con el incremento del espesor de corte para todos los mAs, a partir de la disminución de los niveles de ruido aleatorio que esto implica; (se aprecia que aumenta casi al doble, al pasar por ej. de 1.5 a 3.0 mm). Este aspecto debe de ser tenido muy en cuenta para poder detectar lesiones de bajo contraste (SNR de Rose entre 5 y un valor por debajo de la mínima señal detectada en nuestro experimento con una SNR de Rose = 10) [8].

Tabla I
Influencia del espesor de corte sobre la calidad de imagen (SNR de Rose) para Philips Brilliance 6

Espesor de corte (mm)	Secciones	mAs			
		150	200	300	350
1.5	Secc. 2	23.69	23.26	25.77	38.53
	Secc. 4	16.09	15.58	16.37	25.85
	Secc. 5	26.13	24.91	26.20	40.27
3.0	Secc. 2	40.79	40.44	65.33	77.07
	Secc. 4	23.38	23.64	39.66	45.35
	Secc. 5	38.41	39.61	58.76	72.85

Se tomó el kVp = 100

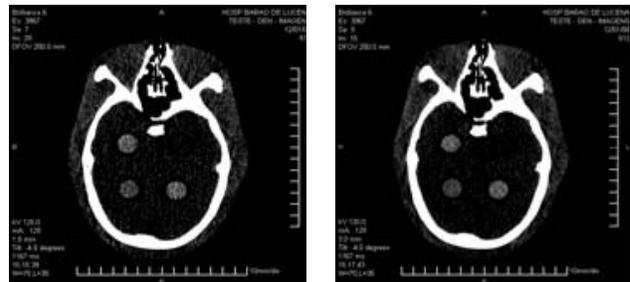


Figura 3. Influencia del espesor de corte sobre la calidad de imagen visual en el Philips Brilliance 6

Tabla II					
Influencia del espesor de corte sobre la calidad de imagen (SNR de Rose) para Siemens Sensations 64					
Espesor de corte (mm)	Secciones	mAs			
		100	150	200	250
2.4	Secc. 2	17.15	19.24	17.58	20.30
	Secc. 4	13.13	12.26	15.53	14.20
	Secc. 5	16.96	20.05	20.41	23.79
3.0	Secc. 2	19.75	21.19	21.08	21.23
	Secc. 4	15.95	15.25	14.64	14.82
	Secc. 5	20.55	20.58	19.94	21.21

Se tomaron kVp = 100 y tiempos de 1.0 seg de adquisición por vista

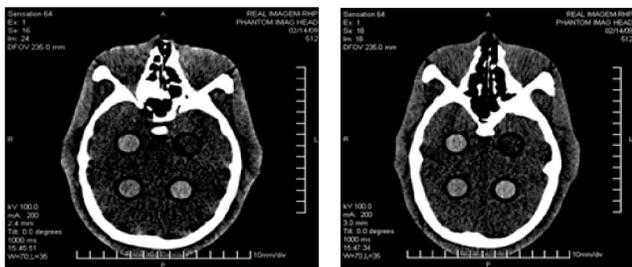


Figura 4. Influencia del espesor de corte sobre la calidad de imagen visual en el *Siemens Sensation 64*

Si comparamos los resultados de las tablas 1 y 2 podemos apreciar que para el valor de mAs=200, KVp=100 y espesor de corte 3 mm, (que son condiciones de adquisición que tuvimos como comunes en ambas tecnologías) los resultados del *Siemen Sensation 64* en términos de SNR de Rose son aproximadamente la mitad de los del *Philips Brilliance 6*. De aquí se deduce que utilizando los protocolos habituales de ambas instituciones para tomografía cerebral, es más sensible el *Philips Brilliance 6* en términos de contraste y menores niveles de ruido aleatorio que el *Siemen Sensation 64*. Este aspecto se debe a factores dependientes del diseño de los detectores como son: las dimensiones de estos, el número de filas activadas, las dimensiones de barreras enfocadas, así como las distancias foco-isocentro y foco-detectores, la geometría de filtros y colimadores a la salida del tubo, la geometría del haz, el blindaje del tubo, el filtrado del espectro y el material del ánodo, los cuales generan diferencias espectrales marcadas entre haces de rayos X de un equipo a otro [3,10].

La tabla III y figura 5 muestran los resultados de la SNR de Rose ante variaciones del espectro de energías.

Tabla III		
Influencia del kVp sobre la calidad de imagen (SNR Rose) en el Siemens Sensation 64		
kVp	Secciones	
		17.15
100	Secc. 2	13.13
	Secc. 4	16.96
	Secc. 5	25.41
120	Secc. 2	20.24
	Secc. 4	26.25
	Secc. 5	

Se tomaron espesores de cortes fijos de 2.4 mm, mAs=100 y tiempos de 1.0seg. de adquisición por vista

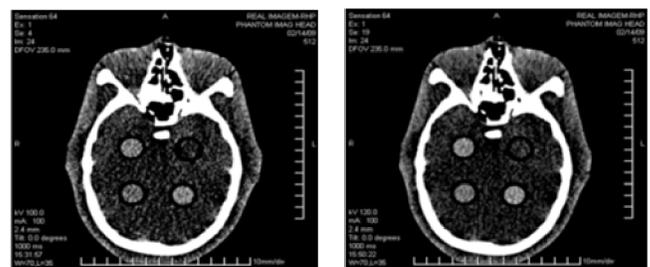


Figura 5. Influencia del kVp sobre la calidad de imagen visual en el *Siemens Sensation 64*

Podemos apreciar que el ruido aleatorio de Poisson disminuye sustancialmente con elevar el kVp de 100 a 120 y en consecuencia mejoran las SNR de Rose. Lo mismo sucede con aumentar el mAs a kVp fijo. Esto es importante ya que kVp bajos elevan las dosis en los pacientes como una consecuencia de la disminución espectral de la energía y de la mayor atenuación de los rayos X en los diversos tejidos del cuerpo del paciente. Miller y cols. hicieron un análisis del tema [10], llegando a la conclusión de que la reducción del kVp no solo aumenta la dosis, sino que incrementa el contraste imagen entre tejidos y también aumenta la presencia de artefactos por endurecimiento del haz. Este hecho no puede ser pasado por alto para propósitos de optimización de calidad de imagen contra dosis. Nuestros resultados sugieren que parece ser equivalente subir el kVp que el mAs para los rangos estudiados, en términos de disminuir los niveles de ruido. Sin embargo, subir el mAs, se conoce que aumenta mucho más la dosis en pacientes [11-15], por tanto desde el punto de vista de la protección radiológica, la variante de aumentar el kVp es más favorable que la de aumentar el mAs, siempre y cuando se analice numéricamente la pérdida de contraste imagen que esto implique para los objetivos del estudio médico orientado.

El análisis de resolución de contraste, a partir de los resultados del Modelo de Rose, puede ser apreciado en la tabla IV

Tomógrafo	SNR de Rose		CNR	
	sección 2	sección 5	sección 2	sección 5
Philips Brilliance	40 ±2.	35 ±2.	10 ±0.5	11±1.
Siemens Sensation 64	21 ±1	18±1.5	10 ±0.5	11±1.

Para el rango dinámico utilizado, correspondiente a estudios de cerebro (entre 35 y 70 Unidades de Hunsfield, UH) las secciones tejido equivalentes donde se ubicaron las ROI se corresponden con: Sección 2, materia blanca, entre 30 y 35 UH, la sección 3 se corresponde con agua (0 UH), la sección 4 se corresponde con líquido céfalo- raquídeo con una variación entre 17 y 22 UH y por último la sección 5 se corresponde con materia gris, con valores entre 40 y 45 UH. Se aprecia que las secciones 2 y 5 son muy semejantes en cuanto a su densidad de tejido equivalente, incluso desde el punto de vista visual no son visibles las diferencias sobre las imágenes. Numéricamente, sin embargo, para la mayoría de los valores de mAs, kVp y espesor de corte muestreados para ambos tomógrafos, la SNR de Rose detecta esas pequeñas diferencias y lo hace de un modo más sensible que otras medidas tradicionales, ya que el diseño propio de la medida está hecho específicamente en función de la resolución de contraste [8].

Merece la pena resaltar que a partir de la utilización del Modelo de Rose detectamos que mientras que la resolución de contraste fue prácticamente independiente de las condiciones de adquisición, el límite de detectabilidad sí se puede afectar en ambos tomógrafos (y principalmente en el Siemens Sensation 64) a bajos valores de mAs, por incremento del ruido aleatorio. Aunque en nuestro experimento la sección de señal más débil (sección 4) siempre fue observada, el contraste imagen empeora apreciablemente con la disminución del mAs por incremento del ruido y la SNR de Rose también es sensible a este hecho. El elemento ruido aleatorio debe ser tenido en cuenta al optimizar dosis vs. calidad de imagen, porque en condiciones reales de práctica de rutina hospitalaria con pacientes, lesiones pequeñas cerebrales de muy bajo contraste que se adquieran con muy bajos mAs podrían perderse [5,10,11] con estas tecnologías.

La siguiente tabla muestra la variación del Índice de Kermaire (Ca 100 (mGy)) para diversas condiciones de adquisición con ambos tomógrafos.

Tecnología	mAs	kVp	Ca 100 (mGy)
Philips Brilliance	150	120	38.62
	200		51.07
	250		66.00
	300		77.85
	350		89.10
Siemens Sensation 64	100	100	8.22
	150		12.33
	200		16.44
	200	120	27.52

Se aprecia que similares condiciones de adquisición dan lugar a dosis muy diferentes con ambos tomógrafos, siendo menores con el Siemens Sensation 64. Esto se deriva principalmente de la colimación, que es diferente en ambas tecnologías, así como de las características constructivas y de diseño del tubo de rayos X [3,10], por lo que comparativamente sugerimos esta tecnología para estudios pediátricos preferentemente, en aras de disminuir en mayor medida el riesgo radiológico del paciente.

A partir del análisis realizado de calidad de imagen y dosis aportada por cada tecnología para diversas condiciones de adquisición con un mismo maniquí en su región física de resolución de contraste, encontramos como mejores relaciones de compromiso entre ambos factores que conducen a la optimización de los protocolos de escaneo cerebral las siguientes:

Para el Tomógrafo *Philips Brillante 6*: el mAs=250, espesor de corte de 3.0 mm, kVp=120 y t=1.167 seg.

Para el Tomógrafo *Siemens Sensation 64*: mAs=150, kVp=120, espesor de corte 3.0 mm y tiempo de adquisición de 0.5 segundos.

Bajo estas condiciones se logra, con ambas tecnologías, adecuada resolución de contraste con la menor dosis posible. Observamos que para ambos tomógrafos en las condiciones propuestas, la menor SNR de Rose obtenida para la señal más débil del experimento es mucho mayor que el límite de detección visual humano, la resolución de contraste matemáticamente es buena entre tejidos de similar densidad, y visualmente, los niveles de ruido son bastante similares a otras combinaciones que aportan mayores dosis.

La relación entre la dosis y el mAs se ha observado en la práctica investigativa que es lineal [11,13]. Esto implica que una reducción en un 50 % del mAs reduce en igual proporción la dosis, pero incrementa en un 40 % aproximadamente el ruido [10-12]. Como hemos apreciado, el ruido es el principal elemento que afecta la resolución de contraste y sus niveles son

muy diferentes entre tecnologías diversas, por lo que debe ser estudiado para cada tomógrafo como parte de su control de calidad. En este sentido, el modelo aplicado en este trabajo se sugiere como una valiosa herramienta objetiva sencilla para estudiar cada tecnología y obtener condiciones optimizadas de adquisición / procesamiento para cada centro. Este estudio, no obstante, debe extenderse a análisis de calidad de imagen con pacientes, donde otras variables morfo-fisiológicas pueden aportar otras complejidades al análisis de resolución de contraste y optimización de dosis en condiciones de rutina clínica.

CONCLUSIONES

La SNR de Rose reproduce el comportamiento de medidas objetivas tradicionales como CNR y SNR global, así como el análisis visual en la TC cerebral.

Ambos tomógrafos presentaron buena resolución de contraste, al ser capaces de detectar señales numéricamente diferentes para tejidos equivalentes que se diferencian solo en alrededor de 5 UH. De todas las medidas probadas la SNR de Rose fue la más sensible para cuantificar lo anterior.

A partir de los estudios realizados a estos tomógrafos (Philips Brillante 6 y Siemens Sensation 64) se determinaron protocolos optimizados para tomografía cerebral en términos de resolución de contraste vs. dosis.

AGRADECIMIENTOS

Al Proyecto CAPES-MES 44/08 y la Fundación Amparo a la Pesquisa (FAPESB) por facilitar el desarrollo experimental de esta investigación.

- [1] Huda W., Chamberlain C., Rosebaum. "Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations". *Med. Phys* 28, 343-349 (2001)
- [2] J. M. Boone "Image quality" in *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2nd Edition. Edited by Lippincott Williams & Wilkins, pp 367-372 (2002)
- [3] W. A. Kalender. "Computed Tomography Fundamentals Systems Technology, Image Quality, Applications": Publicis Corporate Publishing. Erlangen, pp 255-263 (2005)
- [4] Metz Ch. Metodologic Issues. Conference Proceedings. IV National Forum on Biomedical Imaging in Oncology. Chicago (2003)
- [5] R. C. Warren, "Detectability of low-contrast features in computed tomography," *Phy. Med. Biol.*, 29, 1215-1224 (1984)
- [6] D. M. Marsh and J. F. Malone, "Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality," *Rad. Prot. Dosim.* 94, pp. 37-42 (2001)
- [7] Boedeker K., Cooper V., McNitt M. Applications of the noise power spectrum in Modern diagnostic MDCT: Part I. *Phys. Med Biol.* 52, 4027-4046 (2007)
- [8] J. Beutel, "Image quality" in *Handbook of Medical imaging, Physics and Psychophysics vol. 1*. Edited by The international society for optical engineering. pp 1123-1146 (2000)
- [9] International Commission on Radiation Units. "Patient Dosimetry of X Rays used in Medical Imaging," ICRP report (2005)
- [10] R. A. Miller Clemente, M. Pérez, M. Manso, "Estrategias de optimización de la dosis al paciente en Tomografía Computarizada: un enfoque sistémico," Monografía. Universidad de Oriente, ISBN 959-207-191-8, (2006)
- [11] M. F. McNitt-Gray, "Tradeoffs in CT Image Quality and Dose," *Report of Radiology*, (2003)
- [12] H. G. Menzel, "European Guidelines on Quality Criteria for Computer Tomography," in *Quality Criteria for Computed Tomography*, Edited by E. C. S. R. P. Actions (1997)
- [13] D. Brenner and E. Hall, "Computed Tomography: an increasing Source of Radiation exposure.," *N Engl J. Med.* 357, 2277-2284 (2007)
- [14] E. Hatziaourianou. "A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT.," *Br. Journal of Radiology* 76, 541-545 (2003)
- [15] G. Brigx, "Radiation exposure in multi-slice vs. single slice CT. Results of a nationwide survey.," *Radiology*, 13, 546-552 (2003)