

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información



TRABAJO DE DIPLOMA

Aplicación del Modelo de Rose para análisis de resolución de contraste en tomografía computarizada

Autor: Osmany Lataza López

Tutor: DrC. Marlen Pérez Díaz.

Santa Clara

2010

"Año 52 de la Revolución"

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información



TRABAJO DE DIPLOMA

Aplicación del Modelo de Rose para análisis de resolución de contraste en tomografía computarizada

Autor: Osmany Lataza López

Tutor: DrC. Marlen Pérez Díaz.

email: mperez@uclv.edu.cu

Consultantes: DrC. Juan V. Lorenzo Ginori

DrC. Alberto Taboada Crispi

email: juanl@uclv.edu.cu, ataboada@uclv.edu.cu

Santa Clara

2010

"Año 52 de la Revolución"



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

*Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor,
la electricidad y la energía atómica: la voluntad.*

Albert Einstein

(1879-1955)

DEDICATORIA

Dedicada a la memoria de mi abuela, bujía inspiradora y a mi madre, pilar indispensable en mi vida.

AGRADECIMIENTOS

- A mi madre y a mi padre por el apoyo incondicional en cada uno de los momentos difíciles que he tenido.
- A mi tía, mi abuelo, mi hermana, mi cuñado y al resto de mi familia por la ayuda y el consejo brindado.
- A mi novia Lyanett por la ayuda, el apoyo, la comprensión, la incondicionalidad y el amor demostrado todo este tiempo.
- A mi tutora por su ayuda, su desvelo y su preocupación por la feliz culminación de este trabajo.
- A mis consultantes por sus consejos precisos y sabias aclaraciones.
- A todos mis amigos por su ayuda e incondicionalidad.
- A mis compañeros de aula por la ayuda brindada.

TAREA TÉCNICA

- Revisión bibliográfica.
- Evaluación del conjunto de imágenes de prueba.
- Selección a partir del conjunto de medidas objetivas y subjetivas de calidad de imagen, las mejores que caractericen la resolución de contraste haciendo énfasis en la aplicación del Modelo de Rose.
- Evaluación y análisis de límites de detectabilidad de contraste en TC de cráneo para diversas condiciones de adquisición y tecnologías.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

La tomografía computarizada es una técnica de diagnóstico muy utilizada en la actualidad. La misma involucra dosis relativamente altas de radiación por lo que es necesario establecer un compromiso entre calidad de imagen y dosis de radiación.

En este trabajo se realiza un estudio sobre 28 imágenes tomográficas de un maniquí antropomórfico de cráneo, en la sección física para análisis de resolución de contraste, utilizando dos tecnologías de adquisición diferentes. Se varió la corriente de tubo, kVp, espesor del corte y tiempo de adquisición, para encontrar las mejores condiciones de adquisición que permitan adecuada resolución de contraste con la aplicación de las menores dosis posibles. Se calculó el Índice de kerma-aire en aire ($C_{a,100}$ [mGy]) como indicador de la dosis.

Se estudió la resolución de contraste y los límites de detectabilidad con la aplicación del Modelo de Rose. Como criterio comparativo de los resultados se utilizaron medidas objetivas tradicionales como: CNR, SNR global y Contraste imagen, así como un análisis subjetivo visual simple.

Se demuestra que es posible reducir las dosis reduciendo el mAs principalmente, sin que se afecte la detectabilidad y resolución de contraste con ambas tecnologías. Se propone un protocolo de adquisición optimizado para cada una.

ÍNDICE

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTOS.....	iii
TAREA TÉCNICA.....	iv
RESUMEN.....	v
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1 La tecnología de TC: consideraciones sobre calidad de imagen y dosis al paciente.....	7
1.1 La imagen médica digital.....	7
1.2 Obtención de las imágenes digitales en TC.....	7
1.3 Parámetros de adquisición en TC	11
1.4 Parámetros físicos que expresan calidad de imagen.....	14
1.5 Métodos tradicionales para medir resolución de contraste.....	18
1.5.1 Medidas Subjetivas (Evaluadores globales)	19
1.5.2 Medidas Objetivas (Evaluadores de enlace).....	22
1.5.3 Medida objetiva (Evaluador global)	25
1.6 Dosis de radiación en TC.....	27
1.7 Conclusiones del capítulo	29
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....	31
2.1 Tecnologías utilizadas y parámetros de adquisición.....	31
2.1.1 Tomógrafo de 6 cortes	31
2.1.2 Tomógrafo de 64 cortes	32
2.2 Maniquí utilizado.....	34
2.3 Medición de la dosis	35
2.4 Medidas utilizadas para el cálculo de calidad de imagen.....	36

2.4.1	Implementación del Modelo de Rose	37
2.4.2	Medidas objetivas para comparación y validación de los resultados del modelo	37
2.5	Análisis subjetivo.....	38
2.6	Procesamiento de las imágenes.....	38
2.7	Cálculos estadísticos	39
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN		40
3.1	Resultados del Modelo.....	40
3.1.1	Tomógrafo <i>Philips Brilliance 6</i>	40
3.1.2	Tomógrafo <i>Siemens Sensation de 64</i> cortes	42
3.2	Comparación de los resultados del Modelo de Rose con medidas tradicionales de calidad de imagen	47
3.2.1	Análisis subjetivo (visual)	47
3.2.1.1	Tomógrafo de 6 cortes	47
3.2.1.2	Tomógrafo de 64 cortes	49
3.2.2	Resultados de medidas objetivas tradicionales de calidad de imagen	51
3.2.2.1	Tomógrafo <i>Philips Brilliance 6</i>	51
3.2.2.2	Tomógrafo <i>Siemens Sensation de 64</i> cortes	56
3.2.3	Análisis de Resolución de Contraste a partir del Modelo de Rose	60
3.2.4	Optimización de las dosis. Propuesta de un protocolo optimizado para cada tomógrafo	61
3.3	Discusión general de resultados.....	63
3.4	Conclusiones del capítulo	65
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		66
Conclusiones		66
Recomendaciones		66
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		68
ANEXOS.....		71
Anexo I: Implementación en Matlab		71
Anexo II Tablas de resultados.....		74

INTRODUCCIÓN

La tomografía axial computada (TAC) o también conocida como tomografía computarizada (TC), es un método imaginológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje céfalo-caudal, mediante la utilización de los rayos x. Los posibles usos de este método diagnóstico, son los siguientes: patologías del cerebro y médula espinal, tumores cerebrales y accidentes cerebro vasculares, sinusitis, aneurisma de aorta, infecciones torácicas, enfermedades de órganos como el hígado, los riñones y los nódulos linfáticos del abdomen y otros más [1]. Estas imágenes pueden servir para ayudar a los médicos en sus diagnósticos; así como, para combinar y obtener una visualización tridimensional de los objetos monitoreados.

La TC es, sin duda, el más significativo avance de la historia de la imagen médica desde el descubrimiento de los rayos-x por Röengent en 1895 [2]. Sus fundamentos matemáticos, fueron establecidos en el año 1917 por el matemático austriaco J. Radon, quien probó que era posible reconstruir un objeto bidimensional o tridimensional, a partir de un conjunto de infinitas proyecciones [2]. En 1963, el físico A.M. Cormack indicó la utilización práctica de los resultados de Radón para aplicaciones en medicina. Nació así la llamada tomografía computada. Su creador y desarrollador fue el Ingeniero Goodfrey N. Hounsfield, Premio Nóbel en Medicina en 1979 “por el desarrollo de la tomografía asistida por computadoras”, base técnica de la TAC [1].

En julio de 1972, Hounsfield, describía la novedosa técnica, llamada tomografía computarizada, que utilizaba los métodos matemáticos que A.M. Cormack había desarrollado una década antes. El método de Hounsfield dividía la cabeza en varios cortes, cada uno de las cuales era irradiado por sus bordes. De esta manera, la radiación podía ser

confinada dentro de la misma porción. A diferencia de la técnica convencional de rayos X, la información obtenida no se veía afectada por variaciones del material, que se presentaran a ambos lados del corte [3].

La técnica tomográfica buscaba superar tres limitaciones que Hounsfield consideraba evidentes en la radiología convencional: primero, la imposibilidad de mostrar en una imagen radiológica bidimensional toda la información contenida en una escena tridimensional, debido a la superposición de los objetos en la imagen que se obtenía; segundo, la limitada capacidad para distinguir tejidos blandos; y finalmente, la imposibilidad de cuantificar las densidades de los tejidos [3].

Las primeras imágenes de tomografía reconstruidas con el primer escáner desarrollado en los Laboratorios EMI contaban con una muy baja resolución espacial ya que empleaba una matriz de solo 80x80 píxeles, y tardaba nueve horas para cubrir un cerebro humano. El primer escáner fue comercializado en 1973 y fue el EMI Mark I, que a pesar que tomaba imágenes con una muy baja resolución espacial, comparadas con los estándares actuales, representó una revolución en el campo de la radiología [3].

Desde el descubrimiento de esta técnica, ha transitado por diferentes generaciones, las cuales han tratado de mejorar las deficiencias de la anterior, las principales modificaciones han estado encaminadas a la obtención de las imágenes y a las técnicas de procesamiento de las mismas, existiendo hasta la actualidad siete generaciones de tomógrafos [4].

Sin embargo, el avance de la tecnología debe ir acompañado también de un análisis profundo en relación con los riesgos de aplicación de esta técnica. El Comité Internacional de Protección Radiológica (ICRP) establece para la optimización de las dosis, que tanto estas como el número de personas expuestas durante la práctica, deberán mantenerse tan bajas como razonablemente sea posible, teniendo en cuenta los factores económicos y sociales (Principio ALARA, del inglés *As Low As Reasonably Achievable*) [5]. Cuando un mayor esfuerzo en la seguridad no se traduce en una reducción significativa de la dosis, ello significa que la protección ha sido optimizada [5]. Es importante por eso no solo la calidad de imagen a obtener con esta técnica sino también la protección radiológica del paciente.

Cuando los rayos x que emanan de esta tecnología atraviesan los sistemas biológicos interactúan eléctricamente con estos transfiriéndole energía. Se producen reacciones fisico-químicas entre las cuales las más relevantes son la ionización y la excitación de los átomos y las moléculas del medio. Estos procesos dependen en gran medida de la energía de la radiación incidente. La energía transferida y depositada en la célula puede actuar de forma directa o indirecta sobre el ADN produciendo la ruptura de una o ambas cadenas o provocando alteraciones en la secuencia de las bases (mutaciones). La acción indirecta se realiza por mediación de los radicales H^+ y OH^- formados durante la radiólisis del agua. Así, los rayos x pueden provocar en las células proliferativas un retardo en el ciclo de división celular, al bloquear selectivamente una de sus etapas. En este caso, la célula muere cuando luego del retardo intenta dividirse nuevamente, es decir, pierde su capacidad proliferativa. En el caso de células especializadas, la muerte celular implica una pérdida de su función específica [6].

Los efectos biológicos que aparecen como respuesta al impacto de bajas dosis de rayos x son de tipo probabilísticos (estocásticos). Los mismos son el resultado de ocasionar un daño a una célula somática o germinativa. Esto puede ser una mutación puntual o una alteración cromosómica, donde los mecanismos de reparación enzimática fracasan al tratar de reparar el daño. En este caso, se provoca que la célula pueda ser viable; pero siendo ya una célula modificada, que puede inducir cáncer o trastornos hereditarios. Los efectos estocásticos se caracterizan por no tener un umbral de dosis para su aparición y su probabilidad de aparición es directamente proporcional a la dosis de radiación, aunque la gravedad del mismo no se le asocie a esta, sino a la ubicación anatómica y a la agresividad de las lesiones. En la medida en que se reduce la dosis al paciente para el estudio, en esa misma medida se reduce la probabilidad de aparición de efectos estocásticos. Lo que sí queda claro, es la necesidad de realizar estudios de optimización de la calidad de imagen en relación a la dosis, que permitan la disminución de la probabilidad de aparición de estos efectos, hasta el punto en que la calidad de la imagen no se degrade como resultado de este procedimiento, afectando el diagnóstico.

En los inicios de la TC, parecía que la nueva técnica iba a suponer una reducción importante de las dosis a los pacientes. Sin embargo, en la actualidad, la TC es la técnica de

imaginología médica que produce las dosis colectivas más altas en los países con un desarrollo importante en radiodiagnóstico y, en muchos de ellos, su aporte supone más del 40 % de la dosis total que reciben los pacientes [7]. A pesar de lo anterior, el rendimiento diagnóstico es muy elevado y por esto se suele considerar suficiente para justificar los altos niveles de irradiación.

La calidad de imagen en TC como en otras técnicas de imagen, está relacionada con la cantidad de información que porta la misma. Los factores físicos de análisis de calidad de imagen en general son: el ruido, la resolución espacial, los artefactos, la distorsión y el contraste [4], [7-11].

De lo expuesto sobre calidad de imagen y dosis en TC se debe enfatizar que los avances de la técnica a lo largo del tiempo, han estado marcados por cuatro aspectos: la constante búsqueda de una mayor velocidad de adquisición (resolución temporal), aumentar la resolución espacial para aumentar la visibilidad de detalles, reducir el ruido sobre las imágenes y el contraste de la técnica y minimizar las dosis de radiación ionizante aplicadas al paciente. No obstante, los esfuerzos se han concentrado principalmente sobre el mejoramiento de la calidad de la imagen y la disminución de los tiempos de exploración, teniendo como propósito alcanzar una relación de compromiso para reducir la dosis al paciente. En este sentido, el presente trabajo constituye un esfuerzo más.

La forma particular en que la variación de parámetros de adquisición determina los niveles diferenciados de calidad de imagen para cada sistema de adquisición es desconocida y constituye un problema a resolver, como fruto del análisis de calidad de imagen que realizan los tecnólogos dentro del control de calidad a realizar al equipamiento disponible, a partir de estudios físicos con maniqués.

Los términos contraste imagen, resolución espacial y ruido han sido bastante abordados en la literatura científica sobre TC [2], dedicándosele mucho menos espacio al tema de la resolución de contraste en esta técnica, donde en la práctica de rutina se aborda mayoritariamente el problema desde la perspectiva subjetiva. En esencia, se hacen estudios con maniqués que muestran diversos objetos de diferentes contrastes y se obtienen sus imágenes; luego se sitúan observadores a evaluar las mismas buscando el mínimo

detectable y diferencias entre regiones en unidades de Hounsfield [2]. En las últimas décadas se han probado métodos objetivos con el mismo propósito [2].

En este trabajo se indaga sobre resolución de contraste en TC de cráneo y se parte de las siguientes interrogantes: ¿Cómo optimizar las condiciones de adquisición de imagen en general para obtener buena resolución de bajo contraste desde el punto de vista objetivo en TC multicorte con las menores dosis posibles para el paciente?, ¿Cuáles son las mejores variantes para optimizarla?

Objetivo general:

Realizar un análisis de resolución de contraste basado en un modelo objetivo (Modelo de Rose) en imágenes de TC cerebral, obtenidas con un maniquí antropomórfico, para dos tomógrafos de 6 y 64 cortes, respectivamente.

Objetivos específicos:

- Seleccionar un conjunto de imágenes de prueba a partir de diversas condiciones de adquisición (KVp, mA, tiempo de adquisición por corte, campo de visión FOV (mm), enventanado y espesor del corte).
- Seleccionar y medir un conjunto de medidas objetivas de calidad de imagen sobre los cortes de TC seleccionados de un maniquí en su región física de control de calidad.
- Aplicar el Modelo de Rose sobre las imágenes de TC seleccionadas.
- Analizar límites de detectabilidad y resolución de contraste de la técnica de adquisición de imagen empleada basado en los resultados del modelo y las medidas objetivas.
- Proponer las mejores condiciones de adquisición que favorezcan la calidad de imagen en términos de contraste imagen, sin incrementar significativamente la dosis en el paciente.

Organización del informe

El presente informe se divide en introducción y 3 capítulos más conclusiones y recomendaciones. En el capítulo 1 se recoge una revisión bibliográfica, consideraciones sobre la calidad de imagen y dosis al paciente. En el capítulo 2 se describen los materiales y métodos que se utilizan en la presente tesis. El capítulo 3 recoge los resultados de esta investigación y la discusión de los mismos. La tesis consta de 78 páginas con 28 figuras y 14 tablas incorporadas, además de 2 anexos con 2 tablas. Se recogen además en el presente trabajo 46 referencias bibliográficas.

CAPÍTULO 1. La tecnología de TC: consideraciones sobre calidad de imagen y dosis al paciente.

Introducción

En este capítulo se hace una revisión del estado del arte en varios aspectos relacionados con la adquisición, procesamiento y análisis de calidad de imagen en TC y de las dosis recibidas por los pacientes en TC de cráneo con la aplicación de esta tecnología.

1.1 La imagen médica digital

Una imagen médica, es la representación gráfica de una estructura, región, órgano, o tejido del cuerpo humano que se obtiene a través de procesos físicos y computacionales ordenados para este fin [12-13].

En términos matemáticos, una imagen médica digital $a[m,n]$ descrita en un espacio discreto de 2D, se puede obtener como resultado de una imagen analógica $a(x,y)$ en un espacio continuo de 2D a través de un proceso de muestreo, que es referido frecuentemente como digitalización. La imagen continua de 2D $a(x,y)$ es dividida en N número de filas y M número de columnas. La interacción entre las filas y las columnas se le conoce como píxel (del inglés *picture element*). El valor asignado a las coordenadas enteras $[m,n]$ con $\{m=0,1,2,\dots,M-1\}$ y $\{n=0,1,2,\dots,N-1\}$ es $a[m,n]$ [4].

1.2 Obtención de las imágenes digitales en TC

Las imágenes digitales en TC son creadas a través de cortes transversales de un objeto, juntando numerosas imágenes de proyección sobre el objeto en el plano de interés. Una imagen de proyección es una imagen unidimensional en la que el brillo de cada píxel se

corresponde con la absorción de rayos X en la sección correspondiente del objeto. Combinando las múltiples vistas de proyección, se sintetiza la imagen del corte transversal [14].

Según el plano de orientación existen tres tipos de cortes: axial, coronal y sagital. (Véase la figura 1 en la que se muestra la orientación de los mismos [14]).

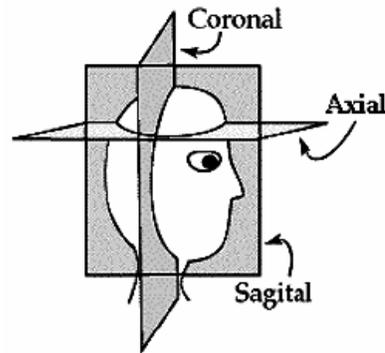


Fig. 1 Cortes en tomografía

El proceso de formación de esta imagen posee múltiples pasos. El primer paso es la fase de escaneado, figura 2. Durante este paso, la radiación penetra la sección del cuerpo a estudiar, es recibida y medida por un arreglo de detectores. Todo el proceso puede durar de 1 a 15 segundos en dependencia de los mecanismos de escaneado y la selección de variables a estudiar por parte del operador. En general la calidad de imagen mejora aumentando este tiempo [4], [10]. El proceso se repite N veces de forma predefinida buscando aumentar la calidad de la imagen tomográfica a obtener finalmente post reconstrucción.

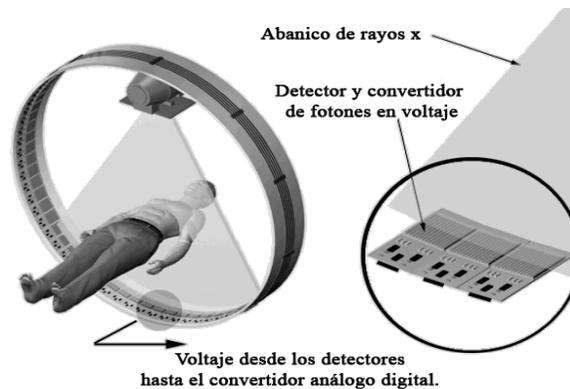


Fig. 2 Adquisición de imágenes

El segundo paso es conocido como reconstrucción de la imagen, este es realizado por una computadora que forma parte del sistema de TC. La reconstrucción de la imagen es un procedimiento matemático que convierte los datos escaneados de forma individual dentro de una imagen numérica o digital.

Existen dos variantes de métodos fundamentales para dicha reconstrucción: el método analítico, que comprende la retroproyección filtrada mostrada en la Fig. 3 (método utilizado en este trabajo) y la reconstrucción por métodos iterativos [1], [3-4].

Retroproyección filtrada o FBP (*Filter Back Projection*).

El problema de la reconstrucción consiste, en calcular la distribución de atenuaciones en el objeto $f(x,y)$ dadas las proyecciones (Método a partir de la transformada de Radon), expresada matemáticamente en [3], y denotada como $p(r,\theta)$, donde r,s es un nuevo sistema coordenado rotado un ángulo θ . A partir de esto se comienza calculando la transformada de Fourier de $p(r,\theta)$ para obtener $P(k,\theta)$. A continuación, $P(k,\theta)$ se convoluciona con un filtro y finalmente, al aplicar la transformada inversa de Fourier bidimensional se obtiene una aproximación al objeto $f(x,y)$.

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \left(\int_{-\infty}^{\infty} P(k, \theta) \cdot g(k) \cdot e^{j2\pi kr} dk \right) d\theta, \quad (1)$$

donde $g(k)$ corresponde al *kernel* seleccionado.

Algunos filtros comúnmente utilizados incluyen la función rampa y la función Shepp-Logan, así como la ventana de convolución Hamming [1]. La retroproyección filtrada provee mejoras significativas en la imagen, entre las que se encuentran que algunos filtros suavizan las imágenes, disminuyendo el ruido aunque a expensas de degradar la resolución espacial al reducir la visibilidad de los detalles finos correspondientes a altas frecuencias, mientras otros filtros conservan mejor esos detalles pero al costo de no eliminar tanto el ruido [1].

Luego de la reconstrucción la imagen es estructurada dentro de un arreglo de cuadros individuales, o píxeles. Cada píxel es representado por un valor numérico, o numero de TC (también llamados Números de Hunsfield) [1]. Los valores específicos de cada píxel están

relacionados con la densidad del tejido. Estos valores son almacenados en la memoria de computadora [10], [15].

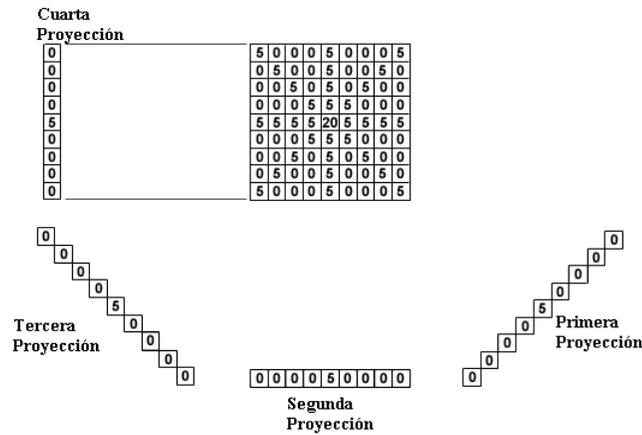


Fig. 3 Reconstrucción de la imagen

El paso final es la conversión de la imagen digital hacia el interior de una pantalla de video a fin de poderla observar directamente o grabada sobre un filme. Este paso es desarrollado por componentes electrónicos que funcionan como conversores análogo-digitales de video. La relación entre los valores de los números de TC en los píxeles y los niveles de grises, o el brillo en la pantalla de imagen es determinada por el enventanado seleccionado por el operador (rango dinámico del tomógrafo), figura 4 [1]. A través de la manipulación de los niveles de enventanado es posible ajustar el brillo y el contraste imagen en la pantalla. La configuración del enventanado determina el rango los números de TC que son dispersos sobre la imagen en escala de grises [10].

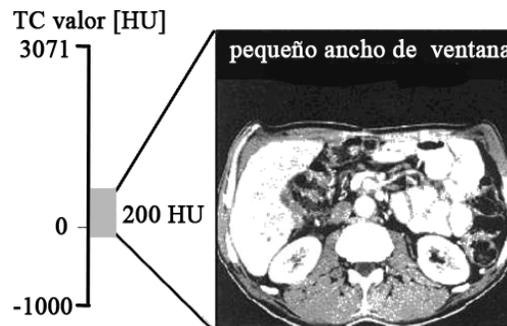


Fig. 4 Selección del rango dinámico

1.3 Parámetros de adquisición en TC

Los parámetros de adquisición afectan no solo la calidad de las imágenes sino que algunos determinan también la dosis que recibe el paciente, [10], [15-16], [17]. Dentro de estos, los fundamentales son:

- corriente aplicada en un intervalo de tiempo (mAs),
- voltaje pico (kVp),
- espesor de corte post reconstrucción,
- tamaño de la matriz de adquisición,
- tamaño del campo útil (FOV del inglés *Field of View*),
- rango dinámico adecuado para visualización,
- filtros de preprocesamiento,
- filtros de postprocesamiento,

Corriente aplicada en un intervalo de tiempo (mAs): Los mAs relacionan la corriente aplicada al tubo de rayos x (en mA) con el tiempo en que se adquiere cada vista (en s), y constituyen el término que el operador seleccionará en el escáner. El mAs influye directamente en el número de fotones de rayos-x utilizados para producir la imagen de la TC, por esta razón determina la relación señal a ruido (SNR) y el contraste imagen. Duplicando este parámetro se mejora el contraste [10], [17], pero también se incrementa la dosis al paciente [18].

Voltaje pico (kVp): En algunos equipos de tomografía computarizada la tensión aplicada al tubo de rayos-x puede variar durante la exposición, debido a la naturaleza del ciclo de corriente alterna (CA) del sistema eléctrico. La energía máxima de los fotones está determinada por el pico de tensión (kVp) durante el ciclo de tensión. Este es uno de los factores de ajuste en estos equipos. El kVp es muy útil en el control de la energía de la radiación de salida de un tubo de rayos-x. Normalmente se asume que la radiación de salida es proporcional al cuadrado del kVp. Duplicar kVp cuadruplica la exposición del tubo [10]. Este parámetro también es altamente determinante de la dosis que recibe el paciente y del contraste imagen [18]. Al disminuir el kVp disminuimos la energía del espectro de rayos x con lo que se aumenta la atenuación de los rayos en el cuerpo del paciente. Esto incrementa tanto el contraste imagen como la dosis al paciente.

Espesor de corte post reconstrucción: Está definido por el espesor del haz de rayos X en la dirección del eje Z del paciente. Espesores de corte más finos permiten detallar mejor objetos más pequeños. Como resultado, cortes más finos permiten lograr una mayor resolución espacial y por ende visualizar un mayor número de detalles sobre las imágenes [16]. Este factor sin embargo, no determina la dosis que recibe el paciente. No debe confundirse este parámetro con el espesor de corte para adquisición prefijado por el operador que si determina la dosis en cada sección o vóxel del tejido.

Tamaño de la matriz de adquisición: La matriz de adquisición es un arreglo de filas y columnas (típicamente 512x512 para TC, ver figura 5) donde son almacenados los coeficientes de atenuación en correspondencia con la posición de cada vóxel [15]. Para ello se considera que:

1. Cada haz que pasa a través de un corte lo hace a través de 512 vóxeles.
2. Dentro de cada vóxel se considera constante el coeficiente de atenuación del objeto.

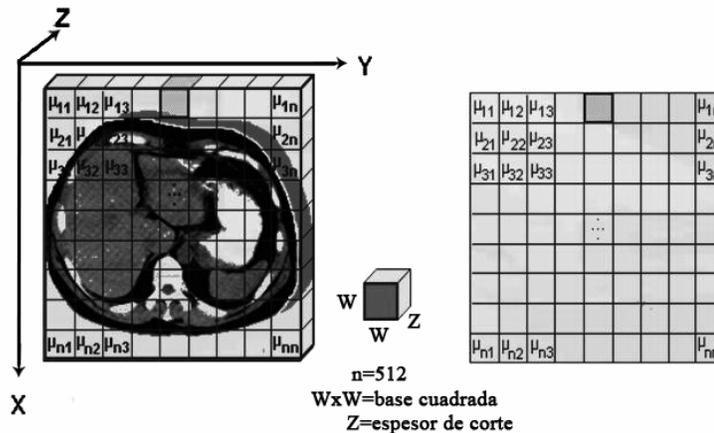


Fig. 5 Matriz de adquisición y correspondencia vóxel-píxel

El coeficiente de atenuación en el tejido se calcula como:

$$\mu = \ln I_0 - \ln I_T, \quad (2)$$

donde:

μ : Coeficiente de atenuación lineal expresado (unidades de Hounsfield, HU).

I_T : Intensidad del haz transmitido.

I_0 : Intensidad del haz incidente.

Ln: Logaritmo natural.

La cantidad de píxeles usados en la reconstrucción de la imagen de TC tiene una influencia directa (para un *FOV* constante) en la resolución espacial. Matrices pequeñas provocan un aumento del tamaño del píxel lo que implica una disminución de la resolución espacial y pérdida de la calidad de imagen por este concepto, aunque como aumenta la contribución de fotones útiles en el elemento de imagen reduce el ruido por píxel. Este factor como vemos determina la calidad de imagen pero no la dosis que recibe el paciente [4].

Tamaño del campo útil (*FOV*): Se define como el diámetro máximo de reconstrucción de la imagen. Este es un parámetro que el operador puede seleccionar, generalmente su valor oscila entre 15 y 20 cm. Un *FOV* pequeño, permite una buena resolución espacial en la imagen, porque la matriz de reconstrucción en su conjunto es usada en una pequeña región. Este elemento tiene influencia en la calidad de la imagen, pero no influye directamente en la dosis recibida por el paciente durante el examen [19].

Filtros de preprocesamiento: Los filtros de preprocesamiento son los encargados de disminuir los haces de bajas energías que contribuyen a la dosis absorbida por el paciente pero que nunca llegan a los detectores y por ende no contribuyen de forma útil a la imagen. Los filtros más eficientes eliminan selectivamente estos rayos de bajas energías y así disminuyen la dosis de radiación absorbida por el paciente. Los filtros modificadores del haz y filtros arqueados (filtros Bow-tie) reducen la dosis de radiación superficial en un 50% en comparación con la dosis para filtros planos. Los filtros arqueados y modificadores del haz minimizan la dosis de exposición en las porciones más amplias de la anatomía del paciente, proveyendo por lo tanto una mejor consistencia del ruido en la imagen a la vez que se disminuye significativamente la dosis [18].

Filtros de postprocesamiento: En algunas regiones anatómicas, se puede evidenciar una marcada disminución de la señal, debido a la atenuación del haz en una proyección particular. Esto da lugar a un incremento del ruido con un deterioro sustancial de la calidad de imagen y la contaminación del ruido cuántico con el ruido electrónico del Sistema de Adquisición de Datos. Los filtros de proyección espacial incrementan el filtrado del ruido dependiente de la señal en los datos de reconstrucción y por tanto minimizan la pérdida de resolución espacial. Aunque existe cierta pérdida de resolución espacial en la imagen

(menor que el 5%) con el uso de estos filtros, al disminuir los niveles de ruido, el empleo de los mismos en general mejora la calidad de la imagen [18].

Rango dinámico (enventanado): Método mediante el cual la imagen de tomografía computarizada en escala de grises puede ser manipulada usando los números de Hounsfield (HU) de TC [9]. En la práctica el agua es usada como el material de referencia en rayos-x monocromático a 73 keV. La atenuación de los valores de números TC o números de Hounsfield (HU por sus siglas en inglés de *Hounsfield units*) se define como:

$$TC_{\text{números}} = HU = K \frac{\mu_{\text{objeto}} - \mu_{\text{agua_a_73keV}}}{\mu_{\text{agua_a_73keV}}}, \quad (3)$$

donde $\mu_{\text{agua a 73 keV}}=0,19 \text{ cm}^{-1}$ es el coeficiente de atenuación lineal del agua, K representa un aumento constante y μ_{objeto} es el coeficiente de atenuación lineal del objeto.

Estos números pueden ser alterados por el operador para optimizar la visualización de las diferentes estructuras vistas en la imagen, dando prioridad a la visualización de unos tejidos sobre otros. El ancho (WW) es el rango de los coeficientes de atenuación, expresados HU, que determinan el máximo número de tono de grises que puede ser desplegado en el monitor. El nivel de ventana (WL) es el centro o punto medio del rango de números TC. Ambos pueden ser seleccionados por el operador de acuerdo con las particularidades del examen a realizar. Un mayor ancho de ventana provoca una disminución del contraste, mientras que un mayor nivel de ventana aumenta el nivel de ruido. Como se muestra, los parámetros a los que se hace alusión, comprometen la calidad de la imagen, pero no influyen en la dosis recibida por el paciente [19].

1.4 Parámetros físicos que expresan calidad de imagen

La calidad de una imagen digital de TC se expresa en términos de cinco parámetros físicos fundamentales:

- resolución espacial,
- contraste imagen,
- ruido,
- presencia de artefactos,

- distorsión.

A continuación se analizará la influencia que tienen los mismos sobre la calidad de la imagen [4], [10], [16], [20-21].

Resolución espacial: Específicamente en tomografía, es la capacidad que tiene el equipo de imágenes de diferenciar objetos pequeños de densidad variable muy cercanos espacialmente entre sí, (se asume, para el caso de esta técnica, un fondo uniforme) [4], [16]. Describe también, por tanto, el grado de emborronamiento de la imagen y depende de:

1. Tamaño del píxel, (tamaño de la matriz de adquisición), a menor tamaño mayor resolución espacial, pues un mayor número de detalles podrán ser apreciados y un menor emborronamiento estará presente en las imágenes (se mide en mm).
2. Grosor de corte (vóxel). Mientras más fino es el grosor del corte se obtendrá una mayor resolución espacial.
3. Algoritmo de reconstrucción. (Se describió previamente cómo los filtros de postprocesamiento aplicados para eliminar artefactos de la reconstrucción y disminuir el nivel de ruido aleatorio provocan pérdidas de resolución espacial)

Si la resolución espacial es pobre, provoca que objetos pequeños muy próximos se vean en la imagen como uno solo.

Contraste imagen: Se define como la diferencia relativa en la escala de grises de la imagen entre regiones con detalles adyacentes (ecuación. 3). Una de las características más notables de la TC es su gran capacidad para visualizar estructuras con escaso contraste [18]. Depende esencialmente del kVp (determina el grado de atenuación de los fotones en el cuerpo del paciente), el filtrado preprocesamiento (reduce la radiación dispersa y el exceso de radiación directa no útil para la imagen) y postprocesamiento (al variar los niveles de ruido y resolución espacial se afecta indirectamente el contraste [1]), el espesor de corte (por la misma causa anterior), el rango dinámico o eventanado elegido para visualización. Matemáticamente se puede expresar como:

$$C = \frac{(A - B)}{A}, \quad (4)$$

siendo:

$$A = N_0 e^{-\mu x}, \quad (5)$$

$$B = N_0 e^{-\mu(x+z)}, \quad (6)$$

donde:

N_0 : Fotones de rayos-x homogéneos incidentes sobre un corte de tejido.

μ : Coeficiente de atenuación lineal del tejido.

x : Espesor de corte.

z : Diferencia en el corte.

El contraste puede ser positivo o negativo, pero el signo puede ignorarse dadas las características de la medición [18].

Dentro de la definición de contraste creemos oportuno definir un término más específico que es *Resolución de contraste* por su importancia en el contexto de este trabajo: es la capacidad que tiene un sistema de adquisición de imágenes para distinguir estructuras de diferente, pero de muy cercana densidad, sean cuales sean su forma y su tamaño, siendo el contraste mínimo detectado por el equipo el límite de detectabilidad de la técnica. Traduce la exactitud de los valores de absorción de los rayos-x por el tejido en cada vóxel o píxel y depende de:

1. Contraste del objeto.
2. Ruido de fondo del equipo.

La resolución de contraste en TC es considerablemente superior a la de las radiografías convencionales, principalmente debido a la colimación del haz en abanico, que restringe drásticamente la presencia de radiación dispersa, así como por la posibilidad de división de la imagen en cortes, donde en cada uno se suprime toda la información que está por encima o por debajo del corte seleccionado. Sin embargo, la capacidad de mejorar la visualización de los objetos de bajo contraste con un escáner está limitada por el tamaño y la uniformidad del objeto y por el ruido del sistema [4], [16].

Los elementos que determinan la resolución del contraste son la sensibilidad del escáner, el mAs elegido, el kVp, el espesor de corte para reconstrucción y el nivel de enventanado [1], de modo que para cada escáner específico, manipulando adecuadamente los parámetros de

adquisición puede obtenerse una adecuada resolución de contraste. Como algunos de los elementos anteriores también determinan la dosis al paciente, de alguna manera se debe buscar la mejor relación de compromiso entre ambos factores.

Ruido: La variación de los valores de representación de cada píxel sobre un mismo tejido por encima o por debajo del valor medio se denomina ruido del sistema. Si todos los valores de píxeles fueran iguales, el ruido del sistema sería cero. Cuanto mayor es la variación en estos valores, más nivel de ruido acompañará la producción de las imágenes en un sistema dado. Se aprecia como un granulado sobre la imagen y puede oscurecer y difuminar los bordes de las estructuras representadas con la consiguiente pérdida de definición. Depende de:

1. Número de fotones que llegan a los detectores (colimación, mA y tiempo de adquisición por vista).
2. Ruidos inherentes al equipo (electrónico, computacional).

El ruido es perceptible en la imagen final por la presencia de grano. Las imágenes producidas por sistemas de bajo ruido se ven muy lisas, mientras que en sistemas de niveles de ruido elevados parecen manchadas. Por tanto, la resolución de objetos de bajo contraste está fuertemente limitada por el ruido del equipo de TC [4], [16], [18], [21-22].

La principal fuente de ruido en la imagen de TC tiene su origen en el hecho de que el número de fotones que intervienen en el proceso de formación de la imagen es finito y los que alcanzan el detector siguen una estadística de Poisson [23]. Hablamos entonces de un ruido cuántico que aumenta cuanto menor es la fluencia de rayos-x. Hay otras causas de ruido, normalmente menos importantes, asociadas a inexactitudes en el proceso de reconstrucción debido que el ruido asociado a un píxel se redistribuye a otros en ese procedimiento. La otra componente del ruido lo constituye el de tipo electrónico generado por el sistema de detección [7].

El ruido sobre imágenes de TC se ajusta a la estadística de Poisson, cuya distribución $P(x)$ se puede definir como:

$$P(x) = \frac{m^x}{x!} e^{-m}, \quad (7)$$

donde m es la media y x es la variable dependiente. Esta distribución tiene la forma controlada por una variable (m).

En esta distribución (que es una aproximación de la gaussiana), si se conoce la media X significa que σ se conoce también, puesto que $\sigma = \sqrt{X}$; en otras palabras, σ se puede predecir a partir de X . Esto es ventajoso en las imágenes de rayos-x porque con la media se puede ajustar el ruido (σ) en una imagen, a partir del valor medio de fotones útiles N en cada píxel, usados para producir la imagen.

Artefactos: Son rasgos que aparecen en la imagen que no representen estructuras funcionales o anatómicos dentro del objeto. Estos pueden ser interpretados erróneamente como de rasgos válidos en las imágenes por el médico que las evalúa. Además, pueden impedir correctas detecciones y caracterizaciones de rasgos de interés asociado a patologías en las imágenes [4], [10], [16], [20-21]. Proviene de diversas fuentes, usualmente identificadas por su apariencia. Algunas fuentes típicas en TC que los producen son:

1. Movimiento del paciente. (Rayas).
2. Objetos de alta atenuación. (Rayas).
3. Solapamiento espectral. (Rayas).
4. Endurecimiento del rayo. (Dar forma hueca)
5. Detectores desfasados. (Anillos).
6. Centrado de los detectores (Anillos).
7. Efecto de volumen parcial (una mancha que puede confundirse con una lesión).

En las imágenes de tomografía de cráneo afectan básicamente la zona de la fosa posterior.

Distorsión: Es de naturaleza geométrica y esta referida a la imposibilidad de los sistemas de imagen médica de dar una impresión exacta de la forma, tamaño o posición del objeto de interés [20].

1.5 Métodos tradicionales para medir resolución de contraste

Para determinar límites de detectabilidad de contraste y resolución de contraste, objetivo principal de este trabajo, se hace mención en la bibliografía a 3 métodos tradicionales que

incluyen observadores expertos, cálculos y programas matemáticos [8], [24-26]. El primero incluye medidas subjetivas globales, que son aquellas que dependen de observadores expertos para su realización y poseen un alto grado de incertidumbre. El segundo incluye medidas objetivas o evaluadores de enlace porque relacionan 2 ó más magnitudes y ofrecen una evaluación objetiva matemática de los mismos. Sin embargo, en las últimas décadas aparecieron evaluadores globales objetivos como el Modelo de Rose [27-28] que rápidamente recibieron la aceptación de los especialistas, por aportar criterios muy concretos sobre el conocimiento de los sistemas de adquisición de tomografías y la calidad de imagen posible de obtener con ellos a partir de cálculos matemáticos muy sencillos y fáciles de implementar.

Medidas Subjetivas (Evaluadores globales):

1. Resolución límite para alto contraste.
2. Umbral de Contraste para la Detectabilidad de Detalles (*TCDD*).
3. Análisis *ROC*.

Medidas Objetivas (Evaluadores de enlace):

1. Relación señal a ruido (*SNR*).
2. Función Transferencia de la modulación (*MTF*).
3. Espectro Wiener de potencias de ruido (*NSP*).

Medida objetiva (Evaluador global):

1. Modelo de Rose.

1.5.1 Medidas Subjetivas (Evaluadores globales)

Resolución límite para alto contraste

A partir de un maniquí físico que incluye objetos de alto contraste y diversos tamaños (mm), se construyen curvas que expresan relación entre ambos elementos y se puede obtener de ellas tanto el mínimo tamaño requerido para que un observador que evalúa las imágenes obtenidas del maniquí con un tomógrafo específico detecte la estructura, así como discriminar en unidades de Hounsfield las diferencias de contraste detectado entre

estructuras. Este ejercicio se recoge en la literatura científica como obtención de la curva característica [25].

Umbral de Contraste para la Detectabilidad de Detalles (TCDD)

El TCDD de las siglas del inglés *Threshold Contrast Detail Detectability*, es otra prueba de carácter subjetivo que se realiza a partir de un maniquí físico que contiene objetos de diferente tamaño pero con diferente contraste en un rango bastante diverso, desde prácticamente indetectable hasta perfectamente detectable. Varios observadores evalúan las imágenes y detectan para cada tomógrafo el mínimo contraste detectable en relación con cada tamaño de estructura presente.

Los datos TCDD son representados gráficamente en un diagrama de resolución de contraste o en índices de detección de umbrales (H_T) que es calculado por la ecuación:

$$H_T(A) = \frac{1}{(C_T \times \sqrt{A})}, \quad (8)$$

Donde C_T es el umbral de contraste en por ciento y A es el área de detalle en cm^2 . Las curvas H_T permiten una valoración del desempeño del sistema de imagen, considerando tanto la forma como la posición de la curva. Cuanto más alto son los valores de $H_T(A)$, más fácilmente un detalle, de un tamaño determinado, puede ser distinguido.

Existen un número de factores que pueden afectar las curvas TCDD y por ende la resolución de contraste, como son, la dosis en aire (tasa de kerma en aire), la sensibilidad del sistema de detección, el ruido y la resolución espacial.

Análisis ROC

El análisis de curvas de rendimiento diagnóstico (*ROC, Receiver Operating Characteristic*), conforman otra técnica matemática y subjetiva para describir y estudiar propiedades de los sistemas de detección [29]; una de ellas es la resolución de contraste. A través de esta prueba es posible tener un estimado de la resolución de contraste de un sistema a partir de la capacidad de uno o varios observadores para clasificar correctamente objetos de diferente contraste en categorías, a partir de un estudio con un maniquí que posea tales objetos y que se someta a tomografías realizadas bajo diversas condiciones de adquisición [30]. En función de que el observador detecte o no detecte cada objeto sobre

zonas específicas de la imagen en que se le pide emita un criterio, se podrá clasificar cada acto de observación en:

- *VP*: objeto detectado (verdadero positivo).
- *FP*: No hay objeto pero el observador detecta una anomalía en el sitio de evaluación, (falso positivo).
- *FN*: Existe objeto, pero el contraste imagen obtenido no es suficiente para que el observador aprecie sobre la imagen el mismo por encontrarse por debajo de su umbral de detección (falso negativo).
- *VN*: No existe objeto y sobre la imagen el observador no aprecia anomalía (verdadero negativo).

En el análisis *ROC*, los índices que se utilizan son la sensibilidad y 1-especificidad. Siendo la sensibilidad o tasa de detección la probabilidad de que las anomalías u objetos sean detectados correctamente y se define como:

$$S_e = \frac{VP}{VP + FN} = 1 - \frac{FN}{VP + FN}, \quad (9)$$

Por su parte la especificidad es la probabilidad de detectar correctamente las regiones normales y se calcula como:

$$S_p = \frac{VN}{FP + VN} = 1 - \frac{FP}{FP + VN}, \quad (10)$$

La medida de disimilitud complementaria ($1 - S_p$), se conoce como tasa de falsa alarma o fracción de falsos positivos (*FFP*).

El área bajo la curva *ROC* es en este caso el indicador de eficiencia de detección. Para condiciones de adquisición inadecuadas los objetos de muy bajo contraste no serán observados, incrementándose la tasa de falsos negativos y disminuyendo el área bajo la curva. Pueden obtenerse en este caso las condiciones óptimas de adquisición para cada tomógrafo que permiten la detección del mayor número de contrastes posibles y el límite de detectabilidad de contraste se derivaría del mínimo detectable para cada condición de adquisición.

1.5.2 Medidas Objetivas (Evaluadores de enlace)

Relación señal a ruido (SNR)

Como su nombre lo indica, la SNR es el cociente obtenido entre la media de la señal (como quiera que se haya obtenido) y el ruido en la imagen. Típicamente la señal se define como la diferencia de densidades entre un objeto y su fondo (relacionado con contraste), el ruido se representa como la incertidumbre con la cual se obtiene la imagen del objeto. Conceptualmente, si uno obtiene la imagen de un tumor ubicado en el cerebro, la señal sería la diferencia de densidades entre el tumor y el tejido circundante mientras que el ruido sería la desviación típica del nivel de señal dentro del tumor. El cociente de estos números sería la SNR [18], [21].

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma}, \quad (11)$$

μ : media de los valores de la señal.

σ : desviación estándar de los valores de la señal.

Atendiendo a la distribución de Poisson que caracteriza las imágenes de TC, si μ es \bar{X} y $\sigma = \sqrt{\bar{X}}$ entonces $SNR = \sqrt{\bar{X}}$.

En la medida en que la contribución del ruido, aumenta se afectan sobre todo los objetos de bajo contraste, por eso es que la medida sirve para estimar la resolución de contraste del sistema.

Función de transferencia de la modulación (MTF)

La Función de Transferencia de Modulación o *Modulation Transfer Function (MTF)* es un parámetro objetivo de calidad óptica, que aporta información sobre el sistema de detección. Mediante ella se mide cuán fielmente el sistema reproduce o transfiere los detalles del objeto observado a la imagen producida. Dicho de otro modo, dado un objeto en cuyo espectro de frecuencias de Fourier aparecen varias frecuencias espaciales, la MTF aporta información acerca de cómo se atenúan los contrastes (modulaciones o variaciones de la intensidad) al formar la imagen [7].

Una definición generalmente utilizada de la *MTF* se basa en el uso de patrones sinusoidales. Como la *MTF* es el contraste a una frecuencia espacial dada (f), relativa al contraste a las bajas frecuencias, para evaluarla se utilizan maniqués que contienen patrones sinusoidales a varias frecuencias.

En la evaluación de la *MTF* se usan las definiciones siguientes:

- VB = luminancia (intensidad) mínima de las áreas oscuras a frecuencias espaciales bajas. La frecuencia debe de ser lo suficientemente baja como para que el contraste no cambie si la frecuencia se reduce aún más.
- VW = luminancia máxima en las áreas blancas a frecuencias espaciales bajas.
- $Vmin$ = luminancia mínima de un cierto patrón cerca de la frecuencia espacial f (un "valle" o "pico negativo").
- $Vmax$ = luminancia máxima del patrón cerca de la frecuencia espacial f .
- $C(0) = (VW-VB)/(VW+VB)$ es el contraste entre blanco y negro a las bajas frecuencias.
- $C(f) = (Vmax-Vmin)/(Vmax+Vmin)$ es el contraste a la frecuencia espacial f . El contraste se normaliza al dividir por $Vmax+Vmin$ ($VW+VB$ a las bajas frecuencias espaciales) para minimizar el error debido a no linealidades relacionadas con las curvas gamma en la adquisición del patrón.

Se calcula entonces la *MTF* como:

$$MTF(f) = 100\% * C(f)/C(0), \quad (12)$$

Una curva de *MTF* que es más alta para frecuencias espaciales bajas indica mejor resolución de contraste, ver figura 8 [31].

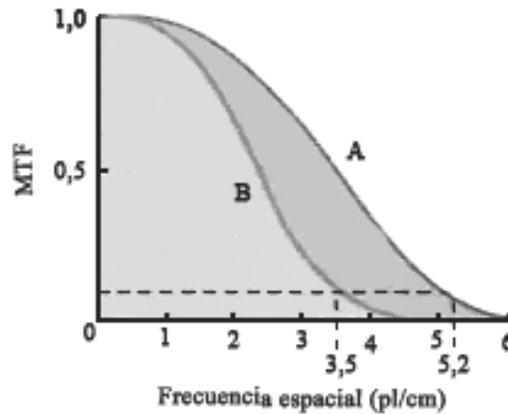


Fig. 6 Curvas de función de transferencia de modulación (MTF) para dos sistemas de imagen de tomografía computarizada

Existen métodos simplificados o aproximados para el cálculo de la *MTF*: se pueden utilizar rejillas de abertura variable y obtener determinados puntos de la curva a partir de medidas directas de la desviación típica del número de TC en ellas. Muchos equipos modernos incorporan en su programación modelos para el cálculo de la *MTF*[7].

Espectro Wiener (*WS*)

El espectro de Wiener, denominado también como espectro de potencia de ruido (NPS de *Noise Power Spectrum* en inglés), es la transformada de Fourier de la función de autocorrelación, lo que indica cómo el ruido se correlaciona punto a punto con la imagen (teorema Wiener - Khinchin) [21]. Es así como la transformada Wiener a la salida del sistema $YW(u, v)$, en respuesta a la transformada Wiener de la entrada $XW(u, v)$ al pasar por el sistema descrito por la *MTF*, y corrupto por ruido $NW(u, v)$ es [32].

$$YW(u, v) = XW(u, v) * MTF^2(u, v) + NW(u, v), \quad (13)$$

Basado en la reconstrucción en TC, el WS es determinado por:

$$WS(f) = \frac{\pi |f| |H(f)|^2}{NEQ}, \quad (14)$$

donde:

- f es la frecuencia radial espacial.
- H es el filtro efectivo usado en el algoritmo de reconstrucción.

- NEQ es la densidad de fotones equivalentes a ruido en las diversas proyecciones.

Si el NEQ mide lo mismo en todas proyecciones, el WS es estacionario e isotrópico. Sin embargo, si la densidad de los fotones detectados varía, el WS no es estacionario ni isotrópico.

El WS es un método robusto para la evaluación del ruido en las imágenes, que como hemos descrito con anterioridad, es uno de los elementos principales que afecta la resolución de contraste. Sin embargo, este método tal y como se ha presentado aquí, presenta como desventaja que el modelo considera al ruido como aditivo, cuando en realidad el ruido sobre las imágenes de TC responde a una estadística de Poisson y por ende no es una simple adición píxel a píxel sobre la imagen [21]. Para imágenes de TC habría entonces que ajustar previamente el modelo para luego aplicar el método.

1.5.3 Medida objetiva (Evaluador global)

Modelo de Rose

La importancia de la naturaleza estadística del número de fotones útiles para formar la imagen fue descrita por Albert Rose y sus contemporáneos en 1984 [33]. Estos trabajos formaron parte de las bases de muchos textos introductorios sobre la naturaleza de las señales y el ruido en radiografía. El modelo expresa la relación entre el número de fotones y la percepción de los detalles. El mismo describe la SNR necesaria para detectar un objeto uniforme sobre un fondo uniforme [33]. Considerando que el contraste definido por Rose se puede expresar matemáticamente como:

$$C = \frac{(q_f - q_0)}{q_f}, \quad (15)$$

donde:

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

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

En la figura 9 se muestra una adquisición axial realizada al maniquí antropomórfico *OPRAXMedical* que se utiliza en este trabajo y que se describirá en capítulo 2 y se señala además la región a la que pertenece el valor de q_o y q_r .

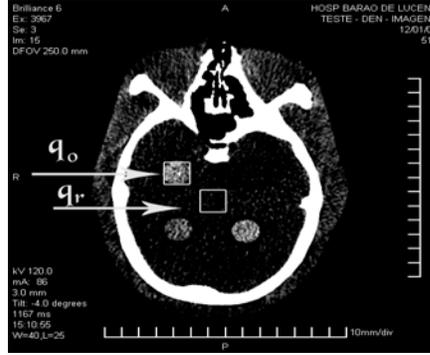


Fig. 7 Adquisición axial realizada al maniquí con dos de las regiones de estudio señaladas

Rose además definió “señal” (ΔS_{Rose}) como un incremento del cambio en el número de fotones de la imagen, causado por la integración de un objeto sobre el área de ese objeto [33]. Matemáticamente se expresa:

$$\Delta S_{Rose} = (q_f - q_o)A \quad (16)$$

siendo:

A el área del objeto.

El ruido en la señal de Rose es la desviación típica del número de fotones en un área igual a un fondo uniforme, σ_{Rose} . Dado que es un caso especial de fotones de fondo no correlacionados, el ruido descrito es derivado de la distribución estadística de Poisson [23].

La definición matemática de la desviación típica para este caso es:

$$\sigma_{Rose} = (Aq_f)^{\frac{1}{2}} \quad (17)$$

Por tanto la relación señal a ruido de Rose se expresa como:

$$\Delta SNR_{Rose} = \frac{A(q_f - q_o)}{(Aq_f)^{\frac{1}{2}}} = C(Aq_f)^{\frac{1}{2}} \gg 5. \quad (18)$$

Algunas consecuencias y limitaciones del Modelo de Rose son descritas en términos de la teoría de detección moderna [33]. En estos trabajos se muestra que el modelo de Rose

corresponde a una tarea de detección muy específica llamada “señal conocida exactamente” (SKE por sus siglas en inglés, “*Signal Know Exactly*”) y “fondo conocido exactamente” (BKE por sus siglas en inglés “*Background Know Exactly*”).

El Modelo de Rose juega un papel esencial dentro de la base de que la calidad de la imagen es limitada por la naturaleza estadística de la imagen. La restricción primaria que manifiesta este modelo, es que la definición de ruido usada por Rose en la ecuación (17), es válida solo para sistemas en que el ruido responda a una distribución de Poisson, como es el caso de las imágenes de TC y Medicina Nuclear, por ejemplo. En otros tipos de imágenes, que el ruido inherente a las mismas no manifiesta ninguna de las dos características mencionadas, el Modelo de Rose no es aplicable y métodos como el de la *MTF* o el *WS* pueden funcionar mejor para caracterizar al sistema de adquisición.

1.6 Dosis de radiación en TC

Las dosis en TC varían de acuerdo al tipo de tomógrafo, en lo que a diseño se refiere. Factores como: la geometría del haz, su energía, la colimación y el rendimiento de los detectores, que varían de equipo en equipo, influyen también en la radiación que recibe el paciente. Sin embargo, aspectos más relacionados con la técnica de adquisición como el número de cortes por exploración, el kVp y el mAs se ha demostrado que son los más determinantes en la dosis que reciben los pacientes [7], [34].

En la siguiente tabla se muestran valores de dosis expresados como índice de Kerma en aire (mGy) para diversas tecnologías de TC muy modernas, varios valores de mAs, kVp, espesor de corte y longitud de barrido para cada una, de donde podemos apreciar que mas allá de la tecnología utilizada por actual que esta sea, las dosis continúan siendo muy altas, principalmente debido a el uso extendido de altos valores de mAs [34].

Tabla 1: Valores de dosis expresadas como Índice de Kerma en Aire [Ca100 (mGy)] para varias tecnologías de TC.

Tomógrafo	kVp	mAs	Long. de barrido (cm)	Ca 100 (mGy)
Somatom 2 [35]	125	460	15.6	41.4
Somatom Plus [35]	120	400	21.3	52.4
Somatom Plus S [35]	120	400	22.0	44.8
Somatom Plus 4 [35]	120	210	--	37.8
Somatom Plus 4 [35-36]	140	309	21.3	72.5
Milwaukee GE [36]	120	266	--	14.3
Picker PQ (Adq. helicoidal) [36]	120	150	--	12.8
Twin RTS (Adq. helicoidal) [36]	120	333	--	23.8

Tabla 2: Valores de Kerma en Aire [Ca_{100} (mGy)] estimados en comparación con valores encontrados en la literatura, para exámenes de cerebro.

Equipo	País	[Ca_{100} (mGy)]		
		Mínimo	Máximo	Medio
Philips Brilliance 6	Brasil	19.3	56.1	34.8
	Australia	33.9	81.1	60.0
	España	44.0	74.0	58.6
	Alemania	--	--	56.7
Siemens Sensation 64	Brasil	27.0	58.3	37.9
	Alemania	--	--	58.4
	Italia	--	--	59.0
	Estonia	58.4	59.0	71.2

1.7 Conclusiones del capítulo

De la revisión bibliográfica realizada debemos resaltar varios aspectos:

- La tecnología de TC, sus métodos de adquisición y procesamiento han evolucionado desde sus inicios contribuyendo a incrementar la calidad de imagen obtenida en términos de resolución espacial, contraste imagen y ruido aleatorio fundamentalmente.
- Contrariamente a lo esperado, la evolución de la tecnología no ha contribuido a disminuir las dosis en TC.
- Son diversos los métodos utilizados para evaluar la calidad de imagen en términos de resolución de contraste, tanto desde el punto de vista objetivo como subjetivo, siendo el Modelo de Rose un indicador global exitoso desde el punto de vista de diversos autores.

Por lo anteriormente expuesto resulta de interés científico aplicar el Modelo de Rose en condiciones de práctica de rutina para varios tomógrafos, con el objetivo de caracterizar esos sistemas de adquisición y contribuir a optimizar la relación entre calidad de imagen (desde el punto de vista de la resolución de contraste) y la dosis que recibe el paciente.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

Introducción

Aunque esta tesis parte de imágenes previamente adquiridas con dos tomógrafos, es necesario describir las condiciones de adquisición de las mismas por su importancia para la comprensión de los resultados obtenidos.

2.1 Tecnologías utilizadas y parámetros de adquisición

2.1.1 Tomógrafo de 6 cortes

Se utilizó un *Brilliance 6* perteneciente a la firma *Philips*. Posee como características fundamentales la adquisición de 6 imágenes por tiempo de rotación por vista y conectividad con el formato de imágenes DICOM. Con este equipo se obtuvieron 13 tomografías completas del cráneo de un maniquí tejido equivalente que describiremos posteriormente, almacenadas en matrices de 512 x 512 píxeles a 12 bit por pixel (bpp) de profundidad. Los parámetros de adquisición de estas imágenes aparecen referidos en la tabla 3.

Tabla 3. Parámetros de adquisición en el tomógrafo de 6 cortes.

kVp	Tiempo de adquisición efectivo t (s)	FOV (mm)	mAs	Colimación n x T (mm)*	Longitud de barrido (mm)
			150	6 x 0.75	130.51
				6 x 1.50	135.02
			200	6 x 0.75	148.51
				6 x 1.50	153.02
			250	6 x 0.75	157.02
				6 x 1.50	135.02
			300	6 x 0.75	130.51
				6 x 1.50	135.02
			350	6 x 0.75	130.51
				6 x 1.50	135.02

* n: número de cortes en una rotación, T: espesor del corte.

Como se aprecia, las variables en este experimento fueron el mAs y el espesor de corte, pues solo se utilizaron los protocolos típicos del Servicio de Radiología monitoreado para estudios de cráneo.

2.1.2 Tomógrafo de 64 cortes

El segundo equipo utilizado fue un *Siemens Sensation 64*. Posee las siguientes características: adquisición de 64 cortes por segundo, tiempo de rotación 0.33 segundos por vista y conectividad con el formato de imágenes *DICOM*. Con esta técnica se adquirieron 18 tomografías completas del cráneo del mismo maniquí tejido equivalente utilizado en el

experimento 1, también en matrices de 512 x 512 píxeles a 12bpp de profundidad. Los parámetros de adquisición se muestran en la tabla 4.

Tabla 4. Parámetros de adquisición TC 6 cortes.

FOV (mm)	Longitud de barrido (mm)	kVp	Tiempo de adquisición efectivo t (s)	mAs	Colimación n x T (mm)*
235	145.5	100	0.5	100	24 x 1,2
					30 x 0,6
				120	24 x 1,2
					30 x 0,6
				150	24 x 1,2
					30 x 0,6
			200	24 x 1,2	
				30 x 0,6	
			1.00	100	24 x 1,2
					30 x 0,6
				120	24 x 1,2
					30 x 0,6
1.00	150	24 x 1,2			
		30 x 0,6			
200	24 x 1,2				

		100	1.00	200	30 x 0,6
		120	1.00	200	24 x 1,2
					30 x 0,6
				250	24 x 1,2
					30 x 0,6
				300	24 x 1,2
					30 x 0,6

* n: número de cortes en una rotación, T: espesor del corte.

En este experimento las variables fueron el kVp, el mAs y el espesor de corte, típicas para el estudio de cráneo en el Servicio monitoreado.

2.2 Maniquí utilizado

En los dos experimentos anteriores se utilizó para la adquisición de las imágenes tomográficas un maniquí antropomórfico tejido equivalente de la firma *OPRAXMedical* del año 2008 (ver figura 10 a y b). Este maniquí posee cinco secciones de estudio de las cuales se escogió una región física específica para estudiar resolución de contraste (región c, Figura 10 c). En la misma aparecen 4 regiones de interés (ROI) correspondientes a diferente densidad de tejido cada una. La posición en la que estaba el maniquí en el momento de adquirir las tomografías se muestra en la figura 11a). El mismo fue centrado en los tomógrafos utilizando sus sistemas de posicionamiento láser (Figura 11 b).

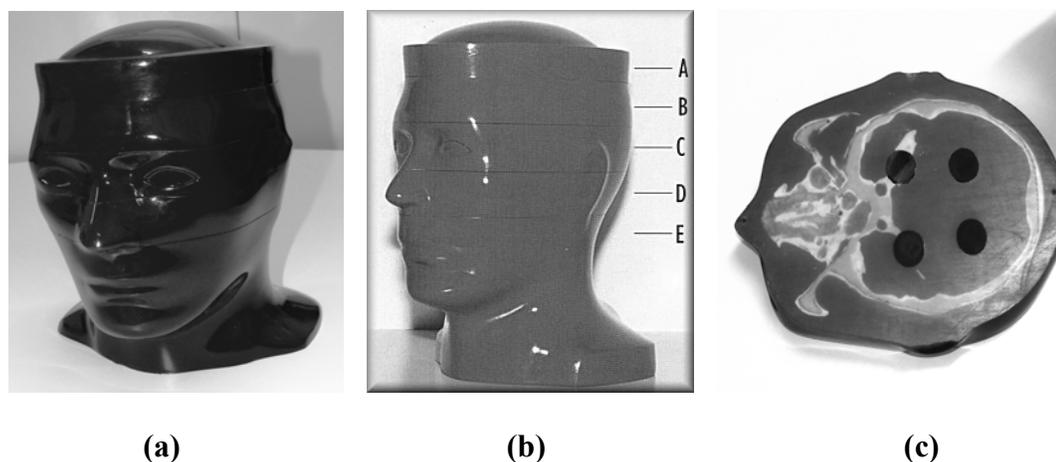


Fig. 8 Maniquí antropomórfico *OPRAXMedical* y Región física para resolución de contraste con cuatro regiones de interés.

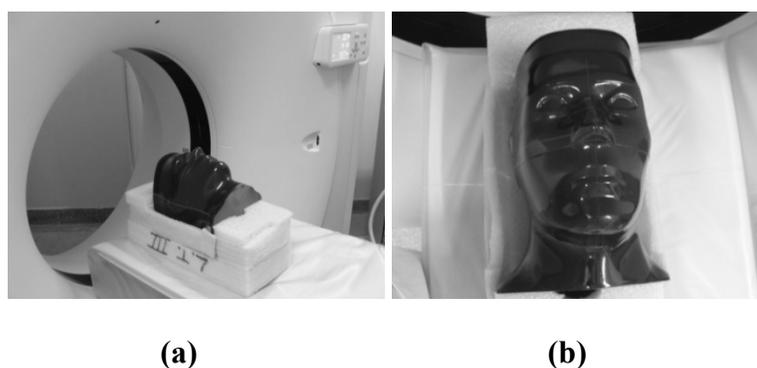


Fig. 9 Maniquí posicionado en el tomógrafo en el momento de la adquisición de las imágenes.

2.3 Medición de la dosis

Para realizar las medidas dosimétricas, se utilizó una cámara de ionización *PTW*, modelo TW 30009, acoplada a un electrómetro *PTW UNIDOS E*, modelo *T 10009*. La misma fue posicionada durante la segunda parte del experimento, en lugar del maniquí, en el campo de radiación. Se utilizó para esto el sistema de posicionamiento láser del tomógrafo, garantizándose que se midiera Kerma-Aire en aire en la posición correspondiente a la entrada del maniquí (ver figura 4). Se volvieron a utilizar en cada caso para cada una de las mediciones, las combinaciones de parámetros reportadas en la tabla 1, que fueron previamente utilizadas en la primera etapa del experimento, durante la adquisición de las TC al maniquí.

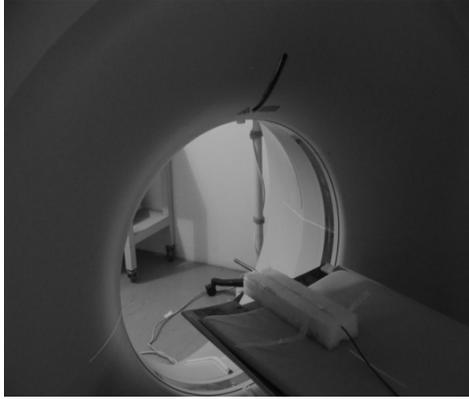


Fig. 10 Medición de las dosis

Se calculó el índice de Kerma-Aire en aire ($C_{a,100}$ [mGy]) en TC [37] utilizando la siguiente ecuación:

$$C_{a,100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} K_a(z) dz = \frac{P_{KL,ar}}{nT}, \quad (19)$$

donde: n, T representa la colimación total del haz utilizada y $\int_{-50}^{+50} K_a(z) dz$ es la integral de la Kerma-Aire en aire a lo largo de una línea paralela al eje z (de rotación del tomógrafo) con 100 mm de longitud.

2.4 Medidas utilizadas para el cálculo de calidad de imagen

El análisis de la calidad de imagen se realizó para todos los cortes pertenecientes a la región física del maniquí de cada tomografía, para ambos tomógrafos y las diferentes condiciones de adquisición. La figura 13 muestra un ejemplo de un corte adquirido para una condición específica con cada tomógrafo. A modo de ejemplo se han situado sobre estas 5 ROIs de diferente contraste utilizadas para realizar el análisis de resolución de contraste. Las ROIs son ventanas de 15 x 15 píxeles dentro de las subregiones físicas de análisis, para la ventana de visualización recomendada para estudios de cerebro (rango dinámico $WW=70$, $WL=35$).

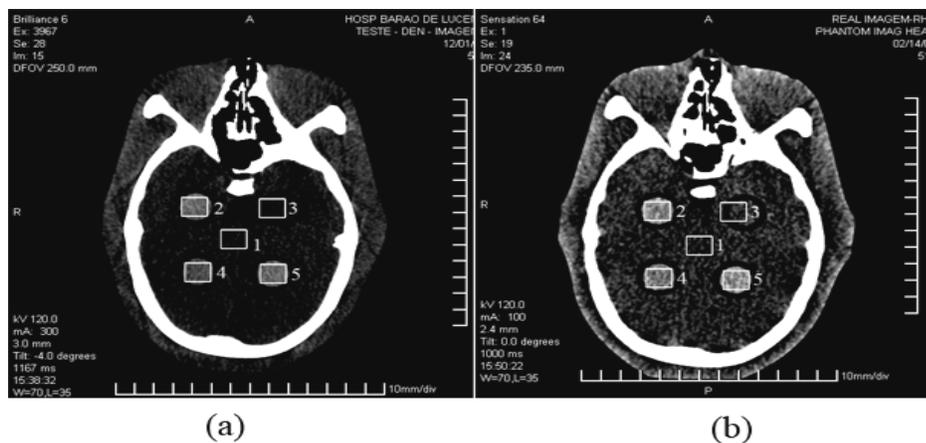


Fig. 11 Ejemplo de cortes tomográficos con ambos equipos

2.4.1 Implementación del Modelo de Rose

Se implementó el Modelo de Rose, tal y como se describe en las ecuaciones de la 15 a la 18 del capítulo 1, epígrafe 1.5.3 sobre el *software* Matlab 7.0, con una función creada para tal efecto “*modelorose*” que se describe en el anexo I).

Además, para el rango dinámico utilizado (entre de 35 y 70 HU [38]) y utilizando el programa MxLiteView versión 1.24, se realizó un estudio de equivalencia de la intensidad de la señal en la escala de grises de todas las ROIs analizadas, con respecto a su valor tejido equivalente en el maniquí, en unidades HU, para ambos tomógrafos. Con esto se pudo determinar tanto la resolución de contraste para ambos tomógrafos por comparación de las señales entre todas las ROIs, principalmente entre las más semejantes, como el límite de detectabilidad para ambos tomógrafos, según el experimento realizado con el maniquí, a partir de la señal más débil detectada en la ROI 4.

2.4.2 Medidas objetivas para comparación y validación de los resultados del modelo

Las medidas utilizadas para comparación y validación son medidas objetivas tradicionales como la CNR, la SNR (global y en dB) y el contraste imagen a partir de las siguientes ecuaciones.

Relación Contraste-Ruido (CNR): Es una medida objetiva que expresa la habilidad de un sistema de imágenes para detectar gran cantidad de detalles [39]. Matemáticamente se define como:

$$CNR = \frac{(i_1 - i_2)}{\sigma_i}, \quad (20)$$

donde i_1 y i_2 son la media de los valores de intensidad la región de interés objeto y la de fondo, σ_i es la desviación típica de la región de fondo. Aparece implementada en Matlab, ver anexo I.

SNR (Global): Se calculó según la ecuación (10) definida en capítulo 1, epígrafe 1.5.2. Se implementó en Matlab 7.0, ver anexo I.

SNR (dB): Se calculó la relación señal a ruido en escala logarítmica según [40]:

$$SNR(dB) = 20 \log_{10} \left(\frac{m_a}{s_n} \right), \quad (21)$$

siendo: m_a la media de los valores de intensidad de la imagen y s_n la desviación típica.

Contraste imagen: Se calculó a partir de la ecuación 4 a la 6, capítulo 1, epígrafe 1.3)

2.5 Análisis subjetivo

Desde el punto de vista subjetivo se realizó un análisis visual simple de los niveles de ruido y contraste apreciables sobre los cortes tomográficos analizados para cada condición de adquisición con ambos tomógrafos.

2.6 Procesamiento de las imágenes

Las imágenes de los cortes fueron procesadas con el programa MxLiteView versión 1.24 suministrado por el fabricante de unos de los tomógrafos, compatible a ambos. Se utilizó la retroproyección filtrada como técnica de reconstrucción y los filtros sugeridos por ambos servicios como los típicos que utilizan en estos estudios (resolución espacial normal).

A los cortes seleccionados de cada tomógrafo con las cinco regiones de interés (ROIs) de 15 x15 píxeles, señaladas en la figura 13, se le realizó un procesamiento sobre la base de la programación en Matlab, (versión 7.0.0.19920 (R14)), utilizando un arreglo de 3D. Aquí se definieron las dos primeras dimensiones para el tamaño de las regiones y la tercera para la cantidad de ROI. A las diferentes ROI se le calcularon tanto las medidas objetivas tradicionales como las pertenecientes al Modelo de Rose, para analizar resolución de contraste y posibles límites de detectabilidad.

2.7 Cálculos estadísticos

Para realizar algunos cálculos estadísticos de correlación entre los resultados del modelo y de las medidas objetivas tradicionales se utilizó el paquete estadístico SPSS 15.0.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Introducción

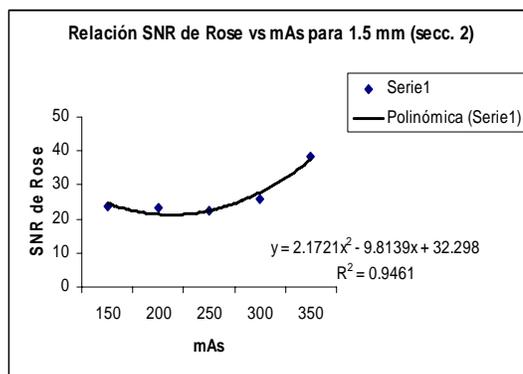
En este capítulo se exponen y discuten los resultados obtenidos con la aplicación del Modelo de Rose para el análisis de resolución de contraste con la utilización de dos tecnologías multicortes diferentes, en comparación con los que se obtienen de la aplicación de medidas tradicionales objetivas y del análisis visual simple.

El anexo 2 muestra tablas con la totalidad de magnitudes medidas en esta tesis.

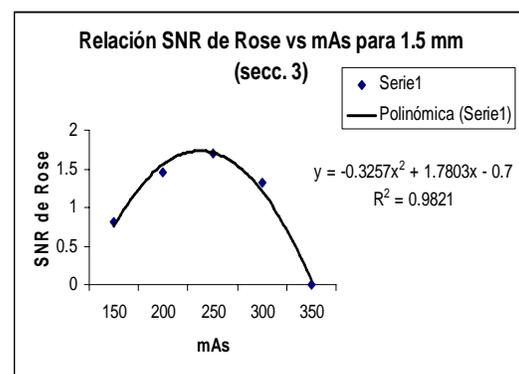
3.1 Resultados del Modelo

3.1.1 Tomógrafo *Philips Brilliance 6*

Los siguientes gráficos muestran el comportamiento de la SNR de Rose en las 4 ROI del maniquí ante variaciones del mAs.



(a)



(b)

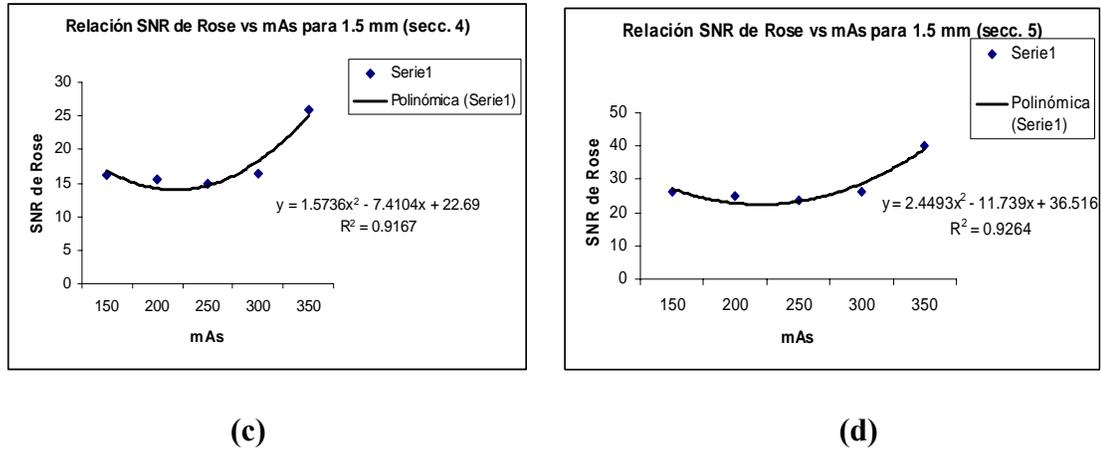


Fig. 12 Relación SNR de Rose vs. mAs a) (secc. 2), b) (secc. 3), c) (secc. 4) y d) (secc. 5).

Del análisis de los resultados anteriores podemos notar varios aspectos importantes:

1ro: La sección 3 muestra una señal no detectable con este tomógrafo (SNR de Rose $\ll 5$). El comportamiento es solo de ruido aleatorio (correspondiente a fondo, sin diferencias significativas con respecto a la ROI 1 ($p > 0.05$)), de ahí que los resultados no se corresponden con los de las tres ROI donde se detecta perfectamente una señal en presencia de ruido, las cuales ajustan a polinomios de segundo orden.

2do: para el rango dinámico recomendado por el fabricante, la menor SNR de Rose para el mAs más bajo posible en un estudio de tomografía computarizada cerebral probado (150 mAs) en la sección más débil detectada del maniquí con este tomógrafo (sección 4) es aproximadamente 17 ± 2 , (mucho mayor que 5), lo que indica, que existe una buena detectabilidad de contraste. Esto puede ser una buena justificación para no utilizar en la práctica mAs tan altos desde el punto de vista de la detectabilidad de contraste en este tipo de estudios.

La siguiente tabla muestra el comportamiento de la SNR de Rose para dos espesores de corte típicos de estudios cerebrales y varios valores de mAs.

Tabla 5 Comportamiento de la relación SNR de Rose vs. Espesor de corte para mAs variables.

Esp. 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

De la tabla anterior podemos 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; de nuestros resultados se aprecia que es casi el doble, al pasar de 1.5 a 3.0 mm. Este aspecto debe de ser entonces tenido muy en cuenta para poder detectar lesiones de bajo contraste (SNR de Rose entre 5, que es el valor mínimo detectable por el ojo humano en este tipo de estudios según la literatura científica [33], y un valor por debajo de la mínima señal detectada en nuestro experimento, por ejemplo una SNR de Rose =10).

3.1.2 Tomógrafo Siemens Sensation de 64 cortes

Los siguientes gráficos muestran el comportamiento de la SNR de Rose en las 4 ROI analizadas en cortes del maniquí ante variaciones del mAs.

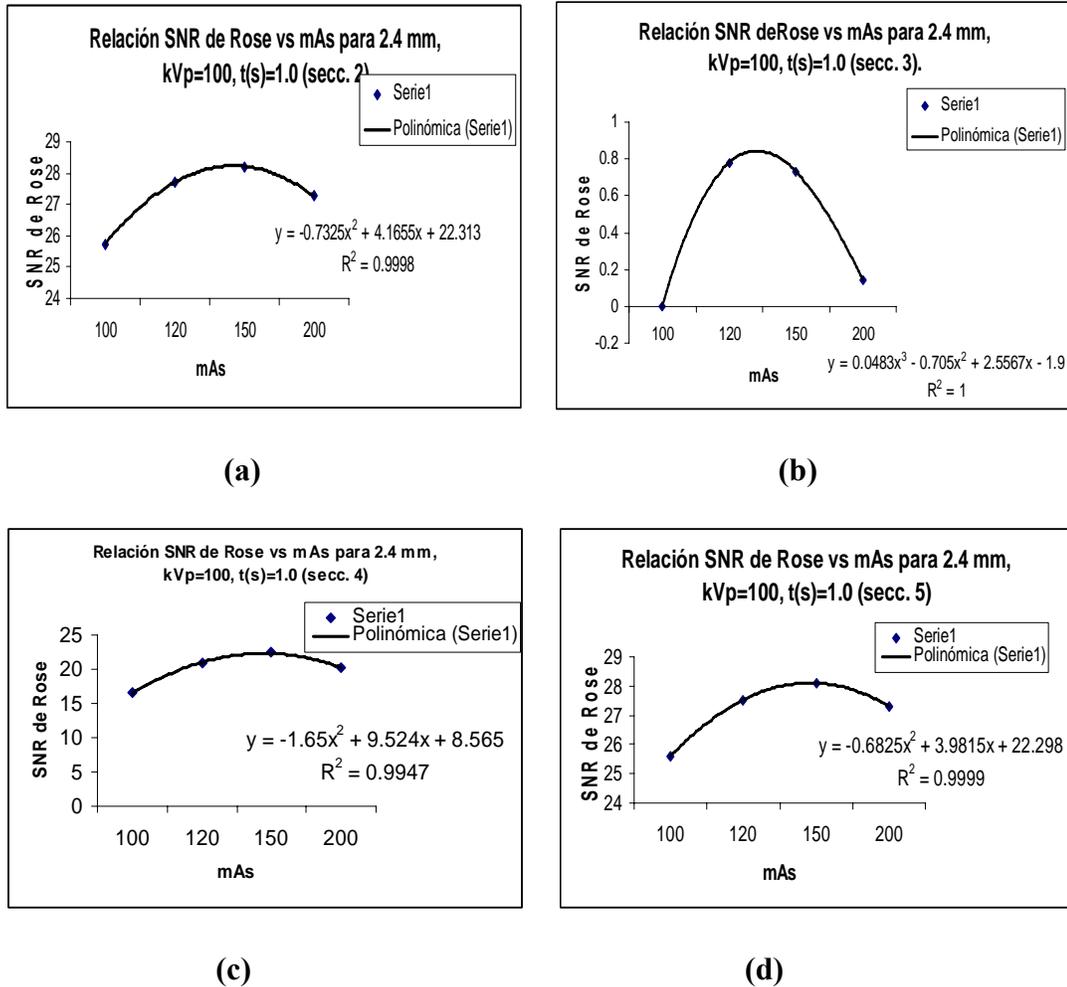


Fig. 13 Relación entre SNR de Rose y mAs para 2.4 mm, kVp=100, t(s)=1.0 en el TC de 64 cortes a) (secc. 2), b) (secc. 3), c) (secc. 4) y d) (secc. 5).

En este tomógrafo, dadas sus potencialidades, se utilizaron mAs más bajos que en el tomógrafo de 6 cortes. Consecuentemente las imágenes poseen mayores niveles de ruido. La SNR de Rose más baja correspondiente a la sección 4 (señal más débil) es aproximadamente de 15 ± 2 (por encima de 5, mínima detectable para el ojo humano) y los valores más altos para las secciones 2 y 5 no superan el valor de 26 ± 2 . Los valores ajustaron a polinomios de segundo orden. Nuevamente la sección 3 (señal indetectable con este tomógrafo (SNR de Rose $\ll 5$)), no presentó diferencias significativas respecto al fondo medido en la ROI 1 ($p > 0.05$) para el rango dinámico utilizado. Esta sección tuvo un comportamiento anómalo con relación a las secciones donde se detectó señal.

Se observa que los resultados para mAs de 150 fueron superiores a mAs=200. Esto pudiera deberse a una posible saturación en los detectores, pero para corroborarlo sería necesario contar con un conjunto de tomografías para ambos valores de mAs manteniendo constantes el resto de las condiciones de adquisición y hacer un análisis estadístico de los resultados.

También en los estudios realizados con este tomógrafo se incluyó el comportamiento de la SNR de Rose ante variaciones usuales del kVp, por ser estas típicas de este servicio con este equipo para estudios de cerebro. La tabla 5 muestra los resultados de este análisis.

Tabla 6 Comportamiento de la relación SNR de Rose vs. kVp para mAs variable.

kVp	Secciones	mAs	
		100	200
100	Secc. 2	17.15	20.30
	Secc. 4	13.13	14.20
	Secc. 5	16.96	20.95
120	Secc. 2	25.41	29.12
	Secc. 4	20.24	20.51
	Secc. 5	26.25	29.20

(Se tomaron espesores de cortes fijos de 2.4 mm y tiempos de 1.0 seg de adquisición)

Se aprecia que el ruido disminuye sustancialmente con elevar el kVp de 100 a 120 y mejoran las SNR de Rose. Lo mismo sucede con aumentar el mAs a kVp fijos. Esto es importante ya que kVp bajos elevan las dosis en los pacientes. En el artículo [18] Miller y cols. hacen un análisis del tema, llegando a la conclusión de que al reducir el kVp se puede incrementar la señal de contraste entre un material equivalente a tejido humano aunque puede aumentar la presencia de artefactos por endurecimiento del haz. 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 la dosis en pacientes, por tanto desde el punto de vista de la protección del paciente la variante de aumentar el kVp es más favorable que la de aumentar el mAs.

La SNR de Rose también fue sensible al cambio de espesores de corte. La siguiente tabla muestra esos resultados.

Tabla 7 Comportamiento de la relación SNR de Rose vs. espesor de corte, con $t(s)=1.0$ s, $kVp=100$ y mAs variable

Espesor de corte (mm)	Secciones	mAs			
		100	120	150	200
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

Para este tomógrafo la influencia de tener un mayor espesor de corte muestra una tendencia a presentar menores niveles de ruido y consecuentemente SNR de Rose mayores, pero este resultado no fue tan marcado como con el tomógrafo de 6 cortes. De hecho, para altos mAs no hay mejora apreciable. Desafortunadamente, como partimos de imágenes pre-adquiridas no contamos con más muestras o más mediciones (solo hay una tomografía por condición de adquisición), para poder realizar un análisis de variabilidad estadística de las medias y con ello arribar a conclusiones más precisas, de si lo observado es solo una fluctuación aleatoria de la magnitud. En este sentido entendemos que los resultados tan solo muestran un comportamiento global y pretendemos no arribar a conclusiones que vayan más allá de lo observado, que sin duda requieren de un mayor estudio de casos en términos estadísticos.

Si comparamos los resultados de la tabla anterior con los homólogos obtenidos con el *Philips Brilliance 6* (Tabla 4), podemos apreciar que para el valor de $mAs=200$, $KVp=100$ y espesor de corte 3 mm, los resultados del *Siemen Sensation 64* en términos de SNR de Rose son aproximadamente la mitad de los del *Philips Brilliance 6*. De donde deducimos que utilizando los protocolos tradicionales y 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*.

La diferencia tan marcada entre un equipo y el otro está dada por la existencia de factores dependientes del diseño del equipo de TC establecidos por el fabricante como son: Geometría del tomógrafo, que abarca aspectos geométricos de los detectores (dimensiones de elementos detectores, filas de detectores, dimensiones de barreras enfocadas) así como distancias foco-isocentro y foco-detectores, geometría de filtros y colimadores a la salida del tubo, geometría del haz, blindaje del tubo, filtración del tubo, ángulo y material del ánodo, los cuales generan diferencias espectrales entre haces de rayos x de un equipo a otro [18].

La siguiente tabla muestra el comportamiento de la SNR de Rose en relación con el tiempo de adquisición.

Tabla 8 Comportamiento de la relación SNR de Rose vs. Tiempo de adquisición, con Espesor de corte de 3.0 mm, kVp=100 y mAs variable.

Tiempo de adquisición (s)	Secciones	mAs			
		100	120	150	200
0.5	Secc. 2	19.91	20.76	19.24	24.44
	Secc. 4	13.92	17.84	15.39	17.90
	Secc. 5	23.10	23.29	20.67	26.48
1.0	Secc. 2	25.74	27.73	28.20	27.26
	Secc. 4	16.51	20.80	22.50	20.19
	Secc. 5	25.60	27.52	28.11	27.30

En general, aumentar el tiempo de adquisición disminuye los niveles de ruido y consecuentemente mejoran las SNR de Rose. El comportamiento es más marcado a bajos mAs. Esto sugiere que dado que a altos y bajos mAs los valores de la magnitud SNR de Rose fueron buenos, puede no justificarse el aumento del tiempo de adquisición en este rango, en términos de mejorar la detectabilidad ostensiblemente, ya que se conoce que el

factor tiempo incrementa la dosis [10]. Específicamente a altos mAs, donde la contribución a la dosis es más alta, pudiera no justificarse en absoluto este pequeño incremento de tiempo, ya que la mejora en cuanto a menores niveles de ruido no es fuerte. Este es un aspecto que para llegar a conclusiones más seguras requerirá de disponer de mayor cantidad de datos y estudios en el futuro.

3.2 Comparación de los resultados del Modelo de Rose con medidas tradicionales de calidad de imagen

3.2.1 Analisis subjetivo (visual)

3.2.1.1 Tomógrafo de 6 cortes

Las siguientes imágenes muestran la influencia del mAs sobre los niveles de ruido visibles presentes sobre los cortes tomográficos.

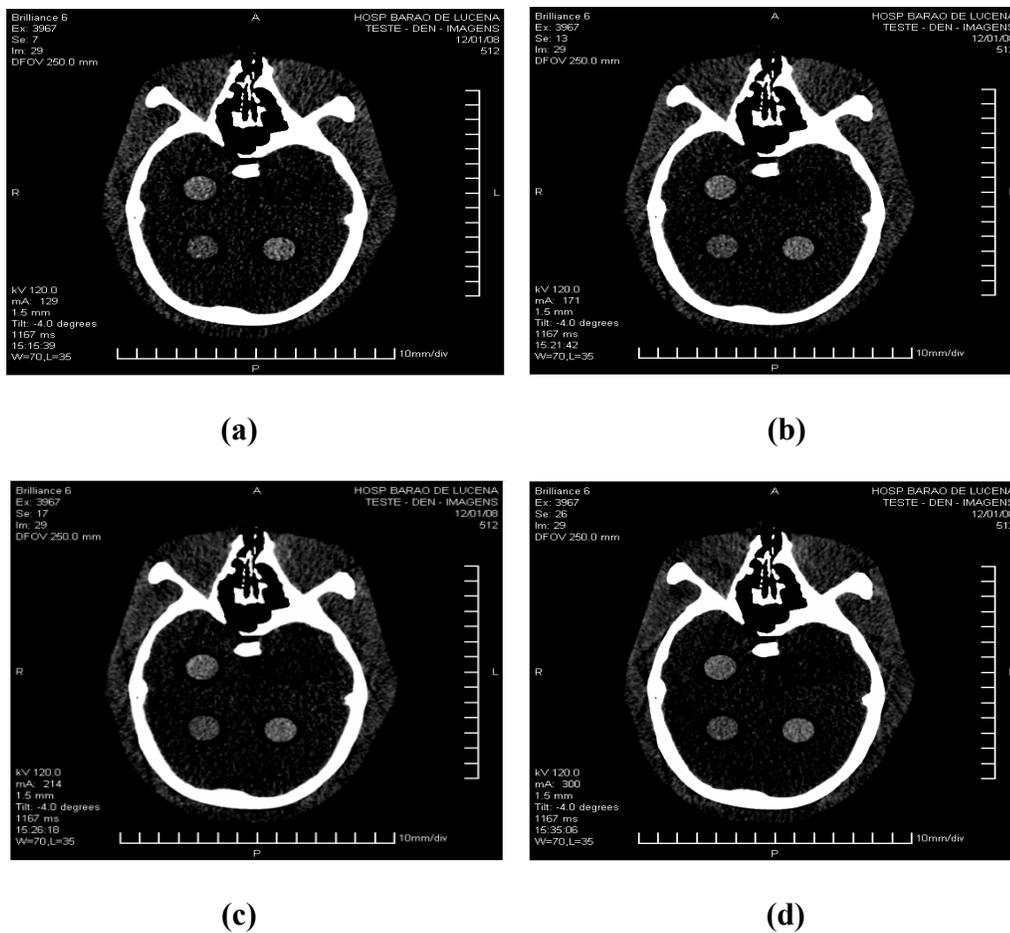


Fig. 14 Adquisiciones axiales con diferentes mAs, a) (150), b) (200), c) (250), d) (350).

Derivado del análisis de la figura anterior apreciamos que el aumento del mAs conduce a disminuir el nivel de ruido sobre las imágenes desde el punto de vista visual, aunque las diferencias entre 250 mAs y 350 mAs no son tan sensibles a simple vista. Obsérvese que en ningún caso se observa la señal correspondiente a la sección 3, donde se situó una de las ROI.

La siguiente figura muestra la influencia del cambio de espesor de corte de 1.5 mm a 3.0 mm para un mAs de 300, sobre los niveles de ruido.

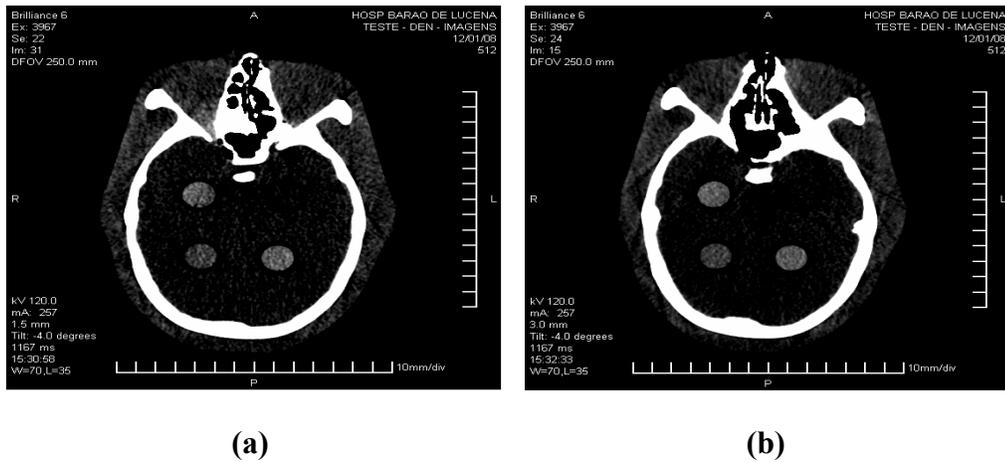


Fig. 15 Adquisiciones con espesores de corte variado, a) (1.5 mm) y b) (3.0 mm).

El aumento del espesor de corte de 1.5 a 3.0 mm, no empeoró sensiblemente la resolución espacial desde el punto de vista subjetivo, al no apreciarse difuminaciones de bordes ni pérdidas de estructuras y detalles. Todos los detalles que se ven con 1.5 mm se ven también con 3.0 mm en este experimento. Sin embargo, visualmente se aprecian mayores niveles de ruido con 1.5 mm que con 3.0 mm de espesor de corte, aspecto que a nuestro juicio se debe cuidar en este tipo de estudio, particularmente cuando vayan a detectarse lesiones de muy bajo contraste. Este es uno de los elementos a optimizar dentro del protocolo para buscar buena calidad de imagen.

Sobre este tema Pérez y cols. [34] señalan que mientras más fino es el corte mayor es son las desviaciones de los datos respecto a la tendencia cuadrática general. Esto se traduce sobre las imágenes en un incremento del nivel de ruido aleatorio en colimación 6×0.75 mm con respecto a 6×1.50 mm, que es suficiente para que a bajos valores de mAs (por debajo de 250), no se aprecie la mejoría en resolución espacial asociada al uso de un espesor de

corte más fino con este tomógrafo, que contribuya a una detección más precisa de las lesiones.

3.2.1.2 Tomógrafo de 64 cortes

Visiblemente con este tomógrafo se obtuvieron niveles de ruido mucho mayores que con el *Philips Brilliance 6*, debido fundamentalmente a que no se variaron los protocolos usuales del servicio monitoreado y este utiliza muy bajos valores de mAs para estudios de cerebro habitualmente. Las siguientes imágenes atestiguan lo anterior.

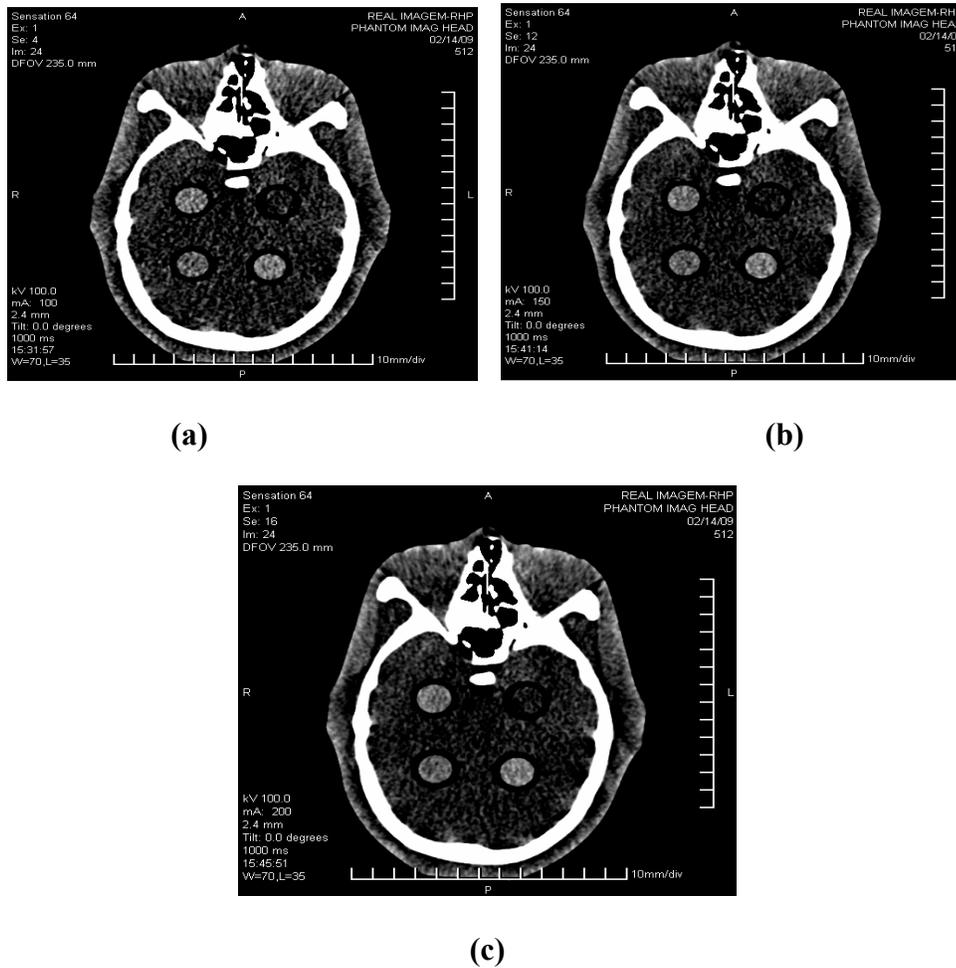


Fig. 16 Adquisiciones para mAs variables a) (100), b) (150), c) (200) con kVp=100, Espesor de corte=2.4 mm y t(s)=1.0 segundos.

El aumento del mAs, como se puede apreciar, disminuyó ligeramente el ruido aleatorio sobre las imágenes. Nuevamente la sección 3 es solo una señal al nivel del fondo con ruido aleatorio presente en ella.

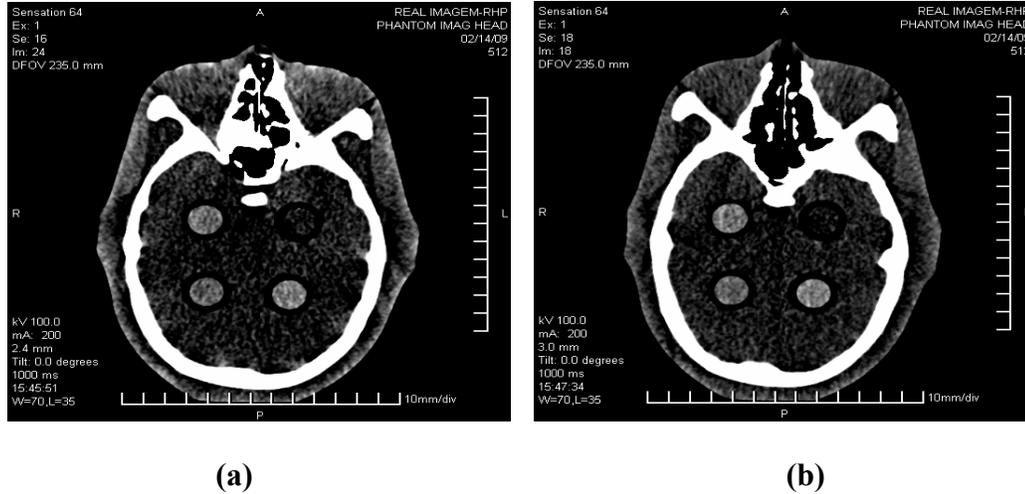


Fig. 17 Adquisiciones para espesor de corte variables a) 2.4 mm, b) 3.0 mm, con kVp=100, mAs=200 y t(s)=1.0 segundos.

La figura anterior nos muestra como el aumento del espesor de corte de 2.4 a 3.0 mm, no provoca una mejora claramente sensible desde el punto de vista visual.

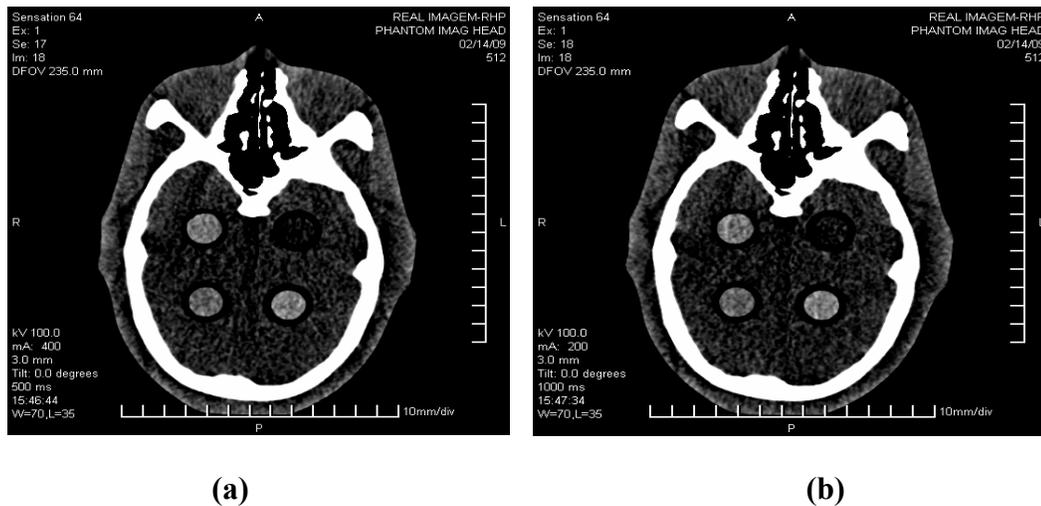


Fig. 18 Adquisiciones para t(s) variables a) 0.5 s, b) 1.0 s, con kVp=100, mAs=200 y Espesor de corte=3.0 mm.

El aumento del tiempo de adquisición en el rango estudiado tampoco mejoró sensiblemente la calidad de la imagen desde el punto de vista visual.

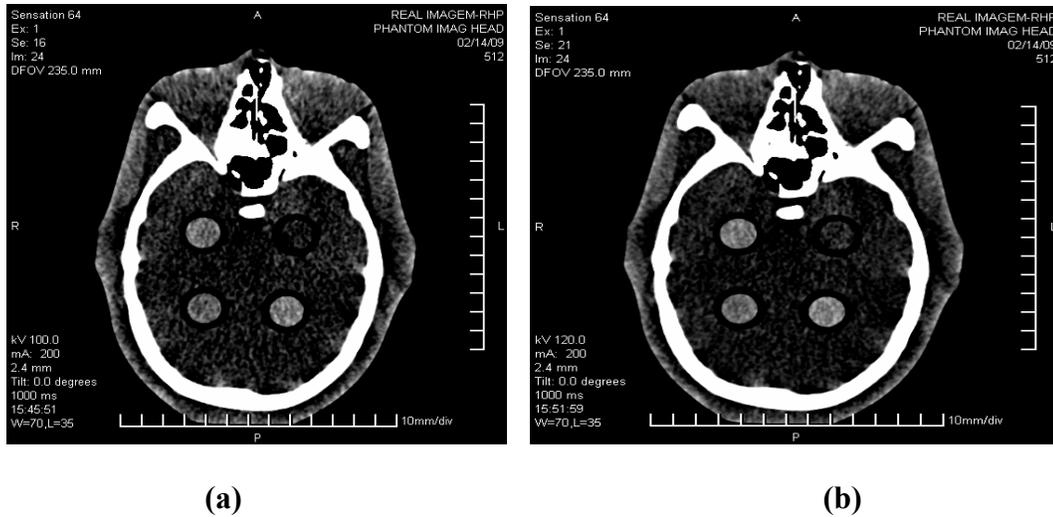
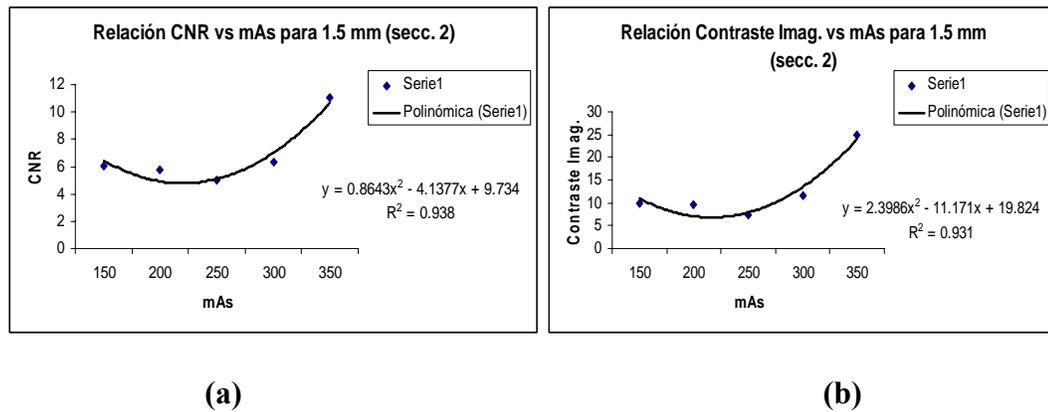


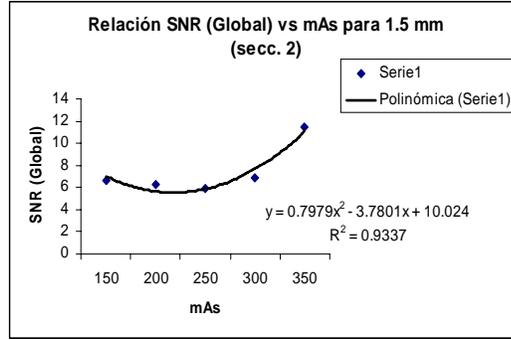
Fig. 19 Adquisiciones para kVp variables a) 100, b) 120, con $t(s) = 1.0$, $mAs = 200$ y Espesor de corte = 3.0 mm. Sin embargo, visualmente el aumento del kVp permite apreciar una disminución del ruido sobre los cortes.

3.2.2 Resultados de medidas objetivas tradicionales de calidad de imagen

3.2.2.1 Tomógrafo *Philips Brilliance 6*

Los siguientes gráficos han sido obtenidos para una de las ROI, ubicada en la sección 2 (alta señal) y muestran el comportamiento de diversas medidas tradicionales respecto a variaciones del mAs.

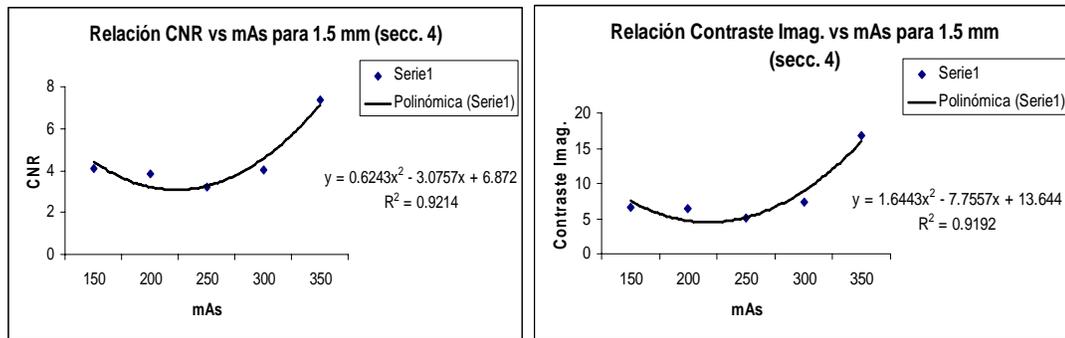




(c)

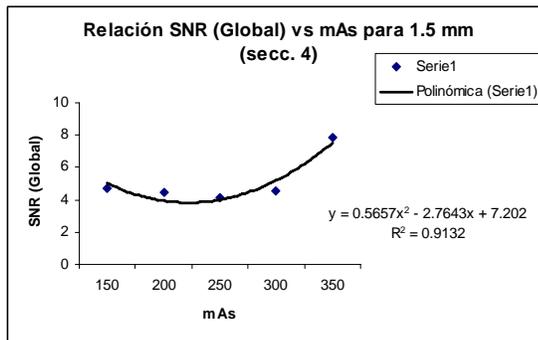
Fig. 20 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 2 para 1.5 mm.

Los mismos resultados se muestran pero para la sección 4 (la de señal más débilmente detectada).



(a)

(b)



(c)

Fig. 21 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 4 para 1.5 mm.

Todas las medidas anteriores, para ambas secciones, ajustan a polinomios de segundo orden, mostrando un comportamiento muy semejante a la SNR de Rose analizadas previamente, al reproducir su comportamiento.

Por su importancia para el análisis posterior de la magnitud resolución de contraste, incluimos a continuación, gráficos que muestran los resultados de las mismas magnitudes pero para la sección 5, que son muy semejantes a los de la sección 2 y que desde el punto de vista visual pareciera que son señales con aproximadamente la misma intensidad.

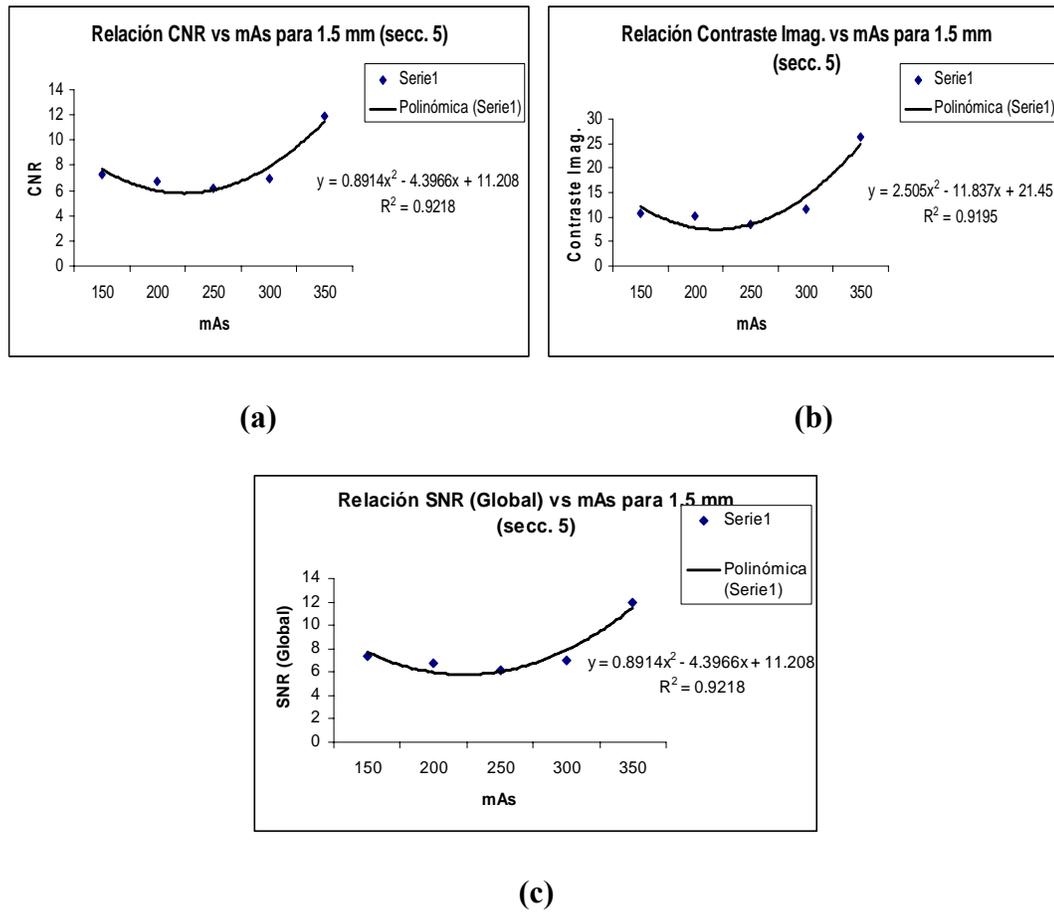
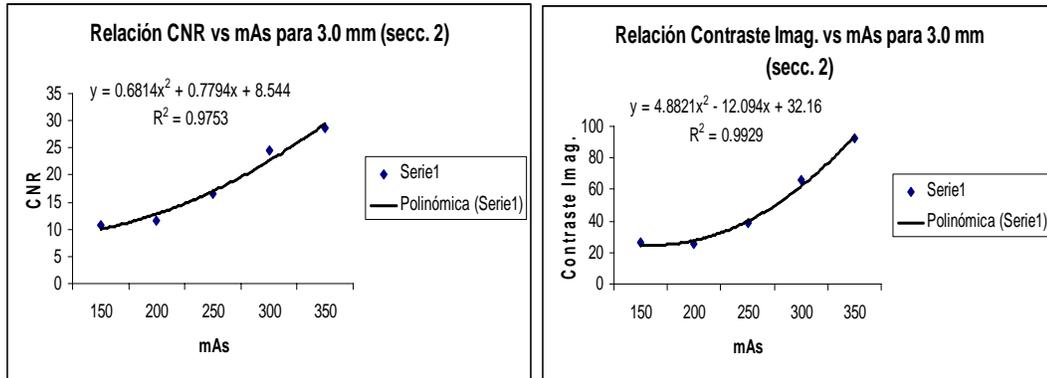


Fig. 22 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 5 para 1.5 mm.

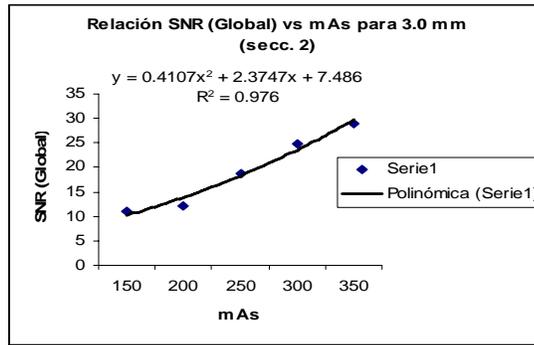
El comportamiento de las magnitudes SNR global, CNR y Contraste imagen es análogo para las secciones 2 y 5. Está muy cercano desde el punto de vista de las medidas objetivas. Lo mismo sucede desde el punto de vista de la SNR de Rose.

Los siguientes gráficos muestran el comportamiento de las mismas magnitudes objetivas frente a variaciones de mAs de las secciones 2, 4 y 5 pero para 3.0 mm de espesor de corte.



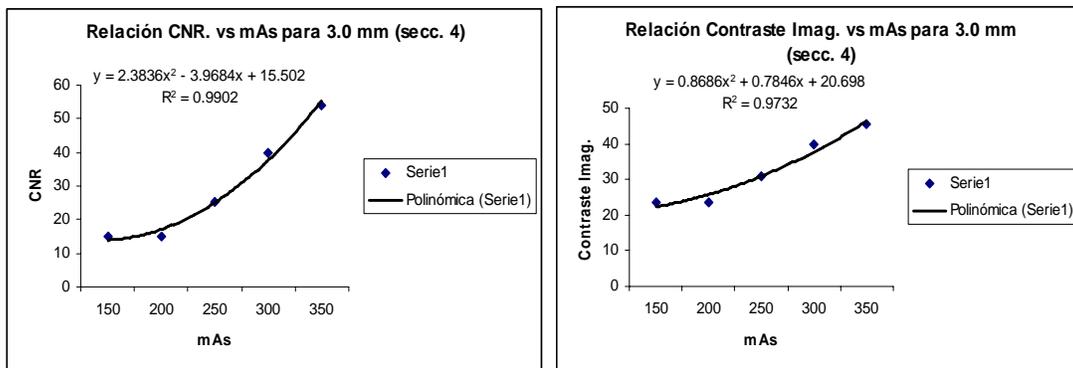
(a)

(b)



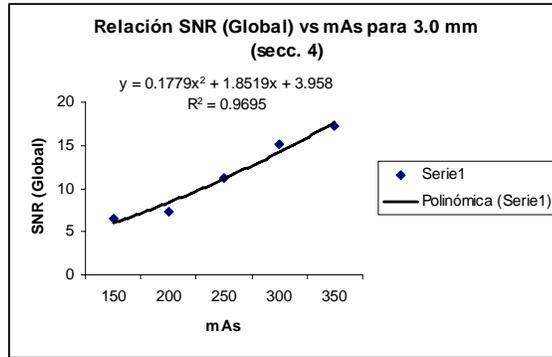
(c)

Fig. 23 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 2 para 3.0 mm.



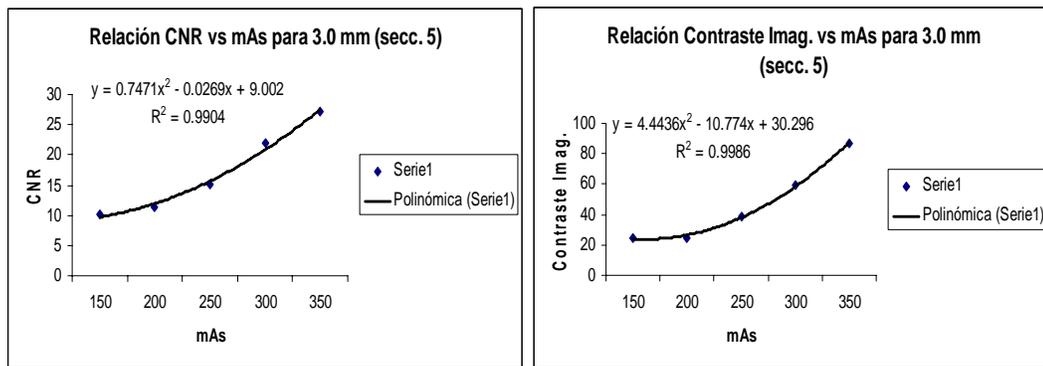
(a)

(b)



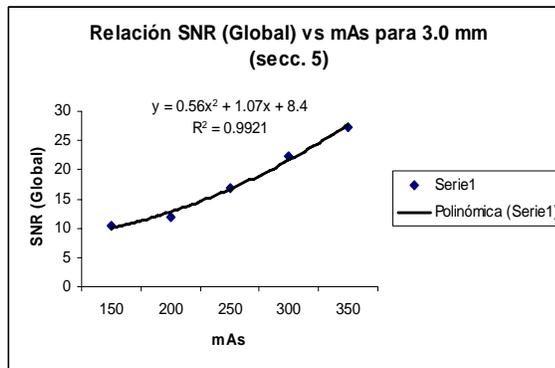
(c)

Fig. 24 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 4 para 3.0 mm.



(a)

(b)



(c)

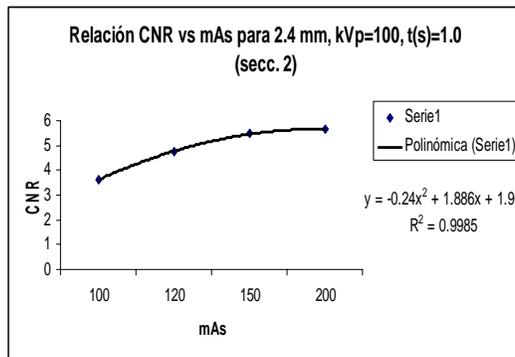
Fig. 25 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 5 para 3.0 mm.

Nuevamente se reproducen todas las tendencias. Todas las magnitudes aumentan con el incremento del mAs y las secciones 2 y 5 tienen resultados muy semejantes, siendo los resultados de la sección 4 inferiores como señal más débil que es.

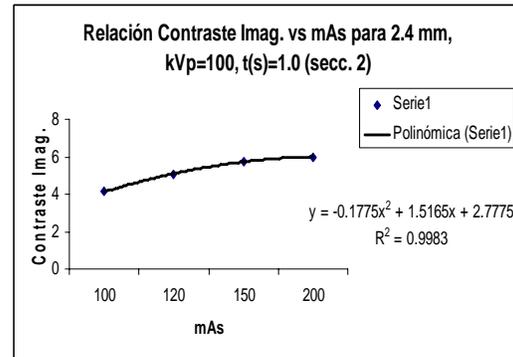
En general debemos expresar que el Modelo de Rose describe las características del ruido y el contraste en imágenes tomográficas adecuadamente, existiendo una correlación lineal por ejemplo con magnitudes tradicionales, con coeficientes de Pearson $r=0.988$ ($p=0.01$) entre la SNR de Rose y la relación CNR y $r=0.874$ ($p=0.01$) entre la SNR global y la SNR de Rose.

3.2.2.2 Tomógrafo Siemens Sensation de 64 cortes

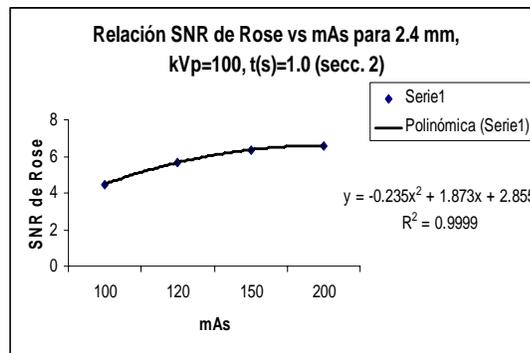
Los siguientes gráficos muestran el comportamiento de medidas objetivas tradicionales ante las variaciones del mAs para las tres secciones más importantes de análisis.



(a)

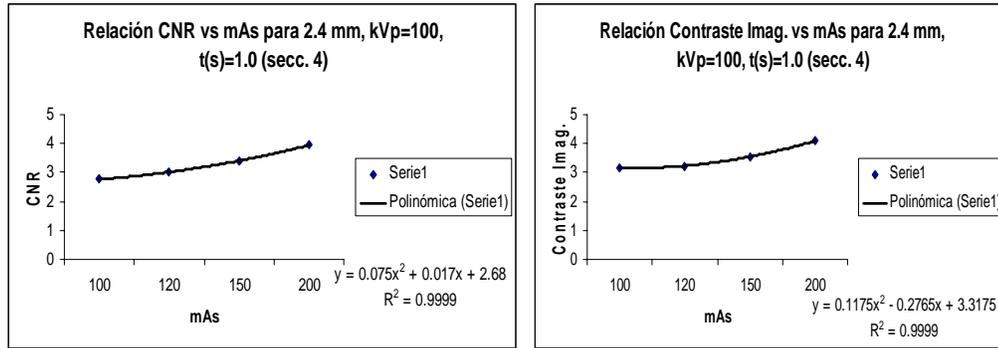


(b)



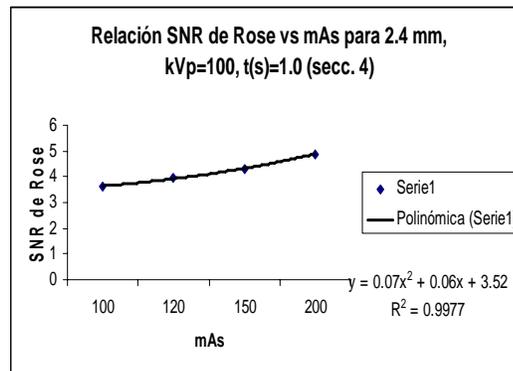
(c)

Fig. 26 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 2 para 2.4 mm.



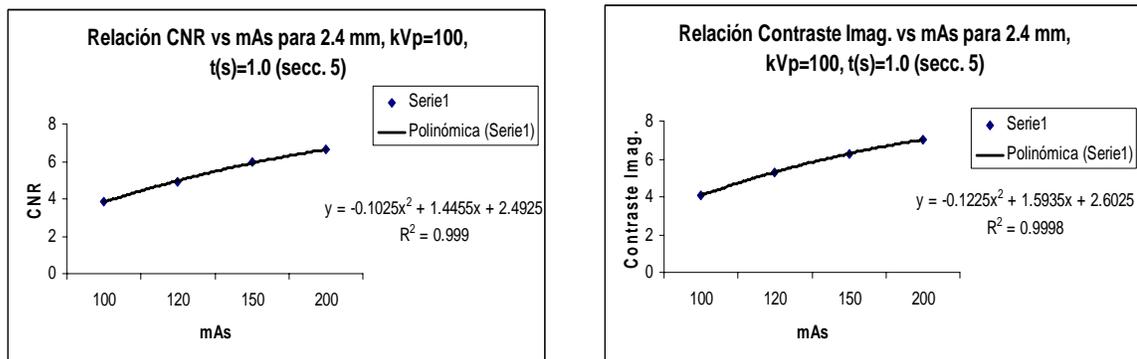
(a)

(b)



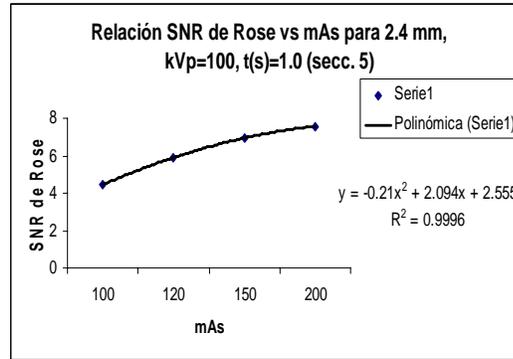
(c)

Fig. 27 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 4 para 2.4 mm.



(a)

(b)



(c)

Fig. 28 Comportamiento de medidas objetivas tradicionales en relación con el mAs en la sección 4 para 2.4 mm.

Nuevamente las medidas tradicionales reprodujeron el comportamiento de la SNR de Rose.

Las siguientes tablas muestra el comportamiento de las medidas tradicionales y de la SNR de Rose ante la variación del kVp para los dos valores de mAs extremos utilizados en la sección 4.

Tabla 9 Relación entre kVp y otras variables con t(s)=1.0 s, espesor de corte=2.4 y mAs=100 para cortes de la sección 4 del maniquí.

kVp	Contraste	CNR	SNR(Global)	SNR de Rose
100	2.77	3.16	3.64	13.13
120	5.34	6.41	6.17	20.24

Tabla 10 Relación entre kVp y otras variables con $t(s)=1.0$ s, espesor de corte=2.4 y mAs=200 para cortes de la sección 4 del maniquí.

kVp	Contraste	CNR	SNR(Global)	SNR de Rose
100	5.15	7.16	5.85	19.37
120	5.78	7.37	6,59	20.51

Se aprecia buena correspondencia entre las magnitudes tradicionales y la SNR de Rose.

Un análisis similar se muestra en las siguientes tablas pero involucrando la variación de espesor de corte.

Tabla 11 Relación entre espesor de corte y otras variables con $t(s)=1.0$ s, kVp =100 y mAs=100 para cortes de la sección 4 del maniquí.

Esp. de corte	Contraste	CNR	SNR(Global)	SNR de Rose
2.4	3.16	2.77	3.64	13.13
3.0	4.24	3.19	3.94	15.95

Tabla 12 Relación entre espesor de corte y otras variables con $t(s)=1.0$ s, kVp =100 y mAs=200 para cortes de la sección 4 del maniquí.

Esp. de corte	Contraste	CNR	SNR(Global)	SNR de Rose
2.4	3.95	4.09	4.89	14.20
3.0	4.02	4.19	5.00	14.82

En general para este tomógrafo también ha existido muy buena correlación entre los resultados de calidad de imagen aportados por las medidas objetivas tradicionales y los obtenidos a partir del Modelo de Rose. Así por ejemplo, el coeficiente de correlación de Pearson entre la variable Contraste imagen y la SNR de Rose fue $r=0.941$, $p=0.001$. Para la variable CNR y SNR de Rose también hubo una fuerte correlación lineal ($r=0.985$, $p=0.000$) y para la SNR global en relación con la SNR de Rose $r=0.939$, $p=0.001$.

3.2.3 Análisis de Resolución de Contraste a partir del Modelo de Rose

Para el rango dinámico utilizado correspondiente a estudios de cerebro (entre 35 y 70 UH) las secciones tejido equivalentes donde se ubicaron las ROI se corresponden con: Sección 2, materia blanca, entre 30 y 35 HU, la sección 3 se corresponde con aire (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 marcadas las diferencias. Numéricamente sin embargo, para cualquier valor de mAs, kVp y espesor de corte para ambos tomógrafos la SNR de Rose detecta esas pequeñas diferencias. Así por ejemplo, para el *Philips Brilliance 6*, con 150 mAs, 120 kVp y 3 mm de espesor de corte, la SNR de Rose en la sección 2 es de 40 ± 2 y en la 5 es de 35 ± 2 . Para el *Siemens Sensation 64* (en semejantes condiciones de adquisición) la SNR de Rose en la sección 2 es de 21 ± 1 y en la 5 es de 18 ± 1.5 , por lo que expresamos que el modelo funcionó adecuadamente en el experimento realizado para detectar resolución de contraste entre regiones tejido equivalentes muy cercanas. Estos resultados se reproducen para todas las condiciones de adquisición probadas. De hecho, la SNR de Rose fue mucho mas sensible para resolución de contraste que medidas tradicionales como por ejemplo la CNR o la SNR global. Así, en el caso anterior, para el *Philips Brilliance 6*, la CNR en la sección 2 es de 10 ± 0.5 y la SNR global es de 12 ± 1 , mientras que en la sección 5 la CNR es de 11 ± 1 y la SNR global es de 10 ± 0.5 .

Merece la pena resaltar que mientras que la resolución de contraste fue prácticamente independiente de las condiciones de adquisición a partir de la utilización del Modelo de

Rose, 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 nuestros experimentos la sección de señal más débil (sección 4) siempre fue observada, el contraste imagen empeora apreciablemente con la disminución del mAs, del mismo modo que la SNR de Rose también es sensible a este parámetro. Este elemento 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 [18]. Este aspecto requerirá futuros estudios con ambos tomógrafos utilizando maniqués que presenten mayores posibilidades de estudio de este factor al contar con más secciones de aún menores contrastes.

3.2.4 Optimización de las dosis. Propuesta de un protocolo optimizado para cada tomógrafo

Las siguientes tablas muestran la variación del índice de kerma (C_a 100 (mGy)) en aire para diversas condiciones de adquisición con ambos tomógrafos.

Tabla 13. Parámetros de adquisición en TC de 6 cortes.

mAs	C_a 100 (mGy)	Colimación n x T (mm)*
150	38.62	6 x 0.75
	32.17	6 x 1.50
200	51.07	6 x 0.75
	42.27	6 x 1.50
250	66.00	6 x 0.75
	51.34	6 x 1.50
300	77.85	6 x 0.75
	63.06	6 x 1.50
350	89.10	6 x 0.75
	75.33	6 x 1.50

* n: número de cortes en una rotación, T: espesor del corte.

Tabla 14. Parámetros de adquisición en TC de 64 cortes.

kVp	mAs	C_a 100 (mGy)	Colimación n x T (mm)*
100	100	8.22	24 x 1,2
	150	12.33	24 x 1,2
	200	16.44	24 x 1,2
120	200	27.52	24 x 1,2

* n: número de cortes en una rotación, T: espesor del corte.

A partir de los estudios realizados a estos equipos se recomienda como condiciones óptimas de adquisición del tomógrafo *Brillante 6* para tener adecuada resolución de contraste con la menor dosis posible, el mAs=250, espesor de corte de 3.0 mm, kVp=120 y t=1.167 seg..

Para estas condiciones la menor SNR de Rose obtenida para la señal más débil del experimento es mucho mayor que el límite de detección visual, la resolución de contraste es buena entre tejidos de similar densidad y visualmente los niveles de ruido son bastante similares a otras combinaciones que aportan mayores dosis. No obstante desde el punto de vista objetivo todas las magnitudes de calidad de imagen analizadas aumentan con el mAs, ajustadas a un polinomio de segundo orden. Sin embargo, entendemos que la mejora que este aspecto implica sobre la calidad de la imagen no justifica el aumento considerable que se produce en la dosis a menos que el estudio particular lo amerite.

Para tomógrafo *Siemens Sensation 64* las condiciones óptimas de adquisición derivadas de nuestro experimento para lograr buena resolución de contraste y adecuada detectabilidad con la menor dosis posible son: mAs=150, kVp=120, espesor de corte 3.0 mm y tiempo de adquisición 0.5 seg. Para la misma se obtiene la mejor SNR de Rose y medidas objetivas, del experimento, se aprecian todos los detalles y los niveles de ruido sobre las imágenes se reducen. Por otra parte la dosis se reduce aproximadamente a la mitad con relación al mAs de 200.

Se debe resaltar que en las últimas décadas se ha incrementado la frecuencia de exámenes de TC en el mundo entre un 10 y un 15 % [41]. Esto se debe a las incuestionables mejoras en el diagnóstico de diversas patologías que ha ocurrido con el incremento en la calidad de imagen logrado a través de las mejoras tecnológicas introducidas [42]. Aunque esta técnica abarca solamente entre un 5 y un 10 % del total de exámenes por rayos x realizados a nivel mundial, aporta entre un 40 y un 50 % a la dosis efectiva colectiva [43], llegando a ser superiores en algunos países. Las mejoras tecnológicas introducidas en la TC desde 1972 a la actualidad, no han estimulado, sin embargo, una reducción en la dosis efectiva; por el contrario, esta continúa en ascenso [34].

3.3 Discusión general de resultados

La aplicación de 350 mAs o mayor, es de uso común con la tecnología de imagen utilizada a nivel mundial en la actualidad buscando aumentar calidad de imagen [41], [43-44]. Consecuentemente se aplican dosis muy altas que pudieran no estar justificadas en todos los casos, principalmente en Radiología pediátrica.

De la revisión bibliográfica realizada podemos notar que hay variaciones muy grandes en el mAs utilizado entre los diferentes países [44], [42]. En un estudio de revisión del tema Hatzouannou y cols. muestran cómo el rango de variación en la TC de cráneo es muy elevado, entre 200 y 600 mAs; incluso, dentro de un mismo país existen grandes variaciones entre instituciones que tienen iguales modelos de tomógrafos [45]. Otros estudios muestran rangos entre 215 y 390 mAs [44] y entre 160 y 332 mAs [46] para diversas tecnologías de adquisición en estudios cerebrales.

Otros autores en la búsqueda de estrategias optimizadas [18] han estudiado la relación de la dosis por ejemplo con la colimación (espesor de corte), llegando a la conclusión de que la dosis puede aumentar hasta 3 veces con solo modificar la colimación del haz para un valor fijo de mAs y kVp, lo cual indica que el problema de la optimización no es solo relativo a estas magnitudes. En particular, los médicos tienen la tendencia a reducir el espesor de corte de la reconstrucción para aumentar la detectabilidad de pequeños detalles y lesiones. Este aspecto sin embargo, no fue apreciado en nuestro experimento, aunque nuestros objetivos no se particularizaron en resolución espacial sino en resolución de contraste.

Otras opciones [18] proponen la reducción del kVp para aumentar contraste, pero se ha observado que esto puede conducir a la aparición de artefactos por endurecimiento del haz.

La relación entre la dosis y el mAs se ha observado que es lineal [46]. Esto implica que una reducción en un 50 % del mAs reduce en igual proporción la dosis, pero incrementa en un 40 % aproximadamente el ruido. Como conocemos, el ruido es el principal elemento que afecta la resolución de contraste, por eso entendemos que se debe particularizar el estudio de la relación entre todas estas magnitudes para cada tecnología en aras de obtener condiciones optimizadas.

3.4 Conclusiones del capítulo

- La SNR de Rose es muy sensible al cambio de las condiciones de adquisición, fundamentalmente al mAs, presentando en este caso un comportamiento ajustado a un polinomio de segundo orden.
- La SNR de Rose reproduce el comportamiento de las medidas objetivas y subjetivas de análisis de calidad de imagen, siendo más sensible para la resolución de contraste que estas.
- Los tomógrafos analizados presentan buena resolución y detectabilidad de contraste para todas las condiciones de adquisición analizadas en ambos experimentos, siendo el tomógrafo *Philips Brilliance 6* el que aporta un nivel de ruido aleatorio más bajo en comparación con el *Siemens Sensation 64*, para aproximadamente las mismas condiciones de adquisición.
- La reducción del mAs conduce a disminuciones apreciables en las dosis para ambos tomógrafos, a la vez que es posible mantener buena calidad de imagen desde el punto de vista de la resolución de contraste, lo cual es un aspecto importante para la optimización.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- La selección realizada del conjunto de imágenes de prueba para dos técnicas diferentes de TC en imágenes cerebrales permitió tener un rango adecuado de condiciones de adquisición con influencia apreciable tanto sobre la calidad de la imagen como del índice de kerma en aire (indicativo de la dosis).
- La aplicación del Modelo de Rose constituye una herramienta robusta para el análisis de resolución de contraste, muy útil para evaluar tecnologías de imagen al proporcionar una medida objetiva muy sensible al cambio de condiciones de adquisición.
- Las medidas objetivas tradicionales CNR, SNR global, contraste imagen y el análisis visual reproducen los resultados de la SNR de Rose en TC cerebral siendo esta última más efectiva para estimar resolución de contraste.

Recomendaciones

- Extender la metodología empleada para análisis de resolución de contraste a otros tipos de tomógrafos y estudios médicos.
- Realizar este mismo estudio con los dos tomógrafos utilizando un maniquí que tenga regiones de más bajo contraste aún que las utilizadas en nuestro experimento, con el fin de determinar el umbral de detectabilidad para el mAs menor de ambos equipos en diversos estudios.

-
- Contar con más muestras o más mediciones (solo hay una tomografía por condición de adquisición), para poder realizar un análisis de variabilidad estadística de las medias y con ello arribar a conclusiones más precisas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] D. N. Corbo Pereira, "Tomografía Axial Computada," presented at the XIII Seminario de Ingeniería biomédica, 2004.
- [2] Principios de la Tomografía Computarizada. *Temas para la Educación revista digital para profesionales de la enseñanza*. Andalucía, Federación de Enseñanza de CC. OO. 4, Septiembre de 2009.
- [3] J. C. Ramírez, *et al.* (2008, Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*.
- [4] J. M. Boone, *et al.*, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Second Edition ed.: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [5] ICRP, Publicación 60, "Recommendations of the ICRP," *Pergamon Press*, Vienna 1990.
- [6] "Sources and Effects of Ionizing Radiation," Report to the General Assembly with Scientific Annexes, UNSCEAR, 1993.
- [7] I. Hernando, "Control de calidad en Tomografía Coputarizada," in *V Regional Congress on Radiation Protection and Safety*, España, Abril 29 - Mayo 4, pp. 4-6, 2001
- [8] J. Paz, "Evaluación de la calidad en imágenes de resonancia magnética compactadas con pérdidas," Tesis de Doctorado, CEETI, Universidad Central de Las Villas Marta Abreu, Santa Clara, 2008.
- [9] A. Drastich, "Medical Imaging Systems, x ray, Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, " 2000.
- [10] P. Sprawls, *Physical Principles of Medical Imaging* Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1993.
- [11] W. A. Kalender, *Computed Tomography Fndamentals Systems Technology, Image Quality, Applications*: Publicis Corporate Publishing, Erlangen, 2005.
- [12] J. C. Russ, *The Image Processing Handbook*, 2 ed. Boca Raton, Florida, 1995.
- [13] I. Bankman, *Medical Imaging Handbook: Processing and Analysis* vol. 1. San Diego, California: Academic Press, 2000.

- [14] C. Monserrat Aranda, *et al.*, "Síntesis de imágenes en imagen médica," *Departamento de Sistemas Informáticos y Computación (Universidad Politécnica de Valencia)*, 1998.
- [15] H. J. Gonzalez Correa, "Reconstrucción de la Imagen. ," Centro Nacional de Electromedicina, CUJAE, Mayo del 2005.
- [16] H. J. Gonzalez Correa, "Factores que afectan la Calidad de Imagen," Centro Nacional de Electromedicina, CUJAE, Mayo del 2005.
- [17] M. F. McNitt-Gray, "Tradeoffs in CT Image Quality and Dose," *Deport of Radiology*, 2003.
- [18] R. A. Miller Clemente, "Estrategias de optimización de la dosis al paciente en Tomografía Computarizada: un enfoque sistémico," Noviembre 2006.
- [19] H. G. Menzel, *et al.*, "European Guidelines on Quality Criteria for Computer Tomography," in *Quality Criteria for Computed Tomography*, E. C. s. R. P. Actions, Ed., ed, 1997.
- [20] J. L. Prince and J. M. Links, *Medical Imaging Signal and Systems Editions*: Pearson Education, 2006.
- [21] T. M. Buzug, *Computed Tomography. From Photon statistic to modern cone-beam CT*: Springer, 2008.
- [22] K. M. Hanson, "Noise and contrast discriminations in computed tomography," *Radiology of the Skull an Brain*, vol. 5, 1981.
- [23] M. P. McLaughlin, "Regress+. Appendix A: A compedium of common probability distributions," 3ra. ed, 2001.
- [24] R. C. Warren, "Detectability of low-contrast features in computed tomography," *Phy. Med. Biol.*, vol. 29, 1984.
- [25] D. M. Marsh and J. F. Malone, "Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 94, pp. 37-42, 2001.
- [26] Y. Funama, *et al.*, "Radiation dose reduction without degradation of low - contrast detectability at abdominal multisection CT with a low - tube voltage Technique: phantom study," *Radiology of the Skull an Brain*, 2005.
- [27] W. R. Hendee and E. R. e. Riternour, *Medical Imaging physics*, 3rd ed.: St. Louis: Mosby Year Book, 1992.
- [28] B. M. Moores, *et al.*, "Optimization of image quality and patient exposures in diagnostic radiology. ," 1989.
- [29] P. Suetens, *Fundamentals of Medical Imaging*, 2002.
- [30] M. Wolf, *et al.*, "Accuracy of specification of dose reference values and detectability by a statistical phantom," *Radiatio Protection Dosimetry*, vol. 80, pp. 317-320, 1998.

- [31] S. C. Bushong, "Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica.," 8va. ed Madrid, España: Elsevier, 2005.
- [32] J. García, *et al.*, "Análisis de calidad de imágenes médicas utilizando el modelo de Sistema Visual Humano," 2006.
- [33] J. Beutel, *et al.*, *Handbook of Medical imaging, Physics and Psychophysics* vol. 1: The international society for optical engineering, 2000.
- [34] M. Pérez, *et al.*, "Detección de lesiones tumorales en fosa posterior en imágenes de Tomografía Computarizada cerebral para diversas condiciones de adquisición " *Radioprotección*, vol. XVII, pp. 13-19, 2010.
- [35] W. A. Kalender, "Computed Tomography: influence of exposure parameters and the establishment of reference dose values," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 80, pp. 163-166, 1998.
- [36] F. R. Verdun, *et al.*, "Dose and image quality characterisation of CT units," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 90, pp. 193-196, 2000.
- [37] P. I. International Commission on Radiation Units. , "Patient Dosimetry of X Rays used in Medical Imaging," 2005.
- [38] A. Taboada-Crispi, *et al.*, "Anomaly Detection in Medical Image Analysis," 2009.
- [39] M. Hamann, *et al.*, "Evaluation of a low - dose/ slow - rotating SPECT - CT system," *Physics in Medicine and Biology*, 2008.
- [40] I. T. Young, *et al.*, *Fundamentals of Image Processing*, Version 2.2 ed., 1998.
- [41] D. Brenner and E. Hall, "Computed Tomography: an increasing Source of Radiation exposure.," *N Engl J. Med*, vol. 357, pp. 2277-2284, 2007.
- [42] C. McCollough, *et al.*, "CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options.," *Radiographics*, vol. 26, pp. 503-512, 2006.
- [43] W. Huda and M. Kent, "Comparison of head and body organs doses in CT. ," *Phys Med Biol* vol. 53, pp. 9-14, 2008.
- [44] A. Calzado, *et al.*, "Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations.," *Br. Journal of Radiology*, vol. 73, pp. 384-395, 2000.
- [45] E. Hatziouriannou, *et al.*, "A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT.," *Br. Journal of Radiology* vol. 76, pp. 541-545, 2003.
- [46] G. Brigx, *et al.*, "Radiation exposure in multi-slice vs. single slice CT. Results of a nationwide survey.," *Radiology*, vol. 13, 2003.

ANEXOS

Anexo I: Implementación en Matlab

```
%Cargar la imagen al Matlab.
imagen=imread('D:\__Osmany\Selec. de imag. para Lya\Selec. de Imágenes 4 (Bajo
Aleatorio)\Sec. 3.bmp');

%Llevar a escala de grises.
imag=rgb2gray(imagen);

%Normalizar y llevar a double.
imag=im2double(imag);
secc=zeros(15,15,5);

figure
imshow(imag);title('Imagen' )
    for i=1:5
        [x y]=getpts;
        round([x y]);
        secc(:, :, i) = imag(y:y+14, x:x+14);
    end

% Medidas objetivas tradicionales.

%Contrate-ruido (CNR).
%Para ROI 2.
```

```

CNR2=abs((mean2(secc(:,:,1))-mean2(secc(:,:,2)))/std2(secc(:,:,1)));
%Para ROI 3.
CNR3=abs((mean2(secc(:,:,1))-mean2(secc(:,:,3)))/std2(secc(:,:,1)));
%Para ROI 4.
CNR4=abs((mean2(secc(:,:,1))-mean2(secc(:,:,4)))/std2(secc(:,:,1)));
%Para ROI 5.
CNR5=abs((mean2(secc(:,:,1))-mean2(secc(:,:,5)))/std2(secc(:,:,1)));

% Contraste imagen.
%Para ROI 2.
Contrast2=abs(mean2(secc(:,:,1))-mean2(abs(secc(:,:,2))))/mean2(secc(:,:,1));
%Para ROI 3.
Contrast3=abs(mean2(secc(:,:,1))-mean2(abs(secc(:,:,3))))/mean2(secc(:,:,1));
%Para ROI 4.
Contrast4=abs(mean2(secc(:,:,1))-mean2(abs(secc(:,:,4))))/mean2(secc(:,:,1));
%Para ROI 5.
Contrast5=abs(mean2(secc(:,:,1))-mean2(abs(secc(:,:,5))))/mean2(secc(:,:,1));

% Relación señal-ruido (SNR) en dB.
%Para ROI 2.
SNRsecc2_dB= 10*log10((mean2(secc(:,:,2))^2)/(std2(secc(:,:,1))^2));
%Para ROI 3.
SNRsecc3_dB= 10*log10((mean2(secc(:,:,3))^2)/(std2(secc(:,:,1))^2));
;%Para ROI 4.
SNRsecc4_dB= 10*log10((mean2(secc(:,:,4))^2)/(std2(secc(:,:,1))^2));
%Para ROI 5.
SNRsecc5_dB= 10*log10((mean2(secc(:,:,5))^2)/(std2(secc(:,:,1))^2));

% Relación señal-ruido (SNR) global.
%Para ROI 2.
SNRsecc2=mean2(secc(:,:,2))/std2(secc(:,:,1));
%Para ROI 3.
SNRsecc3=mean2(secc(:,:,3))/std2(secc(:,:,1));

```

```
%Para ROI 4.
SNRsecc4=mean2(secc(:,4))/std2(secc(:,1));
%Para ROI 5.
SNRsecc5=mean2(secc(:,5))/std2(secc(:,1));

%Modelo de Rose
%La función modelorose calcula la SNR según el modelo de Rose.
%En la función "imagen" es la imagen original en escala de grises y normalizada,
%"fondo" es la región considerada como fondo de la imagen, "objeto" es la región de
%interés (ROI), "tamafila" es el tamaño de las filas de la matriz en mm y "tamacolumna"
%es el tamaño de las columnas de la matriz en mm.

function [SNRRose]=modelorose(imagen,fondo,objeto,tamafila,tamacolumna)

qr=mean2(fondo);
qo=mean2(objeto);

% Relación contraste imagen.
cont=abs((qr-qo)/qr);

[filima colima]=size(imagen);

x=tamafila/filima;
y=tamacolumna/colima;

%Valor del píxel en dimensiones físicas.
valpix=x*y;

%Área del objeto.
areaobj=valpix*(15*15);

%SNR de Rose
SNRRose=cont*(sqrt(areaobj*qr));
```

Anexo II Tablas de resultados

Tabla de resultados del Tomógrafo de 6 cortes.

kVp	Δt (s)	Rango dinámico	C _a 100 (mGy)	Esp. de corte (mm)	mAs	Número de Imagen	Región	CNR	Cont.	SNR de Rose	SNR (Glob.)
120	1.167	W=70 L=35	38.62	1.5	150	Sec. 11 Imag.29	Secc.2	6.07	9.83	23.69	6.69
							Secc.3	0.20	0.33	0.81	0.40
							Secc.4	4.12	6.67	16.09	4.74
							Secc.5	6.69	10.84	26.13	7.31
			32.17	3.0	150	Sec. 10 Imag.15	Secc.2	10.67	26.17	40.79	11.08
							Secc.3	0.04	0.10	0.16	0.45
							Secc.4	6.11	15.00	23.38	6.52
							Secc.5	10.05	24.64	38.41	10.45
			25.65	4.5	150	Sec. 9 Imag.11	Secc.2	12.96	35.15	46.96	13.33
							Secc.3	0.18	0.51	0.68	0.17
							Secc.4	6.63	17.99	24.04	7.00
							Secc.5	12.69	34.42	45.98	13.06
			51.07	1.5	200	Sec. 8 Imag.29	Secc.2	5.73	9.65	23.26	6.33
							Secc.3	0.35	0.60	1.45	0.23
							Secc.4	3.84	6.46	15.58	4.43
							Secc.5	6.14	10.33	24.91	6.73
			42.27	3.0	200	Sec. 7 Imag.15	Secc.2	11.67	25.48	40.44	12.13
							Secc.3	0.00	0.00	0.01	0.46
							Secc.4	6.82	14.90	23.64	7.28
							Secc.5	11.43	24.96	39.61	11.89

120	1.167	W=70 L=35	66.00	1.5	250	Sec. 6 Imag.29	Secc.2	5.00	7.50	5.95	22.50
							Secc.3	0.17	0.31	1.70	0.37
							Secc.4	3.20	5.10	14.95	4.10
							Secc.5	5.50	8.55	23.70	6.15
			51.34	3.0	250	Sec.5 Imag.15	Secc.2	16.50	38.55	49.55	18.70
							Secc.3	0.34	1.49	0.94	0.56
							Secc.4	10.90	25.15	31.00	11.20
							Secc.5	15.20	38.60	47.50	16.80
			77.85	1.5	300	Sec. 4 Imag.29	Secc.2	6.33	11.47	25.77	6.88
							Secc.3	0.32	0.59	1.33	0.22
							Secc.4	4.02	7.28	16.37	4.57
							Secc.5	6.44	11.56	26.20	6.99
			63.06	3.0	300	Sec. 3 Imag.15	Secc.2	24.41	65.61	65.33	24.78
							Secc.3	0.05	0.14	0.14	0.31
							Secc.4	14.82	39.83	39.66	15.19
							Secc.5	21.95	59.01	58.76	22.33
			89.10	1.5	350	Sec. 2 Imag.29	Secc.2	11.01	25.02	38.53	11.45
							Secc.3	0.00	0.00	0.00	0.44
							Secc.4	7.38	16.81	25.85	7.82
							Secc.5	11.51	26.19	40.27	11.94
			75.33	3.0	350	Sec. 1 Imag.15	Secc.2	28.64	92.10	77.07	28.95
							Secc.3	0.07	0.23	0.19	0.38
							Secc.4	16.85	54.20	45.35	17.16
							Secc.5	27.07	87.05	72.85	27.38

Tabla de resultados del Tomógrafo de 64 cortes.

FOV (mm)	kVp	Δt (s)	Esp. de corte (mm)	C_a 100 (mGy)	mAs	Número de Imagen	Región	CNR	Cont.	SNR de Rose	SNR (Glob.)
235	100	0.5	2.4	--	200	Sec.1 Imag.24	Sec.2	7.71	11.02	28.96	8.41
							Sec.3	0.28	0.41	1.07	0.96
							Sec.4	5.15	7.16	19.37	5.85
							Sec.5	7.64	10.92	28.71	8.34
	120	1.0	2.4	13.76	100	Sec.2 Imag.24	Sec.2	6.71	8.06	25.41	7.54
							Sec.3	1.11	1.34	4.23	1.95
							Sec.4	5.34	6.41	20.24	6.17
							Sec.5	6.93	8.32	26.25	7.76
	100	0.5	3.0	--	200	Sec.3 Imag.18	Sec.2	6.68	7.96	24.44	7.52
							Sec.3	0.29	0.35	1.09	0.54
							Sec.4	4.89	5.83	17.90	5.73
							Sec.5	7.23	8.62	26.48	8.07
	100	0.5	3.0	--	150	Sec.5 Imag.18	Sec.2	4.61	5.44	19.24	5.45
							Sec.3	0.32	0.38	1.34	0.52
							Sec.4	3.68	4.35	15.39	4.53
							Sec.5	4.95	5.84	20.67	5.79
	100	1.0	2.4	8.22	100	Sec.8 Imag.24	Sec.2	3.62	4.13	17.15	4.49
							Sec.3	0.00	0.00	0.00	0.87
							Sec.4	2.77	3.16	13.13	3.64
							Sec.5	3.85	4.08	16.96	4.45
100	0.5	3.0	--	100	Sec.9 Imag.18	Sec.2	6.87	10.93	28.95	7.50	
						Sec.3	0.44	0.70	1.87	1.07	
						Sec.4	5.05	8.03	21.29	5.68	
						Sec.5	7.62	12.12	32.15	8.25	

235	120	1.0	2.4	27.52	200	Sec.10 Imag.24	Sec.2	8.21	10.17	29.12	9.01
							Sec.3	1.55	1.92	5.51	2.36
							Sec.4	5.78	7.37	20.51	6.59
							Sec.5	8.23	10.20	29.20	9.04
	120	1.0	3.0	--	100	Sec.11 Imag.18	Sec.2	7.60	8.58	26.74	8.48
							Sec.3	0.51	0.58	1.82	1.40
							Sec.4	5.33	6.02	18.78	6.22
							Sec.5	7.58	8.56	26.68	8.47
	100	0.5	2.4	--	120	Sec.13 Imag.24	Sec.2	4.54	4.87	18.19	5.47
							Sec.3	0.11	0.12	0.45	1.04
							Sec.4	3.71	3.99	14.88	4.64
							Sec.5	4.72	5.07	18.91	5.65
	100	1.0	3.0	--	200	Sec.14 Imag.18	Sec.2	5.76	5.86	21.23	6.74
							Sec.3	0.51	0.52	1.88	0.47
							Sec.4	4.02	4.19	14.82	5.00
							Sec.5	5.75	5.86	21.21	6.73
	100	1.0	2.4	16.44	200	Sec.15 Imag.24	Sec.2	5.65	5.99	20.30	6.59
							Sec.3	0.04	0.04	0.14	0.90
							Sec.4	3.95	4.09	14.20	4.89
							Sec.5	6.62	7.01	23.79	7.56
	100	1.0	3.0	--	150	Sec.18 Imag.18	Sec.2	5.37	5.83	21.08	6.30
							Sec.3	0.37	0.40	1.45	0.54
							Sec.4	3.73	4.05	14.64	4.65
							Sec.5	5.08	5.51	19.94	6.01
	100	1.0	2.4	12.33	150	Sec.19 Imag.24	Sec.2	3.45	4.71	17.58	4.18
							Sec.3	0.14	0.19	0.73	0.58
							Sec.4	3.04	4.16	15.53	3.78
							Sec.5	4.00	5.46	20.41	4.74

235	100	1.0	3.0	--	120	Sec.21 Imag.18	Sec.2	5.38	5.92	21.19	6.29
							Sec.3	0.31	0.34	1.23	0.59
							Sec.4	3.87	4.26	15.25	4.78
							Sec.5	5.22	5.75	20.58	6.13
	100	1.0	2.4	--	120	Sec.22 Imag.24	Sec.2	4.73	5.06	19.24	5.67
							Sec.3	0.19	0.20	0.78	0.74
							Sec.4	3.02	3.23	12.26	3.95
							Sec.5	4.93	5.28	20.05	5.87
	100	0.5	3.0	--	120	Sec.24 Imag.18	Sec.2	6.42	9.75	27.51	7.07
							Sec.3	0.10	0.15	0.44	0.55
							Sec.4	4.45	6.76	19.08	5.11
							Sec.5	5.96	9.07	25.57	6.62
	100	1.0	3.0	--	100	Sec.25 Imag.18	Sec.2	3.95	5.26	19.75	4.70
							Sec.3	0.42	0.55	2.10	0.33
							Sec.4	3.19	4.24	15.95	3.94
							Sec.5	4.11	5.47	20.55	4.86