

Tesis Doctoral

Optimización de protocolo CT, en PET-CT, de cuerpo entero

Santos Gutiérrez, Fredys Jorge

2010

Tesis presentada para obtener el grado de Magister de la
Universidad de Buenos Aires en Física Médica de la
Universidad de Buenos Aires

Este documento forma parte de la colección de tesis doctorales y de maestría de la Biblioteca Central Dr. Luis Federico Leloir, disponible en digital.bl.fcen.uba.ar. Su utilización debe ser acompañada por la cita bibliográfica con reconocimiento de la fuente.

This document is part of the Master's and Doctoral Theses Collection of the Central Library Dr. Luis Federico Leloir, available in digital.bl.fcen.uba.ar. It should be used accompanied by the corresponding citation acknowledging the source.

Cita tipo APA:

Santos Gutiérrez, Fredys Jorge. (2010). Optimización de protocolo CT, en PET-CT, de cuerpo entero. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires.
http://hdl.handle.net/20.500.12110/tesis_n4802_SantosGutierrez

Cita tipo Chicago:

Santos Gutiérrez, Fredys Jorge. "Optimización de protocolo CT, en PET-CT, de cuerpo entero". Tesis de Magister. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. 2010. http://hdl.handle.net/20.500.12110/tesis_n4802_SantosGutierrez

EXACTAS UBA

Facultad de Ciencias Exactas y Naturales



UBA

Universidad de Buenos Aires

OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLO CT, EN PET-CT, DE CUERPO ENTERO



80608

Autor: Ing. Fredys Santos G

Director: Msc. Mauro Namías

Diciembre de 2010



Universidad de Buenos Aires
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales
Secretaría Académica – Subsecretaría de Postgrado
Pabellón II, PB, Ciudad Universitaria, (1428) Buenos Aires

En la Ciudad Autónoma de Buenos Aires, República Argentina, siendo las 15:00 hrs del día 1º de Marzo de dos mil once, en la sede de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la Universidad de Buenos Aires, se constituye el Tribunal designado por Resolución N° 253 del Consejo Directivo de la mencionada facultad, para dictaminar sobre el trabajo de tesis de maestría presentado por el **Ing. Fredys Jorge SANTOS GUTIÉRREZ** para optar al grado de **MAGÍSTER EN FÍSICA MÉDICA**, como egresado de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales perteneciente a la Universidad de Buenos Aires, titulado: **"OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS CT, EN PET/CT, DE CUERPO ENTERO"**.

Están presentes como integrantes del tribunal la Dra. Susana Blanco, la Lic. Amalia Pérez y el Lic. Daniel Enrique Andisco.

Del estudio realizado y conforme los fundamentos expuestos en Anexo I, luego de escuchar la exposición oral, este Tribunal decide calificar el trabajo de tesis con la nota de **APROBADO**.

Con lo que se da por finalizado el acto, firmando sus integrantes tres ejemplares de un mismo tenor y a un solo efecto.

ACLARACIÓN

Dra. Susana Blanco

Lic. Amalia Pérez

Lic. Daniel Enrique Andisco



FIRMA

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría expresar mi agradecimiento a todas las personas que, directa o indirectamente, han permitido la realización de este trabajo en especial a:

- Ing. Mauro Namías, por su rigor, su dedicación, su paciencia y por ser el Director de este trabajo.
- Lic. Diana Feld, Co-Directora de la Maestría de Física Médica de la UBA, por su dedicación y enseñanza diaria.
- Lic. Mariana Cabrejas, Directora de la Maestría de Física Médica de la UBA.

También me gustaría dar las gracias a las instituciones que han hecho posible la realización de este proyecto:

- Caja Costarricense de Seguro Social, por otorgarme el permiso y ayuda económica para poder realizar estos estudios de postgrado.
- Fundación Centro Diagnóstico Nuclear de la Comisión de Energía Atómica, por darme la posibilidad de la realización de este trabajo en sus instalaciones.
- Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la Universidad de Buenos Aires.

Agradecimiento a mi familia, a mis hijos y en especial a mi esposa por su constante apoyo, paciencia y dedicación.

RESUMEN

El objetivo principal propuesto en este proyecto fue optimizar los protocolos de adquisición y procesamiento existentes de CT del tomógrafo PET/CT de uso clínico de la Fundación Centro Diagnóstico Nuclear (FCDN) (Av. Nazca 3449, Capital Federal), de manera de minimizar la dosis de radiación, manteniendo una imagen de adecuada calidad diagnóstica. Se relevaron los datos dosimétricos del servicio PET/CT y obtuvimos la línea base contra la cual comparamos y definimos las estrategias y modificaciones a desarrollar. Para ello seleccionamos cortes transaxiales a la altura del hilio pulmonar y hepático como las regiones anatómicas de interés que permitieron la estandarización del estudio, siguiendo la metodología recomendada en el TecDoc 1621 del IAEA.

Obtuvimos y publicamos las características dosimétricas del scanner Discovery STE16 (G.E. Healthcare) así como las capacidades de los sistemas de modulación de la corriente de tubo, AutomA y SmartmA. Además se comprobó su correcto funcionamiento en exploraciones en un fantoma homogéneo. Podemos afirmar que la técnica de modulación angular ayuda en mejorar la eficacia de la dosis en el eje X-Y, reduciendo la exposición de radiación en un plano particular de la exploración. En pacientes pequeños, el SmartmA baja la corriente del tubo demasiado dando como resultado niveles potencialmente inaceptables de ruido en la imagen. Se comprobó que mientras las técnicas de ATCM dan lugar a una calidad mejor de imagen, puede dar lugar también a mayor exposición de radiación que un protocolo de corriente fija, en pacientes grandes.

Se publican los resultados de las mediciones dosimétricas y el valor calculado del coeficiente de corrección para los valores de $CTDI_{vol}$, igual a 0.8625. Este factor fue hallado con un tubo nuevo marca Performix de 6.3 MHU. En el trabajo se citan dos procedimientos para realizar los cálculos de dosis efectiva recibida por los pacientes, a partir de los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP, con el uso de coeficientes de dosis normalizados obtenidos bajo claras condiciones de referencia y con ello poder hacer adecuados estudios sobre riesgos radiológicos. En promedio, por exploración de CT de cuerpo entero, el equipo en estudio está impartiendo una dosis efectiva de 10.95 mSv, valor menor a otros valores obtenidos y reportados en la literatura.

Se llevó a cabo una evaluación subjetiva de calidad de imagen con la participación de los médicos radiólogos de la institución. Se analizaron imágenes de las regiones anatómicas de interés, dando como resultado que la gran mayoría de las imágenes fueron calificadas alrededor del valor de "Aceptable", por lo que se decidió no aumentar el nivel de ruido en las mismas. No se encontró una clara correlación entre el nivel de ruido en las imágenes y la calificación subjetiva (imágenes con un ruido bajo no fueron bien calificadas).

Se llegó a la conclusión que no es conveniente usar los valores de los mA como parámetro del control del ruido, ya que este depende de la velocidad de rotación, espesor de corte y del kVp. Por lo tanto, es muy importante entender la relación entre el índice de ruido y el ancho de corte.

Por último, después de realizar el análisis de cada una de las variables, podemos concluir que los valores de los parámetros de nuestro protocolo están al límite de lo que permite modificar para alcanzar la optimización de esta tecnología, en el sentido de que ya no pueden esperarse grandes disminuciones en las dosis sin sacrificar la calidad de la imagen.

ÍNDICE

Temarios	Página
1- Introducción.	5
1.1-Descripción y usos de la tomografía por emisión de positrones combinada con la tomografía computada.	5
1.2-Factores de corrección por atenuación.	9
1.2.1- Métodos para determinar los coeficientes de atenuación.	11
1.3-Modos de adquisición de imágenes CT.	12
2- Objetivo general.	15
3- Objetivos específicos.	15
4- Desarrollo	15
4.1- Características y descripción del sistema tomográfico.	16
4.1.1- Descripción del tomógrafo.	16
4.1.1.1- Configuración de los detectores.	17
4.1.2- Dosimetría física.	19
4.1.2.1- Determinación dosis efectiva en el paciente.	21
4.1.3- Descripción del control automático de exposición.	25
4.1.3.1- Principio de las técnicas de modulación automática de la corriente de tubo.	26
4.1.3.2- Modulación del eje z.	27
4.1.3.3- Modulación angular.	28
4.1.3.4. Limitaciones de la modulación de la corriente del tubo.	31
4.2- Descripción protocolo actual.	33
4.3- Compromiso entre calidad de imagen y dosis.	33
4.3.1- Análisis cuantitativo.	35
4.3.2- Análisis cualitativo.	44
5- Conclusiones.	45
6- Recomendaciones.	46
7- Bibliografía.	48
8- Anexo 1. Dependencia del coeficiente de atenuación lineal con la densidad del medio y la energía.	50

1. INTRODUCCIÓN

El progresivo desarrollo científico y tecnológico ha puesto a disposición de la medicina, instrumentación y equipos que proporcionan más y mejor información del cuerpo humano con procedimientos cada vez menos agresivos. Existen en la actualidad muchas técnicas de imagen médica, entendiendo por imagen médica el conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él. Cada una de estas técnicas se basa en un principio físico diferente y emplean sondas que permiten obtener información del paciente.

Entre las magnitudes físicas empleadas encontramos, por ejemplo, la forma de propagarse los ultrasonidos en el cuerpo, el tiempo de relajación de los spines de los núcleos, campos magnéticos nucleares, la diferente emisión o transmisión de radiación en el cuerpo, dependiendo de la naturaleza de éste.

1.1- Descripción y usos de la tomografía por emisión de positrones combinada con la tomografía computada.

La PET o tomografía por emisión de positrones es una técnica de Medicina Nuclear que suministra imágenes funcionales en investigación y en la clínica con fines diagnósticos de forma preferente en Oncología, utilizándose también en los ámbitos de la Cardiología y Neurología.

En oncología es necesario el diagnóstico y estadificación precisos del paciente con cáncer, para tener resultados óptimos en su tratamiento. La tomografía híbrida PET/CT (ver figura 1) es la técnica más avanzada y novedosa en el campo del diagnóstico por imágenes que combina las ventajas de las dos exploraciones; tomografía por emisión de positrones y tomografía computada (CT). El equipo es, simultáneamente, un PET y un CT.

Así, mediante la exploración PET es posible ver los cambios funcionales, bioquímicos o moleculares, mientras que con la exploración CT podemos obtener, simultáneamente, una imagen de la anatomía interna que nos muestre la localización, la forma y el tamaño de los cambios observados con la PET.

La PET/CT es una de las técnicas emergentes que está experimentando un desarrollo impresionante y constituye el pilar del diagnóstico morfo-funcional (ver figura 2).

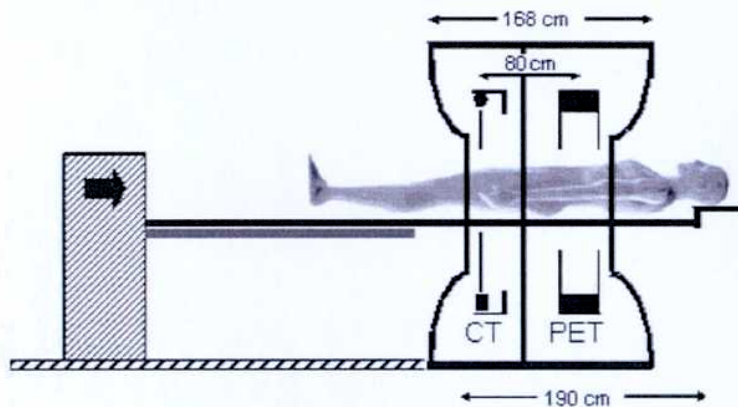


Fig. 1 Esquema equipo híbrido PET-CT

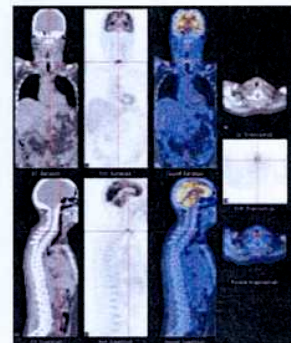


Fig. 2 Imágenes PET-CT

La tomografía por emisión de positrones tiene alto valor predictivo, mediante la exploración del cuerpo entero. Diagnostica la benignidad o malignidad de una neoplasia detectada por otros métodos de imagen; establece el diagnóstico de extensión previo al planteamiento terapéutico de un cáncer conocido; identifica tumor residual y cambios producidos post cirugía, quimio o radioterapia; localiza recidivas tumorales sospechosas clínicamente o por elevación de marcadores tumorales; permite hacer un nuevo estudio de extensión o reestadificación tras el diagnóstico de una recurrencia; permite valorar, tempranamente, la respuesta a un esquema terapéutico y la búsqueda del tumor primario en pacientes con metástasis de origen desconocido. La PET conduce a una imagenología molecular funcional del cáncer en el cuerpo entero.

Aunque la mayoría de estas técnicas, en el modo en el que hoy se conocen, son relativamente recientes, un precursor de todas ellas, los rayos X, tiene ya más de un siglo de antigüedad. La imagen médica ha ido viendo incrementada el número de sus modalidades, así como la resolución y calidad de las mismas.

La tomografía computada fue descrita y puesta en práctica por G. Hounsfield y A. Cormack en la década de los 70, con la intención de conseguir imágenes transversales del cuerpo humano [1]. Demostraron que los rayos X que atraviesan cualquier cuerpo, contienen información de todos los constituyentes por los que se transporta el haz de fotones. Esta idea orientó el diseño de los primeros equipos de CT, que permitían conocer la atenuación de los diferentes tejidos orgánicos al ser atravesados por los rayos X [2].

En la actualidad, la CT es una modalidad de diagnóstico madura, que todavía está experimentando un rápido desarrollo. La combinación de CT con la PET es un ejemplo de un nuevo uso técnico y clínico. Los principios de base de la proyección de imágenes CT se encuentran en muchos textos [3,4].

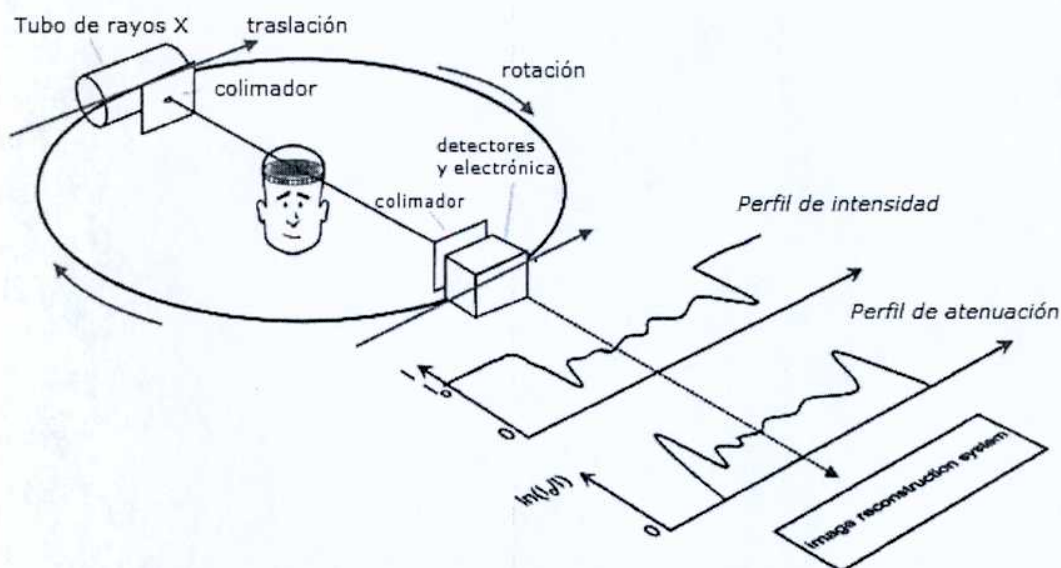


Fig. 3 Diagrama simplificado de la creación de un perfil de atenuación en una exploración de CT. Observe que los escáneres actuales, utilizan un haz helicoidal para adquirir el perfil de la atenuación en una exposición. Tomado de TecDoc 1621 IAEA.

La CT es un proceso radiográfico que produce un mapa de la atenuación del haz de fotones en el paciente, basado en la atenuación variable del haz de rayos X a su paso a través del paciente. En contraste con la proyección de imagen obtenida con un isótopo radiactivo, donde los fotones detectados son emitidos desde el paciente, una fuente externa de rayos X, se proyecta a través del paciente para formar un perfil de atenuación, transmitido en los detectores. Para obtener una imagen seccionada transversalmente, el haz se restringe a una hélice fina a través del paciente (en la dirección de plano X-Y) entre 0.5 y 10 mm de grosor para un solo corte en la dirección axial z. Centenares de perfiles de atenuación se crean en cada rotación del tubo de rayos X, alrededor del paciente. Estos perfiles se reconstruyen para formar la imagen transversal requerida, tal y como puede apreciarse en la figura 3.

La CT ha evolucionado, considerablemente, durante los últimos 20 años, con el desarrollo de la tecnología de los detectores, la reducción del tiempo de exposición y la introducción de equipos que permiten realizar irradiaciones helicoidales alrededor del paciente. Hoy en día, gran parte de los nuevos modelos de CT incorporan tecnología multicorte, utilizan versiones avanzadas de software de reconstrucción y tratamiento de la imagen, amplían su campo de aplicación a nuevas áreas de la medicina y permiten el uso de modos de funcionamiento de ahorro de dosis de radiación.

Aunque los exámenes de CT sólo representan entre el 5 y el 10% del total de exámenes con fines diagnósticos, la dosis de radiación que se imparte con ellos a los pacientes es, en general, significativamente más alta que la de los exámenes convencionales con rayos X. Por ello, los estudios de CT representan, por mucho, la mayor fuente de exposición en radiodiagnóstico y según el informe del Comité de las Naciones Unidas para los efectos de las radiaciones ionizantes (UNSCEAR) del año 2000 [5], contribuyen en promedio al 34% de la dosis efectiva colectiva. Dicho porcentaje sube hasta el 45% de la dosis efectiva colectiva si se consideran, exclusivamente, los países de nivel sanitario I, caracterizados por disponer de al menos un médico por cada 1000 habitantes. Por otro lado, el incremento del número de equipos de CT en funcionamiento y de exámenes realizados con ellos, hace prever que estos últimos porcentajes continuarán aumentando en el futuro [6].

Para este propósito, se dirige un haz colimado de rayos X, en forma de abanico y punto focal relativamente pequeño, sobre un plano tomográfico del objeto a estudiar. Cuando la fuente efectúa un barrido circular completo alrededor del cuerpo, las estructuras internas atenúan el haz de rayos X, según sus respectivos valores de número atómico y densidad. La radiación emergente, después de atravesar los tejidos, se recoge en una serie de detectores apilados en una posición, diametralmente, opuesta a la del tubo y que cubre, completamente, el abanico de rayos X.

Cuando un haz fino de fotones monoenergéticos atraviesa un trozo uniforme de material, sufre una atenuación que viene caracterizada por la ley exponencial de atenuación $I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$, donde I_0 es la intensidad del haz incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal, e I es la intensidad del haz después de atravesar un espesor d del material. Si, como ocurre en el cuerpo humano, el haz de rayos X pasa a través de medios con diferente atenuación, podemos considerar al cuerpo como un volumen compuesto por un gran número de pequeños elementos de igual tamaño, cada uno de los cuales posee un coeficiente de absorción constante.

El logaritmo del cociente I/I_0 a lo largo de un rayo particular, es proporcional a la suma de los coeficientes de atenuación de todos los elementos que el rayo atraviesa. A partir

de esta idea, en 1917, el matemático J. H. Radon demostró que se puede reconstruir la imagen, en dos o tres dimensiones, de un cuerpo irradiado mediante una serie de proyecciones [7]. Para determinar la atenuación de cada elemento interno, se debe obtener un gran número de mediciones desde distintas direcciones, lo cual genera un sistema de ecuaciones múltiples.

Una vez resuelto, mediante distintos algoritmos de reconstrucción y potentes sistemas de tratamiento de datos, se obtienen imágenes digitales en 3D del objeto estudiado. La unidad de volumen mínimo en que se reconstruye esta imagen tridimensional es el *voxel*¹. Cada uno de los *voxels* posee una absorción característica y es representado, en el monitor o en la placa radiográfica, como una imagen bidimensional llamada píxel, caracterizada con un determinado nivel de gris. El coeficiente de atenuación representado en un píxel, es el promedio de todos los materiales incluidos en el volumen del *voxel*. Por consiguiente, al digitalizar un volumen continuo como el cuerpo humano, se pierde algo de información, sobre todo en los detalles finos, pero se obtiene a cambio la posibilidad de asemejar dicho cuerpo a una matriz numérica.

El campo de exploración, o SFOV, viene determinado por el círculo que es enteramente cubierto por el haz de rayos X durante una exploración. El campo de visión, o DFOV, es el diámetro máximo de la imagen reconstruida, que puede ser menor o igual que el campo de exploración y determinará las dimensiones de la imagen digital obtenida. Por otro lado, las dimensiones de la matriz en el plano X-Y vendrán dadas por el número de píxeles en cada una de las direcciones ortogonales, y puede ser elegido entre varias opciones (normalmente se usa 512 x 512, aunque más recientemente se dispone de la opción 1024 x 1024 en algunos equipos). Por consiguiente, el tamaño de cada píxel se calcula dividiendo el diámetro del DFOV por el tamaño de la matriz. La tercera dimensión del *voxel* vendrá establecida por el espesor de reconstrucción de la imagen de cada corte tomográfico. Naturalmente, el volumen de cada *voxel* determinará la resolución espacial de la imagen tridimensional.

A cada píxel de la imagen reconstruida se le asigna un número, llamado número (de) CT, relacionado con el coeficiente de atenuación del *voxel* correspondiente. Los números de CT para cada material y para cada energía son relativos, tomando el coeficiente de atenuación del agua como referencia, y normalmente se representan mediante una escala de grises. Se expresan en unidades Hounsfield (UH) de acuerdo con la definición:

$$No. CT(UH) = \frac{\mu_{material} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000 \quad (1.0)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal. Por definición, el agua tiene un número de CT igual a 0 UH, y el aire, que representa prácticamente la ausencia de atenuación, tiene un valor de -1000 UH. El hueso, dependiendo de su composición, representa los valores más altos y no existe un límite en el extremo positivo para dichos valores.

La dependencia de los coeficientes de atenuación lineal con la energía de los rayos X, implica que los números CT no son unívocos de cada material ya que tienen alguna dependencia con la calidad del haz de fotones. Esto, que no es un problema de cara a

¹ Al contrario de lo que ocurre con "píxel", la Real Academia Española no contempla la adaptación gráfica del acrónimo "voxel", proveniente de la expresión inglesa "Volume Element". En el presente trabajo se ha escrito, sistemáticamente, en cursiva y se ha mantenido el plural de su lengua original.

su utilización habitual en radiodiagnóstico (representación de las imágenes en una escala relativa de grises), sí puede tener relevancia en otras aplicaciones, tales como la utilización directa de los números de CT para planificaciones dosimétricas en radioterapia.

1.2- Factores de corrección por atenuación.

Son varios los factores físicos que repercuten en la calidad de la imagen de los estudios PET y en particular sobre el valor de la captación del radiofármaco; siendo conveniente destacar la atenuación de los fotones, la dispersión de los mismos, las coincidencias accidentales, el tiempo muerto de los detectores y de la electrónica, y las variaciones en la sensibilidad de los detectores. La corrección por la atenuación sufrida por los fotones es la más importante. La atenuación o transmisión de fotones a través de un medio material está caracterizada por el coeficiente de atenuación, que depende de la energía del fotón y del número atómico del material.

La atenuación de los rayos X a través del tejido, depende de la densidad física y del número atómico efectivo (Z_{eff}) del material (Anexo 1, mostramos gráfico donde se aprecia la dependencia de μ con la densidad del medio y la energía). A estas energías, los procesos físicos que prevalecen en la atenuación de los rayos X son: el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton. La probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico varía, aproximadamente, con Z_{eff}^4 y con la energía del fotón (E) como $1/E^3$. La probabilidad por dispersión Compton, tiene poca dependencia de Z_{eff} y disminuye linealmente con $1/E$. Los coeficientes de atenuación lineales para un material dado se expresan como:

$$\mu(E_X) = \rho_e \{ \sigma_c(E_X) + \sigma_{ph}(E_X, Z_{eff}) \} \quad (1.1)$$

$$\mu(E_\gamma) = \rho_e \sigma_c(E_\gamma) \quad (1.2)$$

donde ρ_e es la densidad electrónica del material, E_X la energía del fotón, E_γ será igual a 511 keV, σ_{ph} y σ_c son las secciones eficaces fotoeléctrica y Compton, respectivamente, para el electrón.

En las energías del fotón cercanas a los 100 keV, en tejido blando la contribución a la atenuación del efecto fotoeléctrico es insignificante [8]. Como consecuencia de las 2 contribuciones separadas a $\mu(E_X)$, una sola medida de $\mu(E_X)$ no determinará únicamente $\mu(E_\gamma)$, porque, por ejemplo, un aumento en Z_{eff} podría compensar una disminución de la densidad electrónica ρ_e , dando como resultado que no se produzca ningún cambio a $\mu(E_X)$. Por lo tanto, un escalamiento simple de la energía de $\mu(E_X)$ es escaso para rendir $\mu(E_\gamma)$ en 511 keV. Sin embargo, restringiendo el problema a los tejidos blandos biológicos, para los cuales los valores de Z_{eff} son bastante comparables y la observación de que la contribución del σ_{ph} es relativamente pequeña, incluso en las energías de los rayos X, se pueden ver que los cambios en $\mu(E_X)$ son, sobre todo, debido a los cambios en la densidad electrónica ρ_e del tejido blando. Así, para la gama limitada de tejidos blandos biológicos, un solo factor de escalamiento se puede utilizar

para convertir $\mu(E_x)$ a $\mu(E_y)$ para el pulmón, el hígado, la grasa, el músculo y otros tejidos blandos. Para el tejido óseo esponjoso y el hueso cortical, sin embargo, el factor de escalamiento simple no se aplicará, debido al alto contenido en calcio y fósforo que poseen ambos tejidos.

Al tener un equipo PET/CT, todo el proceso se realiza tomando los datos de atenuación de tejidos, directamente, del barrido por CT realizado antes del escaneo PET. El tiempo de este rastreo con CT, dependerá del número de cortes del tomógrafo. En un equipo CT multicorte de 16, el rastreo corporal total se realiza entre 1.5 a 3 minutos, lo que representa una disminución de cerca del 50% del tiempo total del estudio PET/CT, es decir; de 25 a 30 minutos por rastreo.

Típicamente, la reconstrucción de una imagen axial utiliza los perfiles de la proyección adquiridos de una rotación de 360° , del tubo y del detector alrededor del paciente. Sin embargo, la reconstrucción es posible con tan solo las proyecciones de 180° de la rotación, mientras que en exploraciones helicoidales, se utilizan los ángulos de reconstrucción variables. La reconstrucción es hecha sobre todo por un método filtrado de la proyección por transparencia, eso permite la reconstrucción casi en tiempo real, proceso conocido como retroproyección filtrada.

Una de las características más atractivas de la PET es, justamente, que la corrección de atenuación es precisa y relativamente fácil de aplicar. Ello es debido a que la atenuación de los fotones sólo depende de la composición del medio y del espesor total del medio atenuador. Así, tradicionalmente, los coeficientes de atenuación se determinan en un estudio PET de transmisión. En éste, una fuente lineal emisora de positrones, como el ^{68}Ge , extendida a lo largo del eje del tomógrafo gira alrededor del paciente y el tomógrafo mide las coincidencias en las que un fotón de aniquilación ha sido capaz de atravesar el medio atenuador (paciente). El cociente entre las cuentas de este estudio con las de otro estudio sin paciente ("en vacío") permite obtener el Factor Corrección de la Atenuación (AFC) de cada línea de coincidencia. Al derivarse de medidas experimentales, estos mapas de atenuación están caracterizados por un ruido elevado. Éste se elimina al segmentar la corrección de atenuación. En ella, del estudio de transmisión se obtiene una imagen anatómica que es subdividida o segmentada en los distintos tipos de tejidos. Regiones a las que se aplica o asigna el coeficiente de atenuación apropiado, para calcular posteriormente los AFCs.

En un tomógrafo PET/CT el mapa de atenuación puede obtenerse a partir de las imágenes generadas por el CT. La utilización de la imagen CT para obtener los AFCs presenta cuatro ventajas significativas:

- Tiene mucho menos ruido estadístico en comparación con una imagen de transmisión obtenida con una fuente radiactiva.
- Puede ser adquirida de forma mucho más rápida que la imagen de transmisión estándar con ^{68}Ge , reduciendo el tiempo hasta un 40%.
- Es posible obtener un estudio sin contaminación de transmisión realizado tras la inyección del radiofármaco, porque el flujo de los fotones de rayos X es varios órdenes de magnitud superior al flujo de los fotones de emisión.
- No es necesario disponer del equipamiento preciso para las fuentes de ^{68}Ge (blindajes, mecánica de movimiento de las fuentes, etc.), ni proceder a su remplazo periódico.

La imagen del CT, en comparación con la obtenida con las fuentes de transmisión de ^{68}Ge , tiene mejor calidad en cuanto a contraste, resolución y ruido. El mayor contraste de la imagen es debido a que las diferencias del coeficiente de atenuación para las bajas energías de los rayos X son mayores que para los fotones de 511 keV (ver tabla 1), y a que la intensidad de fotones es también mayor para un tubo de rayos X. Este aumento del flujo de fotones conduce también a una reducción de las fluctuaciones estadísticas; no obstante, se aumenta la dosis de radiación al paciente. La energía promedio de un haz de rayos X policromático se define como la energía del haz monocromático que daría la misma atenuación lineal que la energía excesiva integrada del haz policromático [9]. El haz policromático también da lugar al endurecimiento del haz, a la interacción preferencial de los fotones de baja energía como el haz que atraviesa el cuerpo, causando un aumento en la energía promedio y la correspondiente disminución de los valores del coeficiente de atenuación lineal (μ).

Tabla 1. Coeficiente de atenuación másico en cm^2/g

	μ_{RX}	μ_{PET}	Cociente
	Rayos X 80 keV	Fotón aniquilación 511 keV	$\mu_{\text{PET}}/\mu_{\text{RX}}$
Tejido blando	0.182	0.096	0.527
Hueso	0.209	0.093	0.445
Pulmón	0.167	0.083	0.521

Al utilizar un tubo de rayos X como fuente de transmisión, con una energía media de unos 80 keV, los coeficientes de atenuación obtenidos deben ser convertidos para que se correspondan a la energía de los fotones de aniquilación de 511 keV. Para ello se han utilizado varios procedimientos: *el método de factor de escala* (ver figura 4), *la segmentación* y un *método híbrido* de los dos anteriores. Así, la imagen original del CT, obtenida a una energía media de unos 80 keV, es convertida pixel a pixel a una imagen de coeficiente de atenuación para fotones de 511 keV. A continuación la imagen es suavizada desde la resolución del CT a la resolución de la imagen del PET, y finalmente los AFCs se generan retroproyectando la imagen suavizada.

1.2.1- Métodos para determinar los coeficientes de atenuación a 511 keV.

En el método de un factor de escala, la imagen de atenuación a 511 keV se determina multiplicando la imagen CT por el cociente de los coeficientes de atenuación del agua para las energías del CT y del PET. Debido a que la relación del coeficiente de atenuación másico para fotones de 80 y 511 keV no es única para los distintos tejidos (ver tabla 1), no se puede aplicar un coeficiente global de escala a los AFCs derivados de la imagen del CT.

Los procedimientos de segmentación se pueden utilizar para separar la imagen del CT en regiones correspondientes a diferentes tejidos (como hueso, pulmón y tejido blando). A continuación, los valores de la imagen CT para cada tejido se reemplazan por los valores apropiados del coeficiente de atenuación para la energía de los fotones de 511 keV. Sin embargo, este método es problemático en regiones que presentan una variación continua de densidades, que no pueden ser representadas por un conjunto de valores discretos.

El método híbrido está basado en una combinación de la segmentación y la aplicación de distintos factores de escala. La imagen de atenuación a 511 keV se estima en primer lugar utilizando un umbral de 300 UH para separar el componente de hueso en

la imagen de CT de las regiones de no-hueso (valor del pixel < 300 UH), aplicando a continuación diferentes factores de escala para los dos componentes con el fin de obtener la atenuación a 511 keV.

Otros algoritmos establecen el cambio del factor de escala en 0 UH, considerando que los píxeles con valor mayor de 0 UH se relacionan con agua y hueso, mientras que los píxeles con valor menor de 0 UH se corresponden a una mezcla de agua y aire. Sin embargo, hay tejidos que no son, claramente, una mezcla agua-hueso, como el músculo (≈ 60 UH) o la sangre (≈ 40 UH). Por ello, no hay una única transformación, siendo las diferentes aproximaciones igualmente válidas, suponiendo pequeñas diferencias entre los coeficientes obtenidos.

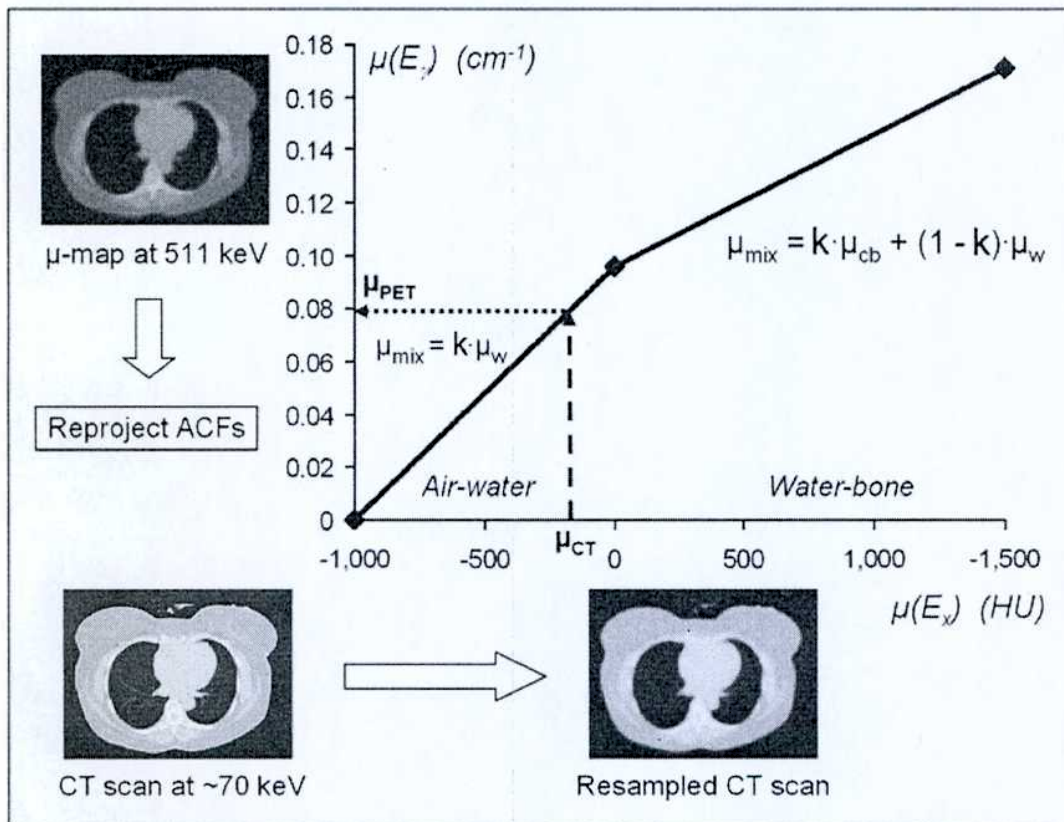


Fig. 4 La función bilineal del escalamiento convierte los números de CT (HUs) a los valores lineales de la atenuación en 511 keV. La exploración CT en la energía eficaz de rayos X de 70 keV es reconvertida a la resolución de la exploración del PET (511 keV). El valor del voxel μ_{CT} en la imagen CT reconvertida, se escala al μ_{PET} en 511 keV, usando el rango de la función bilineal apropiada para el valor del μ_{CT} . Los factores de la corrección de la atenuación (ACFs) son generados reprojectando el μ -map en 511 keV. w = agua; cb= hueso cortical y k = concentración de componentes de la mezcla. Tomado de [14]

1.3- Modos de adquisición de imágenes CT.

Los avances tecnológicos, la necesidad de conseguir imágenes que contengan más información anatómica, la reducción de los tiempos de exploración para evitar artefactos y el avance vertiginoso de la informática aplicada a la imagen, han permitido una gran evolución en los equipos CT. En las últimas versiones de los

equipos, se diferencian según dispongan de una o más hileras de detectores (equipos de corte único o multicorte). Por otra parte, prácticamente, todos los equipos en funcionamiento en la actualidad permiten elegir entre adquisición secuencial o espiral, ya que disponen de ambas opciones.

En el modo de adquisición secuencial el tubo de rayos X gira alrededor del paciente, que está inmóvil, para obtener los datos de un único corte. A continuación se produce un desplazamiento de la mesa y se coloca al paciente en la posición adecuada para realizar el siguiente corte de la serie. Los cortes pueden ser contiguos o separados una cierta distancia.

Para realizar una exploración en espiral se combina el movimiento rotatorio del tubo de rayos X y el arco de detectores con el movimiento simultáneo de traslación longitudinal de la camilla, donde se sitúa el paciente. De esta forma se consigue una adquisición volumétrica de la zona anatómica de interés, permitiendo reconstrucciones en el plano axial en cualquier posición, y reformateados tridimensionales en cualquier dirección planar, tal y como puede observarse en la figura 5.

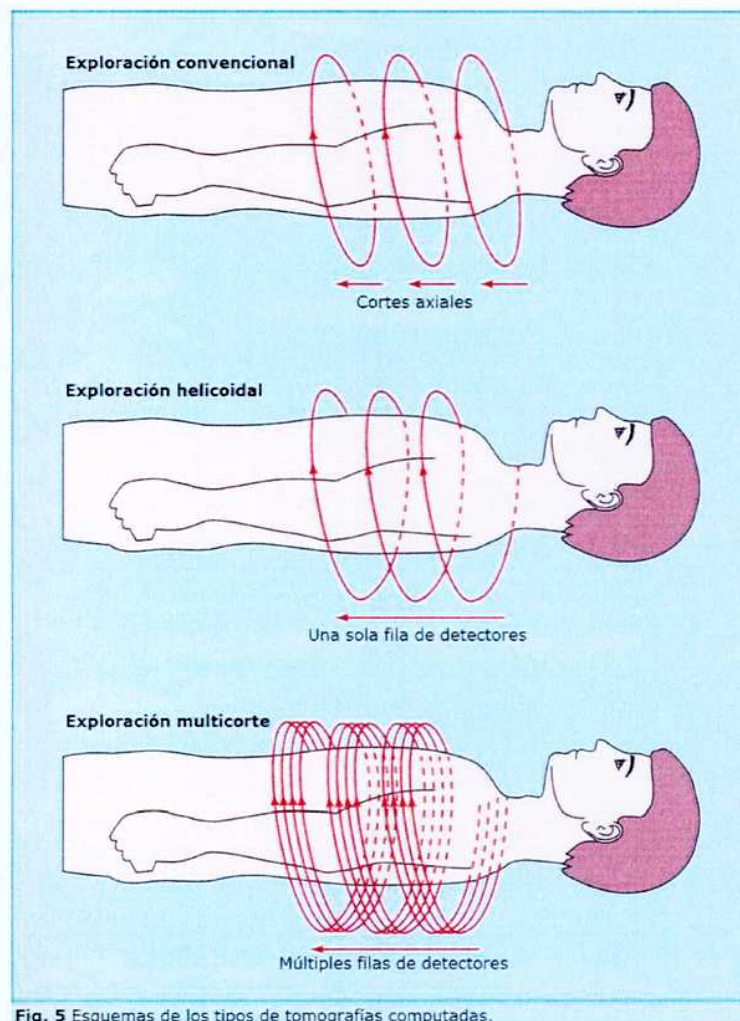


Fig. 5 Esquemas de los tipos de tomografías computadas.

Los equipos CT multicorte, que tienen múltiples hileras de detectores (2, 4, 6, 8, 12, 16, 32, 40, 64 y 256) [10, 11 y 12] permiten la adquisición simultánea de muchas secciones o hélices, reduciendo considerablemente los tiempos de barrido.

En las adquisiciones helicoidales, la relación entre el desplazamiento de la camilla en la dirección horizontal y el producto del número de cortes por el espesor de corte, durante una rotación completa del tubo de rayos X se denomina factor de paso o pitch:

$$\text{Factor de paso } \langle \text{Pitch} \rangle = \frac{\Delta d}{N \cdot T} \quad (1.3)$$

donde Δd es el desplazamiento de la mesa por cada rotación de 360° del tubo, N es el número de rodajas adquiridas simultáneamente (sólo para barridos multicorte) y T es el espesor nominal de corte de cada sección. Cuanto mayor es el valor del factor de paso, más estiradas están las espirales, con lo que la radiación que recibe el paciente es menor, pero la calidad de las imágenes obtenidas también puede disminuir.

Los equipos CT permiten seleccionar distintos parámetros, con los que se puede controlar tanto la geometría como las características del haz en la adquisición de datos. La descripción geométrica del haz viene determinada por la posición inicial y final de la irradiación, la apertura del haz en el plano X-Y, el área de colimación (espesor del corte o ancho de la rebanada) y el factor de paso (pitch). La intensidad y calidad de la radiación emergente del tubo de rayos X dependen de la corriente del tubo, del tiempo de exposición, del potencial aplicado y de la filtración. La cantidad de fotones que emite el tubo de rayos está controlada por el producto de la intensidad de corriente del tubo (mA) por el tiempo total de irradiación (s), mientras que la distribución espectral de los fotones está determinada por el voltaje aplicado (kVp) y por la filtración total equivalente (mm Al) interpuesta en el haz de rayos X. Para la realización de los exámenes de CT, cada equipo dispone de protocolos propios con valores prefijados para dichos parámetros, que pueden tomarse como valores iniciales de referencia o variarse, parcialmente, para adaptarse a las características concretas de cada estudio.

Los equipos híbridos PET/CT que existen hoy en día, permiten la realización de los dos estudios con una diferencia de tiempo de algunos minutos, limitando el error por movimiento, realizando una verdadera fusión intrínseca de imágenes, sin la intervención del error humano, por ser operador independiente, logrando una verdadera integración de imágenes morfológicas y metabólicas, adquiridas en diferentes matrices.

La corrección de atenuación, descrita en párrafos anteriores, es tal vez el mejor aporte, desde el punto de vista técnico, que le hace la CT al PET, disminuyendo el tiempo de los estudios y con mucho menos ruido estadístico. Por otra parte, existen varios puntos de valor agregado cuando se cuenta con un equipo de imágenes fusionadas PET/CT: La realización de un solo procedimiento al paciente, lo cual hace que el estudio sea confortable y rápido. La adquisición de un estudio concomitante de alta calidad, como es un rastreo de CT, el cual en muchos casos es multicorte incrementando la sensibilidad y exactitud diagnósticas. Y por último, la integración de diferentes disciplinas en el diagnóstico, es decir; medicina nuclear, radiología, oncología, radioterapia, neurología y cardiología hace que los diagnósticos tengan la claridad de la fusión de las especialidades y de los propios especialistas [14].

2. OBJETIVO GENERAL

Fundamentalmente, existen dos motivaciones para medir o estimar la dosis impartida a los pacientes en exámenes radiológicos: *a)* la estimación de dosis absorbida en órganos y tejidos del paciente con el fin de determinar el riesgo asociado con cada técnica y tipo de examen realizado y, *b)* la obtención de parámetros objetivos para valorar la "buena práctica" en los exámenes realizados, optimizando la relación dosis recibida-calidad de imagen.

Actualmente, el conocimiento de las dosis recibidas por los pacientes durante los exámenes con rayos X, es un requisito contemplado y recomendado en la normativa internacional [15], teniendo en cuenta que de los principios generales [16] en los que se basa el sistema de protección radiológica, a saber, justificación de una práctica, optimización de la protección y límites individuales de dosis y de riesgo, solo los dos primeros principios son aplicables en las exposiciones con fines médicos.

Para el desarrollo del presente trabajo y con el afán de aplicar los principios de optimización de la protección al paciente, proponemos:

- Optimizar los protocolos de adquisición y procesamiento existentes de CT en un tomógrafo PET/CT de uso clínico, de manera de minimizar la dosis de radiación, manteniendo una imagen de calidad diagnóstica adecuada.

3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Releva los datos dosimétricos existentes en el servicio PET/CT de la Fundación Centro Diagnóstico Nuclear (FCDN) (Av. Nazca 3449, Capital Federal) para obtener una línea de base contra la cual comparar.
- Evaluar, desde el punto de vista subjetivo, la calidad de imagen existente las cuales se establecerán como línea base del proyecto y sobre las que se definirán las modificaciones a realizar.
- Estudiar las características dosimétricas del scanner (Discovery STE16, G.E. Healthcare) así como sus capacidades de control automático de corriente (AEC).
- Estudiar los parámetros óptimos de adquisición y procesamiento de manera de minimizar la dosis al paciente, garantizando una adecuada calidad de imagen. Para este fin se emplearán medidas cuantitativas (ej.: regiones de interés en áreas anatómicas) y subjetivas (evaluación por parte de radiólogos).

4. DESARROLLO.

Para llevar a cabo los objetivos propuestos, las actividades se desarrollaron en el servicio PET/CT de la FCDN, específicamente con el equipo híbrido Discovery STE16, G.E. Healthcare.

La metodología empleada consistió en seleccionar las secuencias de imágenes CT de 42 pacientes en forma aleatoria, de la base de datos con que cuenta el servicio, a los cuales se les había realizado escaneo de cuerpo entero. En cada una de las secuencias seleccionadas, se tomaron dos regiones anatómicas en cada una de las cuales se seleccionaron un total de nueve ROI, 3 en el corte central y tres más en los cortes anterior y posterior, respectivamente. Con la información tomada de estos ROI

realizamos todos los análisis de este proyecto, según metodología propuesta por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés) [17]. Cada ROI fue seleccionada en una región, del órgano de interés, lo más uniforme posible, evitando o excluyendo artefactos, lesiones, estructuras vasculares en el hígado, plaquetas calcificadas en la aorta, entre otras que pudiesen alterar los valores buscados. Esas regiones fueron:

- Hilio² pulmonar³.
- Hilio hepático⁴.

Correspondientes al tórax y el abdomen, respectivamente. Aunque en un principio pretendíamos definir una región anatómica para cabeza y cuello, dada la particularidad de los protocolos utilizados, en forma general las imágenes de esta región no poseen la calidad diagnóstica requerida para nuestro estudio, razón por la cual esta región anatómica fue excluida en este trabajo.

Las imágenes de CT han sido grabadas en formato DICOM para su lectura y tratamiento en una computadora personal y con la ayuda del software gratuito *Osirix*, leímos cada una de las secuencias de imágenes, seleccionamos las regiones anatómicas a las cuales les medimos los parámetros de índice de ruido como magnitud proporcional a la desviación estándar en una ROI circular de 3 cm² de área, aproximadamente. También fueron anotadas las técnicas con que fueron tomadas las imágenes como voltaje pico (kVp), corriente del tubo (mA) por parte del control automático de exposición (AEC por sus siglas en inglés), así como las magnitudes operacionales específicas, como por ejemplo; el índice de dosis de tomografía computada (CTDI) y los valores del producto dosis-longitud (DLP).

Primeramente, procedemos a caracterizar nuestro sistema tomográfico y su adecuación para el desarrollo de nuestro proyecto.

4.1- Características y descripción del sistema tomográfico.

Como pasos previos a los análisis de calidad de imagen y dosis impartida por el tomógrafo, es imprescindible caracterizar nuestro sistema tomográfico y comprobar que los valores de CTDI y DLP reportados en la consola de mando, coinciden con los que, físicamente, imparte el equipo. Además, haremos un análisis teórico sobre los riesgos asociados a la exposición, a través del cálculo de la dosis efectiva a partir de los valores de CTDI_{vol} y DLP.

4.1.1- Descripción del tomógrafo.

General Electric, Discovery STE 16, Healthcare: modelo CT para PET (equipo híbrido) de cuarta generación que permite seleccionar una colimación de 10 ó 20 mm y calidades de haz de 80, 100, 120 ó 140 kVp. La corriente del tubo se puede seleccionar entre 10 hasta 400 mA para 80 kVp, desde 10 hasta 420 mA para 100 kVp, desde 10 hasta 440 mA para 120 kVp y desde 10 hasta un máximo de 380 mA para 140 kVp. El tiempo de exploración puede ser desde 0.5 hasta 1 s, con incremento de 0.1, por

² Un **hilio** (del latín *hilum*, hebra de las habas) es la fisura o depresión cóncava en la superficie de un órgano, que señala el punto de entrada y salida de los vasos sanguíneos o linfáticos, nervios o conductos secretores.

³ **Hilio pulmonar**: Localizado entre el mediastino y el tejido pulmonar que contiene bronquios, arterias y venas pulmonares y sistémicas, nervios autonómicos y ganglios linfáticos.

⁴ **Hilio hepático**: Surco en la superficie del hígado por el que acceden la arteria hepática, la vena porta, los conductos hepáticos, los vasos linfáticos y el plexo nervioso hepático.

rotación. El equipo funciona en modo axial o helicoidal y el factor de paso puede ser escogido entre 0.562, 0.938, 1.375 ó 1.75. Las distancias desde el punto focal del haz de rayos X; al isocentro del equipo es de 54 cm y al detector de 95 cm. El haz de fotones tiene un ángulo en abanico en el plano X-Y de 49°. La filtración primaria del tubo de rayos X consta de 0.5 mm Al + 0.15 mm Cu. El rizado de la tensión es <1% para las bajas frecuencias y <7% para las altas frecuencias. El material del filamento es wolframio y la angulación del ánodo tiene un valor de 7°.

4.1.1.1- Configuración detectores.

En esta sección explicaremos el hardware del detector y algunas de las múltiples configuraciones del mismo. Es importante comprender cómo trabajan los detectores y así poder elegir los factores técnicos correctos para un estudio determinado.

Nuestro CT dispone de 24 filas de detectores en la dirección Z. Las cuatro filas exteriores, situadas en cada lado del detector, son de 1.25 mm de ancho en la dirección Z. Las 16 filas centrales son de 0.625 mm de ancho en la dirección Z. Hasta dieciséis señales se recolectan por cada rotación del tubo. Cada señal eléctrica puede ser colectada de una fila individual o de una combinación de filas del detector. Dieciséis señales se pueden tomar a partir de 24 filas de detectores (o de dieciséis cortes por rotación del gantry). Observar tabla 2 y figura 6.

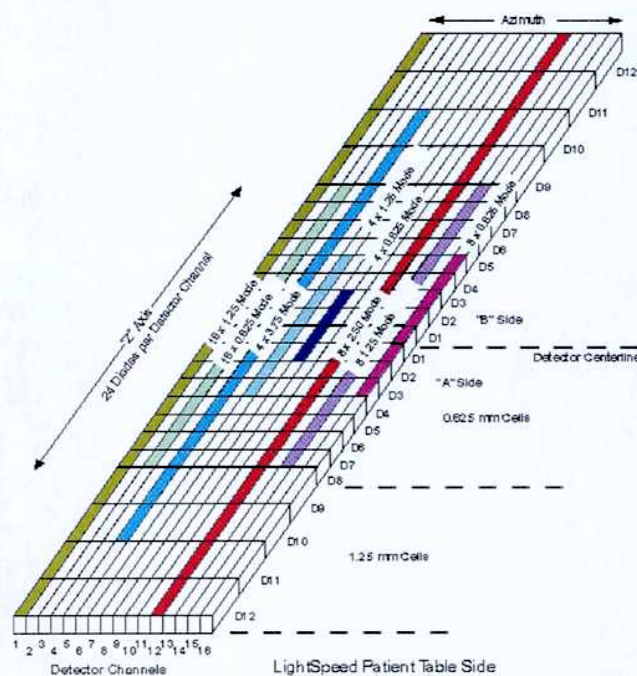


Fig. 6 Distribución de las filas de detectores del CT LighSpeed de GE.
(Tomado de Learning and Reference Guide, Discovery STE, GE HealthCare)

Los modos de exploración helicoidal se expresan en términos de pitch. Tal y como hemos visto antes, el pitch se define como el cociente entre el recorrido de la camilla por rotación del tubo (conocido también como velocidad de la camilla, en mm) y la colimación del haz. Por ejemplo: para una velocidad de la camilla de 13.75 mm y

colimación 10 mm, dan como resultado un pitch de 1.375, el cual se denota en la configuración de los detectores como: 1.375:1.

Como describiremos más adelante, el protocolo clínico está configurado para una colimación del haz de 10 mm, aunque el equipo permite también colimación de 20 mm, la cual sólo se usa en modos de prueba. Para las aplicaciones helicoidales el equipo dispone de dos modos de configuración, las cuales son: 16x0.625 (Modo 53) y 16x1.25 (Modo 54).

Para el modo 53 [ver figura 7 a)], la colimación es de 10 mm y se pueden utilizar las configuraciones siguientes: 0.5625:1 con velocidad de camilla de 5.625 mm; 0.9375:1 con velocidad de camilla de 9.375 mm; 1.375:1 con velocidad de 13.75 mm y por último 1.75:1 con velocidad de 17.5 mm. En este modo el algoritmo helicoidal permite reconstruir para un espesor de corte mínimo de 0.625 mm, pudiéndose obtener, además; cortes de 1.25, 2.5, 3.75 y 5 mm. Para el caso de cortes de 0.625 mm se utilizan para ello las 16 filas de detectores centrales, las cuales tienen un espesor de 0.625 mm haciendo un total de 10 mm. Para el caso de cortes de 1.25 mm, se utilizan las 16 filas de detectores de 0.625 mm combinadas en pares, haciendo un espesor de corte de 1.25 mm y colimación total de 10 mm. Los 2.5 mm de espesor de corte se logra utilizando siempre los 16 detectores centrales de 0.625 mm de ancho, pero haciendo combinaciones cada 4 filas de detectores. Los 3.75 mm de espesor de corte se obtienen combinando 6 filas de detectores de 0.625 mm y para 5 mm de espesor de corte se emplea la combinación de 8 filas de detectores de 0.625 mm.

El modo 54 [Fig. 7 b)] la colimación es de 20 mm y se pueden utilizar las configuraciones siguientes: 0.5625:1 con velocidad de camilla de 11.25 mm; 0.9375:1 con velocidad de camilla de 18.75 mm; 1.375:1 con velocidad de 27.5 mm y por último 1.75:1 con velocidad de 35 mm. En este modo el algoritmo helicoidal permite reconstruir para un espesor de corte mínimo de 1.25 mm, pudiéndose obtener, además; cortes de 2.5, 3.75, 5, 7.5 y 10 mm. Para el caso de cortes de 1.25 mm de ancho, el equipo utiliza la configuración de 16 filas de detectores en total con espesores de 1.25 mm cada una. Estas 16 filas de detectores son las 16 filas centrales de 0.625 mm de ancho combinadas de a pares, y las 4 filas exteriores de cada lado. Los cortes de 2.5 mm, se logra utilizando las 16 filas de detectores combinadas de a 2. Los 3.75 mm se obtienen combinando 3 filas de detectores de 1.25 mm. Con combinaciones de a 4, 5, 6 y 8 filas de detectores, se obtienen los espesores de corte de 3.75, 5, 7.5 y 10 mm, respectivamente, siempre manteniendo la colimación total de 20 mm.

Tabla 2. Configuración modo de escaneo y reconstrucción Discovery STE 16 cortes.

Control de Escaneo							Aplicaciones
Tipo de estudio	Modo Escaneo	Modo FET Detector	Filas de escaneo	# Filas Recons.	Cobertura Detector	Modo Tracking	Helicoidal ("Z" Smooth)
Helicoidal (pitches .562, .938, 1.375, 1.75) Axial	FET_16x0.625	16x0.625 Modo 53	16	16	10 mm	FET_16x0.625_Z_Modo Modo 39	0.625 mm (1) 1.25 mm (2) 2.5 mm (4) 3.75 mm (6) 5 mm (8)
Helicoidal (pitches .562, .938, 1.375, 1.75) Axial	FET_16x1.25	16x1.25 Modo 54	16	16	20 mm	FET_16x1.25_Z_Modo Modo 49	1.25 mm (1) 2.5 mm (2) 3.75 mm (3) 5 mm (4) 7.5 mm (5) 10 mm (8)

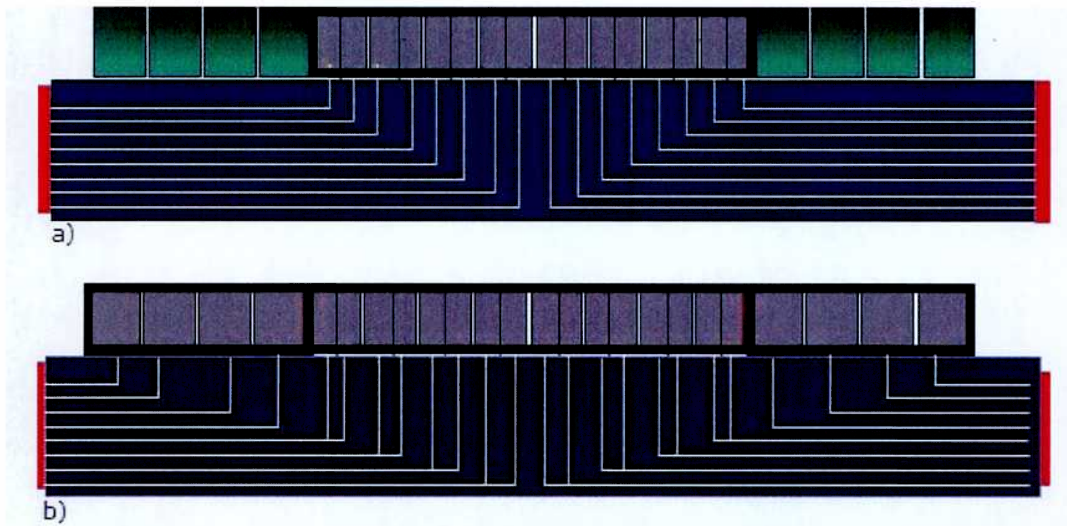


Fig.7 Configuración de los detectores para 16 cortes del CT Discovery STE-16 de G.E.
a) Modo 16x0.625
b) Modo 16x1.25

4.1.2- Dosimetría física.

La magnitud dosimétrica de referencia utilizada, preferentemente, es el CTDI que se define como la integral del perfil de dosis medida en aire o en un objeto de prueba, dividida entre el espesor nominal de corte [18]:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (4.0)$$

donde $D(z)$ es el perfil de dosis en el eje Z a lo largo de una línea perpendicular al plano tomográfico y T es el espesor nominal de corte. Para equipos multicorte, donde $N > 1$, N es el número de secciones adquiridas simultáneamente. El producto $N \cdot T$ representa la colimación nominal del haz. El CTDI se define para una única rotación en adquisición secuencial.

Puesto que en general se dispone de información sobre la dosis en un intervalo finito, se utilizan varias magnitudes operativas: el índice de dosis $CTDI_{100}$, el índice ponderado de dosis de CT, $CTDI_w$ y el DLP.

El índice de dosis $CTDI_{100}$ se define como la integral del perfil de dosis sobre una dirección paralela al eje Z a lo largo de 100 mm (la longitud activa habitual de la cámara ionización empleada para medir dosis en CT).

Si se realizan las medidas del índice $CTDI_{100}$ en cavidades de maniqués estándar de metacrilato que simulan cabeza o cuerpo, se obtienen los índices de dosis de CT en el centro ($CTDI_{100,C}$) y en las posiciones periféricas ($CTDI_{100,P}$) [18]. Estos valores pueden combinarse para dar una estimación del índice ponderado de dosis ($CTDI_{100,W}$) que da una indicación del valor promedio de dosis en la sección axial completa del maniquí:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \quad (4.1)$$

Expresado en término de dosis absorbida en aire [mGy].

La Comisión Europea (EC) ha sugerido el uso de un índice normalizado de la dosis, ${}_nCTDI_W$, expresado como dosis absorbida en aire, que toma en cuenta las no uniformidades de los valores de CTDI medidos en el centro o la periferia de estos maniqués:

$${}_nCTDI_W = \frac{1}{C} \cdot \left(\frac{1}{3}CTDI_{100,W} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \right) \quad [mGy_{aire}/mAs] \quad (4.2)$$

donde C es la unidad de exposición radiográfica [mAs], por lo que:

$$CTDI_W = {}_nCTDI_W \cdot C \quad [mGy_{aire}] \quad (4.3)$$

Recientemente, la Comisión Internacional de Electrotecnia (IEC, por sus siglas en inglés) [19] ha establecido una corrección al valor del $CTDI_{100,W}$, definiendo una nueva magnitud denominada $CTDI_{vol}$:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{100,W}}{Pitch} \quad (4.4)$$

Cuyo valor debe aparecer en las consolas de los escáneres de CT en mGy.

El producto dosis longitud (DLP) es una magnitud de dosis que se usa como indicador de la dosis impartida en un examen de CT, al relacionar el CTDI con la extensión espacial del estudio.

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,W} \cdot T_i \cdot N_i \cdot M_i \quad [mGy \cdot cm] \quad (4.5)$$

donde el subíndice i denota cada serie (secuencial o espiral) del examen, T_i [cm] es el espesor de corte seleccionado en la colimación del haz, M_i es el número de cortes o vueltas del tubo en adquisición helicoidal y N_i es el número de secciones adquiridas, simultáneamente, en el caso de barridos multisección o multicorte.

Para la determinación de la dosimetría convencional, realizada en este caso por una colaboración de especialistas de la Universidad de Belgrano, se midió la dosis absorbida en distintas posiciones de dos maniqués estándar de polimetil metacrilato de metilo (PMMA), utilizados como representación de la cabeza y del tronco, respectivamente. El maniquí que representa la cabeza es un cilindro de 16 cm de diámetro y el del tronco tiene un diámetro de 32 cm. Ambos tienen una altura de 15 cm, y contienen cinco cavidades, una central y cuatro en la periferia, que permiten la realización de las medidas dosimétricas. Cada cavidad tiene 1 cm de diámetro y atraviesa, longitudinalmente, el maniquí y son ocupadas alternativamente, según se efectúe la medida o no, por la cámara de ionización que ajusta, perfectamente, a su interior o por barras de PMMA de las mismas dimensiones que la cavidad.

Preparado el protocolo a utilizar (selección de kVp, mA, tiempo, espesor de corte, protocolo de cabeza o cuerpo, algoritmo estándar de reconstrucción), se escanea la cámara de ionización y se calculan los valores de CTDI mediante la fórmula 4.7.

$$CTDI_{100,aire} = \frac{L \cdot R \cdot C}{T \cdot N} \quad [\text{mGy}] \quad (4.7)$$

donde L es la longitud activa de la cámara de ionización, R son las lecturas de la cámara de ionización [mGy], C es el factor de calibración certificado de la cámara, T es el espesor nominal de corte [mm] y N es el número de secciones adquiridas, simultáneamente, en barridos multicorte.

La masa de aire comprendida en la cámara de ionización depende de las condiciones de presión y temperatura, que pueden ser diferentes de las de calibración, razón por la cual estos valores deben corregirse por temperatura y presión.

La tabla 3 resume los valores de $CTDI_{vol}$ calculados de las mediciones realizadas en los diferentes maniqués, reportados por el consultor externo y los que mostró el equipo en cada escaneo.

Tabla 3. Resultado mediciones dosimétricas y las reportadas por el equipo.

Tipo estudio	Voltaje [kVp]	Corriente [mA]	Espesor corte [mm]	Tiempo [s]	CTDI _{vol} [mGy]	
					Consola	Medido
Cabeza	120	100	10	1	20,91	18,1
Tórax/Abdomen	120	100	10	1	10,45	8,9
	120	200	10	1	20,91	18,2

La diferencia entre los valores de CTDI mostrados por el equipo y los calculados no superan el rango del 15% que sugiere el Colegio Americano de Radiología (ACR, por sus siglas en inglés), por lo que se considera que, desde el punto de vista dosimétrico, el CT es apto para ser usado y los valores reportados por este, serán corregidos con el factor obtenido de 0.8625; lo cual permitirá modificar los reportes entregados por el equipo en todas las secciones siguientes.

4.1.2.1- Determinación dosis efectiva en el paciente.

Los valores dosimétricos de referencia tienen que ser especificados para los distintos procedimientos diagnósticos, con el fin de garantizar el cumplimiento de los programas de calidad, definiendo las distintas magnitudes dosimétricas para que puedan ser fácilmente cuantificables, pero con suficiente exactitud y precisión.

Se puede comparar, en primera aproximación, el riesgo asociado estimando magnitudes operacionales específicas, como por ejemplo; CTDI o DLP. Para los exámenes CT en particular, se han establecido valores europeos de referencia para estas magnitudes dosimétricas [17]. Siguiendo esa norma, los nuevos equipos CT suelen informar en la consola del operador los valores del $CTDI_{vol}$ o magnitudes similares asociadas con el protocolo de adquisición seleccionado. La probabilidad de que se produzcan efectos inducidos por la radiación ionizante no depende sólo de la

dosis absorbida, sino también del tipo y energía de la radiación incidente que ha dado lugar a dicha dosis, así como de los órganos o tejidos corporales irradiados. Como paso previo a la estimación de la probabilidad de que se produzcan efectos estocásticos o deterministas, se debe conocer la dosis equivalente en los órganos o tejidos, que está definida como el promedio de dosis absorbida en un tejido u órgano multiplicado por un factor de ponderación relacionado con la calidad de la radiación [20].

Una forma de estimar los riesgos asociados a las exposiciones en las exploraciones con CT, es estimando la dosis efectiva que puede ser derivada de los valores de $CTDI_{vol}$ o los valores DLP, usando coeficientes normalizados apropiados, como los recomendados por un grupo de expertos alemanes [21] o la Comisión Europea [17] y que mostramos y exponemos a continuación.

En un proyecto llevado a cabo por un grupo de especialistas alemanes, en 4 hospitales universitarios entre los años 2003 y 2004, publicado en The Journal in Nuclear Medicine en Abril de 2005, determinaron coeficientes de dosis por órganos para CT de cuerpo entero en equipos híbridos PET/CT, a partir de mediciones con TLD en el phantom de Alderson y utilizando la fórmula 4.8.

$$D_T = \Gamma_T^{CT} \cdot CTDI_{vol} \quad [mSv] \quad (4.8)$$

Los coeficientes de dosis para CT obtenidos por este grupo de expertos, los podemos observar en la tabla 4.

Tabla 4. Coeficientes de dosis para exploraciones de CT de cuerpo entero

Órgano	$w_T^{(1)}$	Γ_E^{CT}	$w_T \cdot \Gamma_E^{CT}$ [mSv/mGy]
Gónadas ⁽²⁾	0.2	1.41 ±0.06	0.28 ±0.01
Médula ósea roja	0.12	1.28 ±0.04	0.153 ±0.005
Colon	0.12	1.53 ±0.05	0.184 ±0.007
Pulmones	0.12	1.45 ±0.07	0.174 ±0.009
Estómago	0.12	1.45 ±0.06	0.174 ±0.007
Vejiga	0.05	1.38 ±0.07	0.069 ±0.003
Tórax	0.05	1.44 ±0.08	0.072 ±0.004
Hígado	0.05	1.58 ±0.07	0.079 ±0.003
Esófago	0.05	1.43 ±0.07	0.072 ±0.003
Tiroides	0.05	2.4 ±0.1	0.123 ±0.006
Piel	0.01	0.66 ±0.03	0.007 ±0.001
Superficie ósea	0.01	0.86 ±0.03	0.009 ±0.001
Resto órganos	0.05	1.37 ±0.05	0.069 ±0.002
Útero ⁽³⁾	-	1.11 ±0.04	-
Total			1.47±0.02

¹ Factores de tejidos ponderados, tomados según ICRP Publicación 60.

² Como los testículos no estaban en la región del cuerpo explorada, fueron tomadas las dosis absorbidas de los ovarios como las de las gónadas en general.

³ Aunque el útero pertenece al Resto de órganos, los coeficientes de dosis también se dan para este órgano ya que la dosis uterina es de uso frecuente como sustituto de la dosis embrionario en el primer estadio de embarazo.

Realizando cálculos de dosis efectiva con este valor de coeficiente de dosis para CT (1.47 ± 0.02 mSv/mGy), con los valores corregidos de $CTDI_{vol}$ que aparecen en los informes de dosis de las exploraciones estudiadas, obtenemos un valor promedio de dosis efectiva, entre 42 pacientes, de 10.86 mSv, ampliamente, dentro del rango reportado en la literatura [21, 22], tal y como lo apreciamos en la tabla 5.

Tabla 5. Resumen de protocolos representativos usados, rutinariamente, en exploraciones ^{18}F -FDG-PET/CT de cuerpo entero, en 4 hospitales universitarios alemanes y en la FCDN de la CNEA.

Hospital	Tipo de estudio	Dosis Efectiva [mSv]	
		Por exploración	Por Examen
H1	2 Topogramas	0.8	
	CT diagnóstico con contraste	18.6	
	PET, 370 MBq ^{18}F -FDG	7.0	26.4
H2	Topograma	0.1	
	CT de baja dosis	4.5	
	PET, 300 MBq ^{18}F -FDG	5.7	
	CT diagnóstico con contraste	14.1	24.4
H3	Protocolo baja dosis		
	Topograma	0.2	
	CT de baja dosis	1.3	
	PET, 370 MBq ^{18}F -FDG	7.0	8.5
	Protocolo de alta calidad		
	Topograma	0.2	
	CT diagnóstico con contraste	17.6	
H4	PET, 370 MBq ^{18}F -FDG	7.0	24.8
	Topograma	0.2	
	CT de baja dosis	2.4	
	PET, 370 MBq ^{18}F -FDG	7.0	
FCDN	CT diagnóstico con contraste	14.1	23.7
	CT diagnóstico de alta calidad	10.86	

Otros valores reportados del estudio derivado de la Comisión Europea, los apreciamos en la tabla 6.

Tabla 6. Niveles de referencia de coeficientes de dosis normalizados, propuestos por la Comisión Europea.

Tipo de exámenes	$CTDI_w$ [mGy _{aire}]	DLP [mGy·cm]	E_{DLP} [mSv/mGy·cm]
Cabeza	60	1050	0.0023
Cuello			0.0054
Tórax	30	650	0.0170
Abdomen	35	780	0.0150
Pelvis	35	570	0.0190

Empleando para estimar la dosis efectiva la fórmula 4.8.

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad [\text{mSv}] \quad (4.9)$$

De igual forma que en el caso anterior, realizando los cálculos de dosis efectiva con los coeficientes recomendados en la tabla 6 y la ecuación 4.9, obtenemos valores semejantes a los obtenidos con el coeficiente de dosis de CT de la tabla 4, empleando la fórmula 4.8, por lo que podemos reafirmar que la dosis entregada por el CT del tomógrafo PET/CT Discovery STE 16 GE Healthcare de la FCDN, está por debajo de los valores de referencia reportados por la literatura.

Por todo lo dicho, para evaluar apropiadamente los riesgos radiológicos en exploraciones de CT hay que tener en cuenta la poca uniformidad de la distribución de dosis y las variaciones de radiosensibilidad de los distintos órganos y tejidos. Para ello sería deseable cuantificar, adecuadamente, la dosis absorbida en los distintos órganos, teniendo en cuenta tanto las características técnicas de cada exploración como las características anatómicas específicas de cada paciente.

Sin embargo, la determinación de la dosis de radiación en estos órganos es problemática ya que su medida directa en pacientes no siempre es posible. Existen, básicamente, tres estrategias para abordar el problema; resolución de las ecuaciones del transporte de la radiación en la materia, simulación a través del método de Montecarlo y cuantificación experimental en pacientes, para los órganos más superficiales (piel, cristalino, tiroides y testículos), o utilizando maniqués antropomórficos para órganos y tejidos internos; cuya dosis puede ser medida, de forma indirecta, con la ayuda de dosímetros de luminiscencia (TLD u OSL), filmicos, semiconductores o cualquier otra tecnología disponible.

La descripción teórica del transporte de la radiación y de su interacción con la materia consiste en determinar, para una fuente de radiación y para una geometría dada, el flujo de partículas en cada punto del espacio y en cada instante del tiempo. Así, la determinación de la dosis en un campo de radiación tendría un enfoque determinista, ya que el problema se reduciría a establecer las ecuaciones matemáticas (ecuaciones de Boltzmann) que describen el balance entre flujos de partículas entrantes y salientes de un volumen infinitesimal [22]. Pero la resolución analítica de estas ecuaciones puede ser muy complicada e incluso inviable, y únicamente se pueden obtener resultados en geometrías muy simples y, en la mayoría de los casos, empleando aproximaciones severas. Sin embargo, estos resultados son totalmente insuficientes para tratar casos de interés práctico en las distintas aplicaciones médicas, que a menudo requieren un grado de complejidad considerable.

En la actualidad la mejor alternativa a las ecuaciones de Boltzmann se encuentra en la simulación mediante el método de Montecarlo, consistente en una serie de técnicas de cálculo en las que se emplean números aleatorios.

La simulación por el método de Montecarlo de la irradiación de maniqués matemáticos ha sido la vía utilizada con mayor frecuencia para estimar dosis en procedimientos axiales de CT. Se han estimado dosis típicas, bajo ciertas condiciones específicas de radiación, a partir de la energía depositada en los 27 órganos o regiones del maniquí matemático hermafrodita MIRD5.

A partir de las simulaciones realizadas utilizando la extensa variedad de maniqués matemáticos se han desarrollado distintos programas informáticos que permiten estimar, mediante factores de conversión precalculados, la dosis en órganos y la dosis efectiva a partir de los parámetros utilizados en cada examen de CT. Los archivos con los resultados de los valores normalizados de dosis en cada uno de los órganos o regiones representadas en el maniquí matemático se encuentran disponibles en la

literatura [23, 24]. Los programas que aplican dichos factores permiten al usuario, en general, seleccionar el fabricante y el modelo del equipo de CT y los parámetros de la exploración con el fin de obtener la dosis en cada órgano y las dosis efectivas para el examen completo.

Entre los programas disponibles destacan, entre otros, el programa CTDOSE, el P-Dose/CT Module, el WinDose que permite la estimación de dosis en adquisiciones helicoidales y el programa CTDosimetry del ImPACT, que utiliza una hoja de cálculo Excel y requiere la utilización de los coeficientes de conversión generados en el National Radiological Protection Board (NRPB) [23].

A modo de resumen, la dosis impartida a los pacientes en exámenes de CT depende de la técnica utilizada, de las características del equipo (geometría, filtración, sistema detector, etc.) y de la zona anatómica del paciente que es irradiada. Aunque las diferencias de dosis debidas, exclusivamente, a diferencias entre equipos han disminuido en los últimos modelos, es conveniente disponer de una herramienta para el cálculo de dosis tanto en aplicaciones convencionales como en las nuevas.

Si se quiere realizar una estimación de dosis realista conviene tener en consideración tanto las características del equipo utilizado como la geometría y composición de la zona irradiada del paciente. Dada la evolución actual de los equipos (CT multicorte o escáner híbrido PET/CT) y de sus aplicaciones (cardiología, fluoroscopia o angiografía) estos programas permiten utilizar métodos *ad hoc* para estimar las dosis u otras magnitudes de interés.

Por estas razones, queda motivada la recomendación para el desarrollo futuro de un método para calcular dosis absorbida y dosis efectiva en exámenes CT a pacientes de distintas edades, sexo y complexión y comparar la dosis para distintos protocolos de imagen.

4.1.3- Descripción del control automático de exposición.

La corriente del tubo, medida en miliamperios (mA), es un determinante importante de las dosis de radiación y de la calidad de la imagen en exámenes basadas en rayos X. Los avances recientes en CT, incluyendo la puesta en práctica de la modulación automática de la corriente del tubo (ATCM por sus siglas en inglés), permiten la reducción de la exposición a la radiación durante las exploraciones con CT [25]. La ATCM se puede definir como un sistema de técnicas, que permiten el ajuste automático de la corriente del tubo en el plano X-Y (modulación angular) o a lo largo del eje z (modulación del eje z), según las características del tamaño y la atenuación de la región del cuerpo que es explorada y alcanza una calidad de imagen constante con la más baja exposición. Por lo tanto, las técnicas de ATCM son análogas a las técnicas de control automático de exposición.

En medio de preocupaciones cada vez mayor por la exposición a la radiación en CT, la adopción de las técnicas de ATCM debe permitir la reducción total en la exposición de radiación en este tipo de exploraciones. Desafortunadamente, debido a los rápidos avances tecnológicos, diversos fabricantes han desarrollado diferentes técnicas de ATCM y utilizan nomenclatura propia. Sin embargo, la introducción de las técnicas de ATCM en exploradores modernos de CT, representa un paso importante hacia la estandarización de los protocolos actuales del tubo, con la eliminación de la selección arbitraria de los radiólogos y de los tecnólogos. Abordaremos los principios de las

técnicas de ATCM, su uso clínico, y las ventajas y las desventajas del uso en la exploración diagnóstica con CT.

4.1.3.1- Principio de las técnicas de modulación automática de la corriente de tubo.

A diferencia de la radiografía convencional, durante la exploración CT el tubo de rayos X rota, continuamente, alrededor del paciente, emitiendo radiación que atraviesa una sección representativa del cuerpo para generar los perfiles de atenuación en los detectores. Así, las proyecciones del haz de rayos X incidente desde las múltiples direcciones alrededor de la región del interés, se utilizan para reconstruir cada imagen seccionada transversalmente. Los parámetros de la exploración tales como corriente y potencial del tubo, determinan la fluencia de fotones y la energía del haz incidente, que afectan la calidad de la imagen y la dosis absorbida de radiación. Manteniendo constantes los otros parámetros de exploración, una reducción en la corriente del tubo, disminuye la exposición a la radiación pero incrementa el ruido, un principio determinante de la calidad de imagen. Asimismo, un aumento en la corriente del tubo conduce a un aumento en la exposición a la radiación y una disminución del ruido de la imagen. En la escala de la aceptabilidad diagnóstica, el ruido de la imagen y la exposición a la radiación representan factores que están en conflicto, y el énfasis desproporcionado en cualquiera de estos dos factores puede tener un efecto nocivo en la calidad de la imagen o en la dosis de radiación. Mientras que las imágenes con un ruido más bajo (exposición de radiación creciente) pueden no revelar información diagnóstica adicional, las imágenes con un ruido más alto pueden ocultar las lesiones que pudieron haber sido visibles en imágenes con ruido bajo [26].

Varios autores han divulgado los resultados de sus estudios clínicos y experimentales, en los cuales han reportado que una calidad de imagen satisfactoria puede ser obtenida con una reducción de la corriente del tubo, en base al peso y dimensiones de las secciones transversales de los pacientes que son sometidos a estudios de CT [25-27]. Los resultados de estos estudios son explicados en base a la atenuación variable que sufre el haz incidente, al atravesar una dimensión particular de la sección transversal, a un ángulo de proyección dado [25]. La atenuación resultante determina un ruido en la imagen y es afectada por los parámetros de escaneo, particularmente la corriente del tubo. Por ejemplo, la mayor atenuación del haz en una dimensión o una proyección particular, dará lugar a mayor ruido y requerirá una corriente del tubo más alta que la necesitada por un haz que experimenta menos atenuación en otra proyección.

El ajuste manual de la corriente del tubo basado en el peso o dimensiones del paciente, puede ayudar a establecer un equilibrio apropiado entre el ruido de la imagen y la exposición a la radiación [27]. Sin embargo, estos ajustes no garantizan la calidad constante de la imagen a lo largo de todo el estudio, y mucho menos cuando el estudio realizado es un escaneo de cuerpo entero. Por ejemplo, en una exploración CT del tórax, la opción de una corriente fija del tubo no explica diferencias en la atenuación del haz entre la región del hombro y la región más medial del tórax (en los hombros, la atenuación de los rayos X es mayor, por lo que se requiere de mayor radiación; mientras que en el tercio medio del tórax, donde predominan los pulmones, existe menor atenuación de los rayos X, por lo que se requiere menor radiación emitida por el tubo), o entre las dimensiones de las secciones transversales, antero-posteriores y laterales. Las técnicas de ATCM permiten el mantenimiento de la calidad de imagen constante, en un nivel requerido de exposición a la radiación porque la ATCM responde, rápidamente, a las variaciones grandes en la atenuación del haz. La

ATCM se basa en el hecho de que el ruido de la imagen es determinado por el ruido provocado por las interacciones electromagnéticas de los rayos X, en las proyecciones transmitidas del haz. Esta técnica apunta a modular la corriente del tubo en base a la anatomía regional del cuerpo, para ajustar el ruido en las proyecciones de los rayos X y mantener así, el ruido de la imagen constante, con una eficacia mejorada de la dosis.

Actualmente, los equipos GE Healthcare disponen de dos técnicas distintas para realizar la ATCM: modulación angular (X-Y) y modulación en el eje Z. Ambas técnicas implementadas, modulan la corriente del tubo en un esfuerzo por mantener la calidad de imagen constante a la más baja dosis; mientras que reducen, simultáneamente, la carga del tubo (calentamiento) y los artefactos causados por el número mínimo de fotones.

4.1.3.2. Modulación del eje Z.

La técnica de modulación del eje Z es realizada mediante el sistema de control automático de exposición desarrollado por GE Healthcare, llamado AutomA [32].

La técnica de AutomA ajusta la corriente del tubo, automáticamente, para mantener un nivel de ruido especificado por el usuario, en los datos de la imagen. Proporciona un índice del ruido para permitir que los usuarios seleccionen la cantidad de ruido de las proyecciones de los rayos X, que estará presente en las imágenes reconstruidas. Usando una radiografía localizadora, el explorador calcula la corriente del tubo necesaria para obtener imágenes con un nivel de ruido seleccionado. Por lo tanto, la modulación del eje Z intenta hacer que todas las imágenes tengan un ruido similar con independencia del tamaño y la anatomía del paciente. El valor del índice del ruido es, aproximadamente, igual al ruido de la imagen (desviación estándar) en la región central de una imagen de un maniquí uniforme.

En la técnica de modulación del eje Z, el sistema determina la corriente del tubo usando los datos de la proyección de la radiografía del localizador del paciente y fija, empíricamente, los coeficientes de la predicción del ruido, usando la técnica de referencia (ver Figura 8). La técnica de referencia abarca un espesor arbitrario de 2.5 mm, obtenida con el voltaje pico seleccionado y 100 mAs para la reconstrucción transversal con un algoritmo estándar de reconstrucción. Los datos de la proyección, de una sola radiografía localizadora, se pueden utilizar para determinar la densidad, el tamaño y la información de la forma del paciente. Los datos totales de la atenuación de la proyección de una sola radiografía localizadora, contienen la información de la densidad y del tamaño del paciente sobre el área de proyección, mientras que la amplitud y el área de la proyección contienen la información de la forma del paciente, que da una estimación de la asimetría elíptica del paciente, expresada como el cociente oval en una posición dada del eje Z. El cociente oval es el cociente de los parámetros a y b (longitudes de los ejes) de la función de una elipse. Los parámetros de la elipse se pueden determinar para el paciente, usando la ecuación para el área de una elipse. El área y la amplitud medidas de proyección de la radiografía del localizador, dan el área y la longitud del eje a de la elipse, permitiendo que la longitud del otro eje, b , sea calculada. Estas características de la radiografía del localizador predicen la cantidad de rayos X que alcanzarían el detector para una técnica especificada y, por lo tanto, para determinar la desviación estándar de la imagen debido al ruido de las proyecciones de los rayos X para un algoritmo dado de reconstrucción. El ruido predicho de las proyecciones de los rayos X en una posición dada del eje Z para la técnica de referencia, es calculado del área de proyección y del cociente oval de la radiografía del localizador, usando los coeficientes polinómicos que

fueron determinados de las medidas del ruido, en un sistema de maniquíes que representaban una amplia gama de tamaños y de formas pacientes.

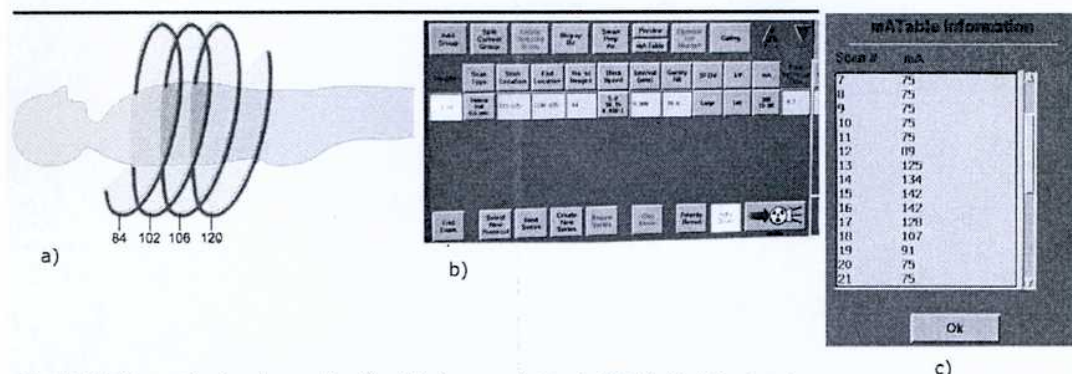


Fig.8 ACTM con técnica de modulación del eje z con AutomA (GE Medical Systems)

- (a) Se realiza la modulación automática de la corriente del tubo a partir de una localización de sección a otras en la dirección de exploración.
 (b) El usuario selecciona el índice del ruido o incorpora el valor para el índice de ruido deseado y fija los valores del mínimo y del máximo de la corriente.
 (c) Los valores de corriente del tubo (en mA) se pueden ver de antemano antes de la exploración.

Con el conocimiento del ruido de referencia y la diferencia entre la técnica de referencia y los datos de la técnica seleccionada, la corriente del tubo requerida para obtener el índice de ruido prescrito es calculada, fácilmente, usando ecuaciones conocidas de la física de los rayos X, que indican que el ruido es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del número de fotones y que el número de fotones es proporcional al espesor de la sección, al tiempo de adquisición de la sección y a la corriente del tubo. En la versión, actualmente, disponible de la modulación de la corriente del tubo en el eje Z, un factor de ajuste para diversos pitches helicoidales se incorpora en el cálculo, para explicar las diferencias del ruido entre las selecciones helicoidales y los datos transversales de la técnica de referencia. Datos recientes de evaluaciones clínicas de la modulación del eje Z, sugieren que se espera que la reducción de la dosis de radiación con esta técnica sea mayor que con métodos de corriente fija del tubo, puesto que la corriente del tubo se reduce, automáticamente, para pacientes más pequeños y en regiones anatómicas específicas.

4.1.3.3- Modulación angular (X-Y).

La técnica de modulación angular fue introducida en 1994 en un explorador helicoidal de una sola fila de detectores (Smart-Scan; GE Medical Systems, Waukesha, Wisconsin) [29-30]. Este software, basó la técnica de corriente modulada del tubo en la densidad de las estructuras regionales y de los valores de la absorción del objeto de interés. Esta información fue obtenida midiendo la absorción local del haz de rayos X en 100 canales centrales en dos radiografías localizadoras (vistas laterales y antero-posteriores, (ver figura 9, paciente con los 2 perfiles de corriente X-Y). La modulación sinusoidal pre programada de la corriente del tubo fue alcanzada durante la rotación de 360° para la ecualización de las diferencias locales en la absorción del haz, para obtener relativamente constante el contenido de ruido y para reducir la exposición de radiación. Se ha publicado una reducción de la dosis de radiación de hasta el 20%, dependiendo de la geometría del paciente (asimetría) [29]. Un refinamiento reciente del enfoque de la modulación angular es que es una técnica en línea, en tiempo real, adaptada a la anatomía, atenuación basada en la modulación de la corriente del tubo,

que no necesita la información de las imágenes radiográficas del localizador para alcanzar la ATCM.

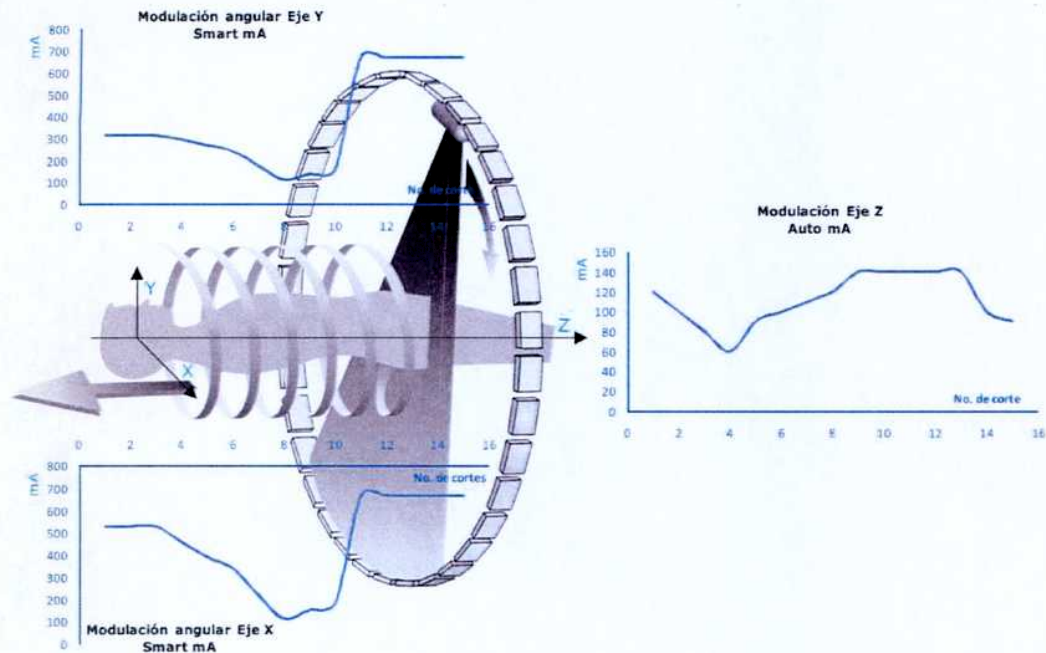


Fig. 9 Perfiles de corriente de tubo en los ejes X-Y-Z, realizados por AutomA y SmartmA.

Para este fin, nuestro equipo dispone del sistema llamado SmartmA, cuyas técnicas de la modulación angular ajustan, automáticamente, la corriente del tubo por cada cuadrante de proyección de atenuación del paciente (ver Figura 10), para reducir al mínimo los rayos X en los cuadrantes de proyección (ejemplos; los ángulos antero-posteriores o pósterio-anterior tienen menos peso que las proyecciones laterales, debido a la misma causa anterior; menos atenuación del haz y por lo tanto, se asocia a menos ruido) que son menos dominantes con respecto a reducir el contenido total del ruido. El ruido de las imágenes reconstruidas está dominado por el ruido de las proyecciones más ruidosas (laterales), por lo que este método permite reducir dosis en las proyecciones antero-posteriores. En los estudios con maniqués, en los cuales una técnica de la modulación angular en línea fue comparada con la técnica anterior de la modulación angular, resultó en una reducción sustancialmente mayor de la radiación (hasta el 50%) con la técnica de modulación en línea.



Fig. 10 Modulación por cuadrantes de SmartmA de GE Medical Systems.

SmartmA siempre utiliza el ancho de corte prospectivo (el espesor de corte de exploración, no de reconstrucción) para estimar la corriente del tubo. Por lo tanto, es muy importante entender la relación entre el índice de ruido y el ancho de corte. La corriente de tubo calculada por el método SmartmA, es inversamente proporcional al espesor de corte prospectivo.

Por ejemplo, cuando el espesor de corte para la primera reconstrucción prospectiva es 5 mm, un índice de ruido de 11.5 indica que el nivel de ruido deseado en las imágenes de 5 milímetros será, aproximadamente, 11.5 expresado como desviación estándar de las UH, en el centro de un phantom uniforme de agua. Si la segunda reconstrucción prospectiva, utiliza un espesor de corte de 0.625 mm con el mismo algoritmo,

entonces el nivel de ruido en la imagen de 0.625 mm será de $11.5 \cdot \sqrt{\frac{5}{0.625}} = 32.5$. Sin

embargo, cuando el espesor de corte para la primera reconstrucción prospectiva se cambia a 0.625 mm, el SmartmA calculará la corriente basado en un espesor de corte de 0.625 mm. Esto implica que el índice de ruido tendría que ser aumentado a 32.5 para mantener la misma dosis de radiación (concerniente a la primera reconstrucción prospectiva usando un espesor de 5 milímetros). Si un índice de ruido de 11.5 se utiliza con una primera reconstrucción prospectiva de 0.625 mm, después el SmartmA intentará utilizar 8 veces la dosis original de radiación, para alcanzar un nivel de ruido de 11.5, en una imagen de 0.625 milímetros.

El Scout es usado por SmartmA para determinar la corriente de tubo, apropiada, para cada localización. Si el Scout no está disponible, SmartmA no puede ser habilitado. Igualmente debe estar habilitado AutomA para que SmartmA se active. Si la longitud de la exploración se extiende más allá del rango incluido en el Scout, SmartmA utilizará el valor de mA máximo.

El kVp usado para adquirir la exploración debe ser igual al usado para adquirir el Scout. En caso contrario se desactiva la opción SmartmA.

La colocación del paciente en el isocentro es esencial [Figura 11 b)]. Si no, la atenuación calculada basada sobre el Scout excéntrico, no será exacta. Si un paciente es centrado demasiado bajo [Figura 11 a)], el paciente aparece en el explorador, más ancho de lo que es realmente, así informando mal al algoritmo de SmartmA con respecto al ancho del paciente. De forma semejante, centrando al paciente demasiado alto [Figura 11 c)], se informa mal al SmartmA en cuanto al tamaño del paciente.

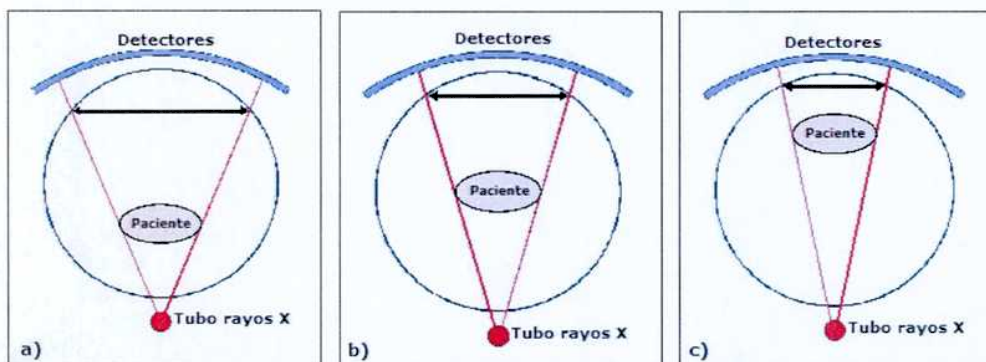


Fig. 11 Efectos del posicionamiento del paciente, en la camilla del tomógrafo.

En pacientes con geometría de su sección transversal circular, la atenuación del haz es constante en todas las proyecciones (ángulos de proyección del haz). Sin embargo, en una geometría de sección transversal no circular, la atenuación varía fuertemente en diversas proyecciones, a veces por más de tres órdenes de magnitud. En estos ajustes, el ruido de la imagen en ángulos de proyección de alta atenuación, determina el contenido total del ruido de la imagen. Así, en proyecciones angulares con paciente de diámetro pequeño o regiones pequeñas del cuerpo que han sido proyectadas (ejemplo, mayor reducción de corriente del tubo ocurre en el tórax que en el abdomen), corresponde a una atenuación relativamente más baja, la corriente del tubo se puede reducir, sustancialmente, sin un aumento mensurable en el contenido total del ruido de la imagen. Sin la modulación angular, la corriente del tubo se lleva a cabo constante sobre la rotación de 360°, sin importar el perfil de atenuación del paciente. La técnica de modulación angular reduce la corriente del tubo en función de los ángulos de la proyección para las proyecciones de poca atenuación (antero-posteriores contra proyecciones laterales) [31]. Resumiendo, la técnica de modulación angular ayuda en mejorar eficacia de la dosis en el eje X-Y, reduciendo la exposición de radiación en un plano particular de la exploración.

4.1.3.4. Limitaciones de la modulación de la corriente del tubo.

En la FCDN, ambas técnicas de modulación (angular y eje Z) han sido usadas por mucho tiempo para la exploración rutinaria de pacientes. Mientras que cada técnica tiene sus fortalezas, hay algunas limitaciones con cada técnica.

Aún en la actualidad, hay una carencia sensible de documentación científica en la literatura médica con respecto a los índices apropiados del ruido para los tamaños o las edades específicas de los pacientes y de indicaciones clínicas específicas. Además de seleccionar los índices de ruido recomendados por el fabricante, los usuarios pueden restringir el rango de las corrientes del tubo que se pueden utilizar para la exploración y así, limitar la dosis máxima asegurando una calidad mínima de la imagen. Sin embargo, usar un rango arbitrario de las corrientes del tubo introduce restricciones subjetivas a la técnica. Una corriente del tubo mínima más baja, puede dar lugar a reducir la exposición del paciente lo cual resulta, ocasionalmente, en imágenes más ruidosas en los pacientes pequeños que se exploran con corriente del tubo, sustancialmente reducidas. Por el contrario, los pacientes grandes reciben, de vez en cuando, corrientes más altas con la modulación del eje Z que la que recibirían si fuese utilizada una técnica de corriente de tubo fija, para mantener el ruido seleccionado de la imagen. Mientras que ATCM da lugar a una calidad mejor de la imagen en este escenario, puede dar lugar a mayor exposición de radiación que un protocolo de corriente fija, en pacientes grandes.

La primera limitación de ATCM es la carencia de la uniformidad entre las técnicas desarrolladas por diversos fabricantes. Con la suma de las técnicas de ATCM a la revolución tecnológica en exploradores CT, la comprensión del usuario es confundida por los protocolos separados para los sistemas, de diversos fabricantes. Las organizaciones de estándares industriales, necesitan construir un consenso para ofrecer una técnica más uniforme de ATCM al usuario, para así reducir al mínimo la confusión y asegurar el uso apropiado de esta novedosa tecnología. La experiencia adicional y la investigación con técnicas de ATCM, sin importar tipo, ayudarán en la optimización a estas técnicas. Además, la introducción de ATCM a una institución requiere la comunicación cercana entre los radiólogos, los físicos médicos y los tecnólogos, porque existe una curva de aprendizaje definida que no se puede obviar.

Es muy importante observar las tablas de corriente de tubo (mA) antes de oprimir el botón de exposición, ya que si la orientación del paciente no concuerda con la orientación del Scout, AutomA y SmartmA serán deshabilitados, con lo que los valores de corriente pueden ser muy elevadas respecto a los esperados, proporcionando dosis altas al paciente si se procede con la exposición. Una vez que las series concuerden con el Scout, AutomA y SmartmA pueden ser seleccionados. Esto lo podemos constatar en las figuras 12, 13, 14 y 15.

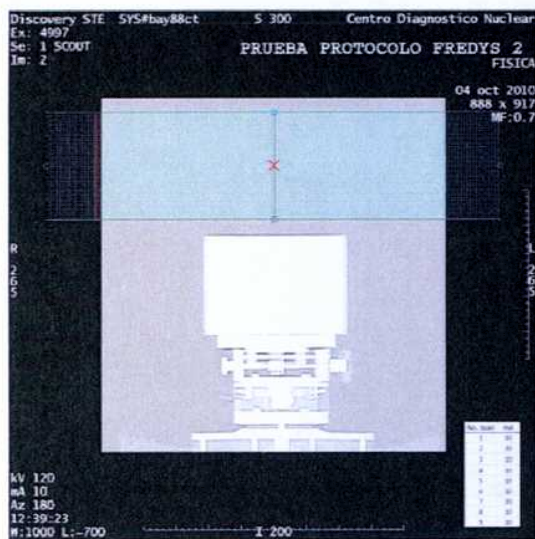


Fig. 12 Funcionamiento adecuado de AutomA y SmartmA en aire.

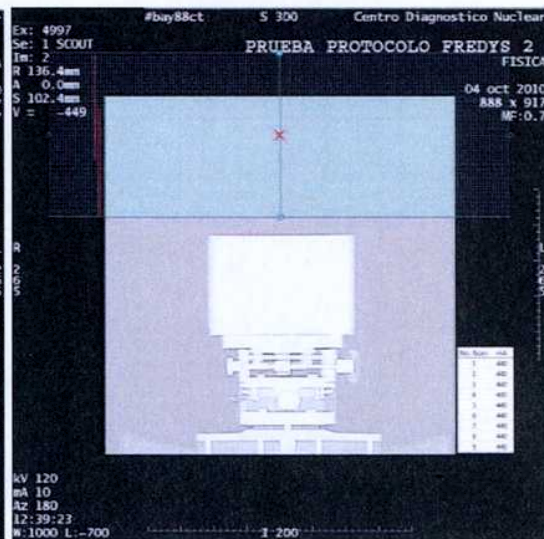


Fig. 13 AutomA y SmartmA desactivados, por falta de coincidencia en las coordenadas del phantom y el scout.

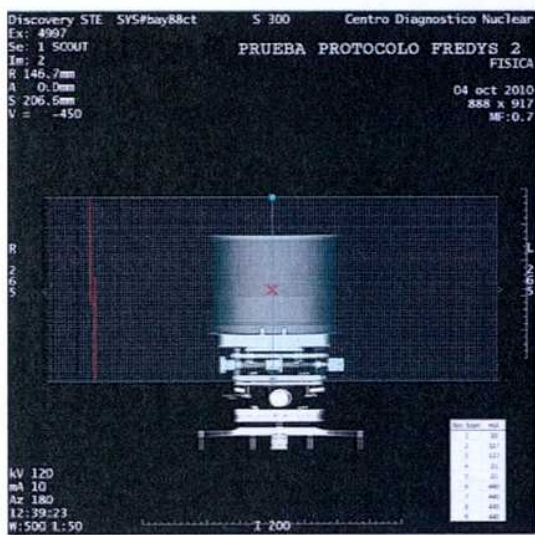


Fig. 14 Adecuado funcionamiento de AutomA y SmartmA con phantom.

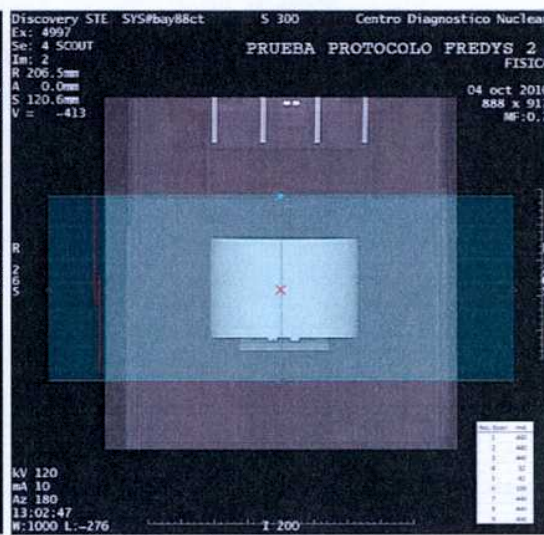


Fig. 15 Falla de AutomA y SmartmA, debido a causas desconocidas.

A modo de resumen, las técnicas actualmente disponibles de ATCM se pueden utilizar para mantener una calidad de imagen aceptable, mientras reduzcan la exposición a la radiación en base a la geometría del paciente y de las indicaciones clínicas. Las técnicas de ATCM representan una reciente innovación tecnológica emocionante hacia la optimización de la dosis de radiación. La investigación adicional es necesaria para estandarizar las mismas y definir los protocolos apropiados para los diferentes tamaños de pacientes e indicaciones clínicas.

4.2- Descripción protocolo clínico actual.

Como parte de la rutina normal del servicio PET/CT de la FCDN, todo paciente es sometido a:

- Escaneo CT de cuerpo entero con calidad diagnóstica, para obtener los factores de corrección de la atenuación (ACFs) y los datos que se emplearán en la fusión de las imágenes finales.
- Exploración PET.

La tabla 7, muestra la configuración del protocolo clínico empleado para la realización de los estudios.

Tabla 7. Protocolo clínico PET/CT, FCDN

Parámetros	Rango o valor de medida	Observaciones
• Contraste	Oral	Puede usarse contraste endovenoso
• CAE Rotacional (X,Y,Z "AutomA, SmartmA")		
-Corriente tubo mínima	80 mA	
-Corriente tubo máxima	300 mA	
-Índice de ruido	23	
-Potencial del tubo	120 kVp	
-Espesor de corte	3.75 mm	Retro-recon 2.5 mm
-Factor de paso (pitch)	1.75	
-Colimación	10 mm 20 mm*	Modo 16x0.625 Modo 16x1.25*
-Velocidad rotación tubo	0.8 s/rotación	
-Eficiencia de dosis	85.7%	
-SFOV	50 cm	
-DFOV	50 cm	
• PET 3D	0.11 mCi/kg	1 h post inyección

* Esta configuración no forma parte del protocolo usado normalmente, sino del de prueba.

4.3- Compromiso entre calidad de imagen y dosis.

El uso de CT, con el fin de este proyecto, se asume genéricamente que está justificado e igualmente justificado, en cada caso individual. En los casos donde esto no es así, hay que considerar la reducción de dosis efectiva a través de la eliminación de los exámenes injustificados. Donde los estudios CT están justificados, la oportunidad principal para el ahorro de dosis se presenta en la optimización de los exámenes y de las técnicas empleadas. El principio de la optimización se debe aplicar sobre una base individual para alcanzar la calidad de imagen suficiente, tal que provea calidad diagnóstica con la dosis mínima al paciente. La intuición sugiere que fuera razonable esperar utilizar más radiación para conseguir una imagen satisfactoria en pacientes más grandes y menos con pacientes más pequeños y viceversa. Exploraremos esta hipótesis y su uso en la optimización de dosis.

En un explorador CT, dos de los parámetros más usados de la calidad de imagen son la resolución espacial y la resolución de bajo contraste. La resolución espacial, es determinada en la práctica, casi enteramente, por el número de rayos en cada proyección, la cantidad de proyecciones y el espaciamiento de los detectores. En ausencia de artefactos, la resolución de bajo contraste es determinada, solamente, por el ruido. Sin embargo, el ruido depende en la mayoría de los aspectos de la imagen, de maneras no lineales [33]. El ruido de la imagen es afectado por el mA, el tiempo de exploración, el kVp, el tamaño paciente, el pitch, el espesor de corte y del algoritmo de la reconstrucción. De éstos, los primeros cinco afectan el ruido de la imagen y la dosis del paciente; los dos últimos afectan solamente el ruido. El único parámetro que no está en el control del personal del servicio, es el tamaño o el peso paciente.

La opción de cambiar los parámetros en un proceso de optimización puede variar en dependencia de la técnica de exploración que se requiera optimizar. Se debe cambiar cada parámetro en forma individual para así, determinar su impacto. En la consola de trabajo, se puede observar el $CTDI_{vol}$ y el DLP que se pueden utilizar como indicadores del éxito o no de la variación de un parámetro y así tomar decisiones al respecto. Donde se utiliza la modulación de la dosis, como nuestro caso particular, los cambios en estos parámetros necesitarían ser determinados por la referencia a pacientes de similar tamaño, de ahí la importancia y necesidad de establecer nuestras líneas base o de referencia. Es por lo tanto prudente, realizar cambios en los factores técnicos, cuando en presencia de un paciente de tamaño promedio, se requiere un examen optimizado. Esto también asegurará de que el ruido de la imagen no sea alto o bajo en pacientes grandes o pequeños.

Son varios los parámetros que influyen tanto en la dosis como en el ruido de una imagen, es por ello que describiremos los más importantes y cómo serán abordados en nuestro proyecto.

1. Voltaje de polarización del tubo [kVp].

Este parámetro es importante a la hora de seleccionar la técnica de exploración ya que si se disminuye el kVp, disminuye la dosis de radiación al paciente, pero entrando en el compromiso de que aumenta el ruido de la imagen y con ello se puede comprometer la calidad de la misma. Se ha publicado que disminuyendo el kVp de 120 a 90, se logra una disminución de dosis de hasta un 57%, sin sacrificar la detección de estructuras de bajo contraste, por lo que no se vería muy afectada la calidad de imagen [34]

También hay que recordar que como ciertas estrategias para aumentar la calidad de imágenes en estudios determinados, se recomienda endurecer el haz de radiación, conllevando esto, en ocasiones, a un aumento del kVp.

2. Corriente efectiva del tubo [mA].

Este parámetro es sin duda, en conjunto con el voltaje de polarización del tubo de rayos X, el culpable más probable en que las dosis en los pacientes sea más alta de la necesaria. De ahí que será el parámetro sobre el que haremos más énfasis en nuestro trabajo.

Es importante que el técnico radiólogo entienda, completamente, cómo el fabricante de la plataforma exhibe y registra la corriente del tubo. Se debe conocer si están en términos de corriente de tubo (mA) o en mAs. La última, toma en consideración el *tiempo de rotación del tubo*, siendo el producto de la corriente por el tiempo de rotación. En nuestro caso el equipo no muestra los mAs sino, directamente, el $CTDI_{vol}$ estimado.

3. Influencias del Pitch y colimación del haz.

Para valores de pitch mayor que 1, se logra disminuir el tiempo de exposición, dando menor dosis al paciente, pero disminuye la resolución espacial en el sentido axial (eje del paciente), aumentando el espesor efectivo de corte.

Con el aumento del ancho de colimación, se logra aumentar la eficiencia del detector, disminuyendo la dosis en el paciente a costa de una disminución de la resolución espacial en el sentido axial.

4. Longitud de exploración.

Este parámetro no tiene ningún impacto en $CTDI_w$ o sobre el $CTDI_{vol}$, pero longitudes más largas de la exploración aumentan proporcional el DLP y pueden aumentar, significativamente, la dosis efectiva.

Valores más pequeños son mejores mientras se cubra el volumen adecuado, por lo que es recomendable estudiar, únicamente, el área de interés.

5. Sistema automático de exposición.

La literatura indica que con los sistemas de modulación de la corriente de tubo que dispone nuestro CT, se puede decir que con la modulación en el eje Z (AutomA) se logra disminuir la corriente entre el 35 y el 45%, lográndose una reducción de dosis de hasta el 32%. Usando la modulación angular X-Y (SmartmA) se disminuye la corriente entre el 15 y el 25%, con una reducción de dosis de hasta el 30%. Combinando ambas técnicas es mayor la disminución de corriente que se puede alcanzar, comparándolo con las técnicas anteriores por separado, lográndose una disminución de la dosis de hasta el 38% [34].

Para ello realizaremos un análisis cuantitativo del comportamiento de las variables corriente de tubo, CTDI e índice de ruido respecto al peso e índice de masa corporal del paciente en cada región anatómica seleccionada y por sexo. El valor del pitch definido en el protocolo clínico actual es el mayor posible que se puede definir en el equipo. El estudio se complementa con los resultados del análisis cualitativo realizado por los médicos radiólogos de la FCDN. Con los resultados de ambos análisis, quedarán definidos los valores que consideramos como línea base de nuestro proyecto, los cuales serán la referencia de nuestros valores iniciales, que definirán si los cambios propuestos al protocolo clínico son satisfactorios para la optimización de dosis deseada, manteniendo la calidad diagnóstica de las imágenes.

Para la realización de ambos análisis, contamos con la colaboración de Mark Zaal de la Universidad de Delft, durante su pasantía en la FCDN, donde realizó el procesamiento de la información de los ROI, ayudando a completar nuestra base de datos.

4.3.1- Análisis cuantitativo.

Como análisis previo, es fundamental comprobar la adecuada funcionalidad o correcta respuesta del sistema de exposición automática, respecto a su desempeño de mantener los valores de índices de ruido (IN) en diferentes exploraciones. Para ello realizamos varias exploraciones a un phantom homogéneo, con la técnica siguiente; 120 kVp, tiempo de rotación 0.8 s, espesor de corte 2.5 mm y diferentes valores de índices de ruido prescritos, los cuales fueron 6, 10, 15, 23, 30, 34 y 40. Medimos el

ruido en ROIs seleccionados en diferentes cortes de las secuencias de imágenes del phantom y obtuvimos los siguientes valores promedios:

Tabla 8. Capacidad del sistema automático de exposición de mantener el IN durante las exploraciones.

IN prescrito	6	10	15	23	30	34	40
IN medido promedio	5.8	9.8	15.1	23.2	29.3	34.6	39.4

A través del gráfico de la figura 16, podemos apreciar de mejor forma, el adecuado funcionamiento del sistema de exposición automática. Vemos cómo responde, linealmente, cuando se realizan exploraciones en phantom con diferentes índices de ruido prescritos, realizando los ajustes necesarios en la corriente de tubo, para mantener este valor casi constante en la imagen y oscilando alrededor del valor prescrito.

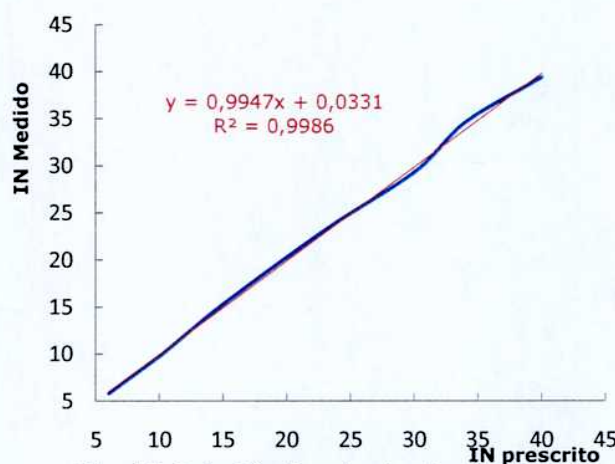


Fig. 16 Relación lineal entre los índices de ruido prescritos y medidos.

Entre las variables que influyen en la calidad de la imagen y la dosis al paciente, habíamos enumerado, principalmente, 6. Nuestro CT tiene configurado, para el protocolo clínico de adultos, 2 valores de voltaje a seleccionar (120 ó 140 kVp, los valores de 80 y 100 kVp están disponibles en el protocolo pediátrico). Como habíamos comentado; disminuyendo el kVp y manteniendo la corriente constante disminuye la dosis de radiación al paciente, pero también comentamos que ciertas estrategias recomiendan endurecer el haz, esto no es más que aumentar el kVp unido a una disminución de los mA, con un saldo favorable de disminución de la dosis.

Se nos facilitaron datos de estudios clínicos realizados en otro equipo Discovery STE16 (Clínica A) idéntico al de FCDN. En el mismo se usa rutinariamente el siguiente protocolo:

- 140 kVp
- IN=25
- Rango mA = 30 a 210
- Velocidad rotación=0.8 s
- Pitch=1.75:1
- Detectores modo 16 x 0.625
- Colimación 10 mm
- Velocidad camilla=17.5mm/rotación.

Como podemos observar, los cambios fundamentales respecto a nuestro protocolo son el kVp, IN y el rango prefijado de corriente. A pesar de cambiar a la vez dos variables muy importantes, en el protocolo de la Clínica A, con dependencia directa sobre la calidad de imagen y la dosis, no deja de ser de interés apreciar que SmartmA entrega menos corriente con el aumento del kVp, motivo por el cual se logra una dosimetría muy similar (relativamente inferior en la mayoría de los pacientes, ver gráfico de la figura 17) a la alcanzada en nuestro equipo, aunque también lo justifica el hecho de ser estas imágenes, cuantitativamente, de IN levemente superior.

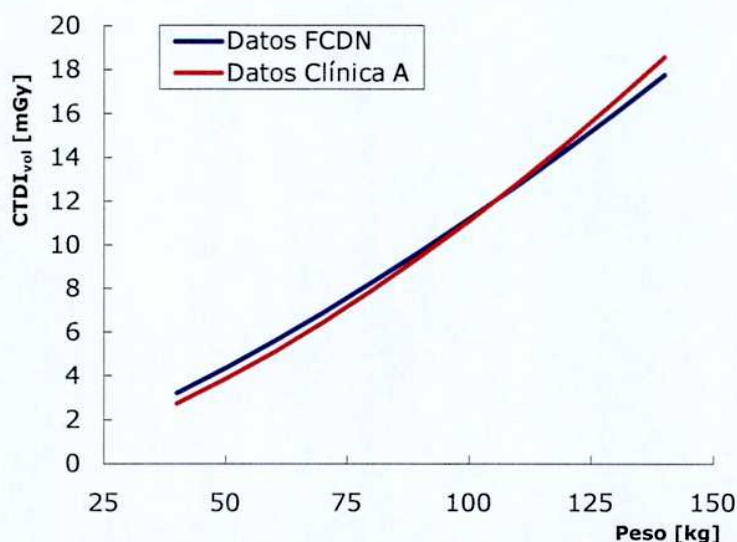


Fig. 17 Resultados dosimétricos en estudios clínicos de CT con diferentes kVp.

Al no disponer, para este nuevo caso, del criterio cualitativo de los facultativos médicos, no podemos concluir aún cuál protocolo da como resultado una mejor calidad de imagen. Por lo tanto, el valor de 120 kVp, definido en nuestro protocolo clínico (valor más bajo posible), no será modificado por el momento.

Similar al kVp, el pitch definido en el protocolo clínico es el mayor posible (1.75) razón por la cual este parámetro, al no poderse aumentar, no es objeto de análisis con el fin de disminuir las dosis a los pacientes.

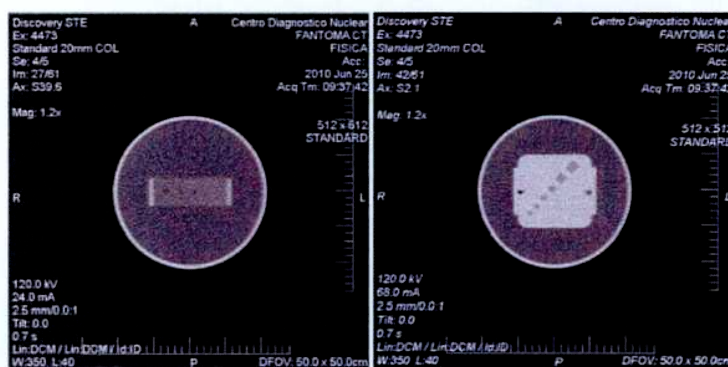


Fig. 18 Imágenes phantom CT.

El valor de colimación definido en el protocolo clínico es de 10 mm ($CTDI_{vol}=14.63$ mGy), pudiéndose aumentar a 20 mm ($CTDI_{vol}=12.76$ mGy), logrando con ello disminuir la dosis de radiación entregada al paciente en un 87%, ya que aumenta el área de detección con ello la eficiencia de los detectores y disminución del tiempo de exploración, pero en perjuicio de la calidad de imagen ya que aumenta el espesor efectivo de corte (ver imagen figura 19).

Tabla 8. Índices de ruido con phantom CT, colimación 20 mm

Exploración	Ruido promedio Desv. Estándar	% Ref.	$CTDI_{vol}$
Ruido de referencia	4,9	100	10,45
Ruido de referencia Small	7,3	150	20,91
Ruido de referencia DFOV25	6,0	125	10,45
Standard DFOV25	25,7	530	2,33
Standard colimación 20 mm	17,5	361	4,18
Standard Full	18,7	386	2,33

Los parámetros con que fueron tomadas cada exploración están descritos en la tabla 8.

Tabla 9. Condiciones de adquisición de las exploraciones tabla 8.

Exploración	Voltaje [kVp]	Corriente [mA]	Reconstrucción [mm]	Tiempo [s]
Ruido de referencia	120	100	10	1
Ruido de referencia Small	120	100	5	1
Ruido de referencia DFOV25	120	100	5	1
Standard DFOV25	120	23	2.5	0.8
Standard colimación 20 mm	120	51	2.5	0.8
Standard Full	120	23	2.5	0.8

El phantom PET es el, comúnmente, utilizado para PET el cual es el cilindro de 16 cm lleno de agua. Las condiciones de adquisición de las exploraciones de la tabla 10, se describen en la siguiente tabla 11.

Tabla 10. Índices de ruido con phantom PET, colimación 20 mm

Nombre del estudio	Ruido promedio	$CTDI_{vol}$	Ruido Normaliz. [Db]	Dosis Normaliz.
Standard full	18,2	0,95	2,05	9,1%
Colimador 20mm ROT 35mm	18,9	0,68	2,23	6,5%
Ruido de referencia	11,3	10,45	0,00	100,0%

Tabla 11. Condiciones de adquisición de las exploraciones tabla 10.

Exploración	Voltaje [kVp]	Corriente [mA]	Reconstrucción [mm]	Tiempo [s]
Standard full	120	17	2.5	0.8
Colimador 20mm ROT 35mm	120	100	0.6	1
Ruido de referencia	120	15	2.5	0.7

Fig. 19 Corte coronal donde se observa en aumento en el ancho efectivo de corte

Al no tener impacto sobre el $CTDI_w$ ni sobre el $CTDI_{vol}$, consideramos que la longitud de exploración debe ser definida y tenida muy en cuenta por el técnico radiólogo encargado de la exploración, en dependencia del tipo de estudio a realizar, ajustándose, estrictamente, al área de interés; ya que sí tiene relevancia en el DLP y con ello en la dosis efectiva impartida al paciente.

El valor de la corriente del tubo, de nuestro equipo en estudio en modo automático de exposición, está dominado por el funcionamiento de los sistemas de modulación de corriente AutomA y SmartmA, motivo por el cual, habiendo descrito el funcionamiento de los mismos y comprobado el adecuado funcionamiento de ambos, nos concentraremos en analizar la variación de la corriente del tubo en nuestros estudios seleccionados y su impacto sobre el CTDI e índices de ruido, teniendo en cuenta la geometría del paciente, su complejidad física y sexo.

Antes de detallar el impacto de la corriente, directamente, en la dosis impartida al paciente, analizaremos cómo es el comportamiento de esta variable entre los distintos tamaños de pacientes. Los gráficos de las figuras 19 y 20 muestran los resultados que obtuvimos en las regiones pulmonar y hepática, respectivamente, del comportamiento de la corriente de tubo. Vemos que, aunque no existe una relación que podamos catalogar como fuerte, sí existe una tendencia en que a mayor tamaño del paciente, mayor es la corriente necesaria que se debe impartir para mantener el nivel de ruido prefijado.

Para el caso específico del pulmón (ver gráfico de la figura 20), siendo esta una región anatómica de baja atenuación, podemos observar que para pacientes pequeños, hay una saturación en el valor de 80 mA, coincidiendo con el valor mínimo prefijado en el protocolo clínico, ya que el sistema de modulación de corriente del tubo entrega ese valor como mínimo.

Esto nos da una idea, a priori, de que es posible disminuir la cota de 80 mA, lo que conllevaría a entregar menos dosis al paciente, pero poniendo en riesgo la calidad de imagen debido al aumento del ruido. Para arribar a una decisión en este aspecto, debemos analizar otros parámetros como son el nivel de ruido de las imágenes y la puntuación (el score) dada por los médicos radiólogos, a las tomografías en su análisis de calidad de imagen.

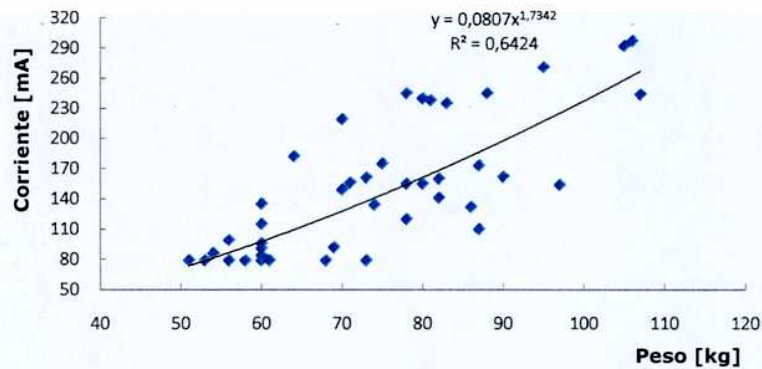


Fig. 20 Relación corriente tubo-peso del paciente.
Región pulmonar.

Para el caso particular del hígado (ver gráfico de la figura 21), siendo esta región de atenuación moderada, observamos un comportamiento de saturación similar a lo ocurrido en el pulmón, pero en el otro extremo del intervalo de corriente, en este caso en el valor máximo de 300 mA, coincidente con el que puede entregar el sistema de control automático de exposición, ya que es prefijado en el protocolo clínico.

Podemos pensar en ampliar este valor por encima de los 300 mA, pero tenemos que tener en cuenta que, a pesar de aumentar la calidad de imagen tal vez por encima del valor requerido para un adecuado diagnóstico, esta decisión conllevaría a mayor dosis al paciente, por lo que sería prudente, analizar otras variables como índice de ruido y su impacto en la calidad de imagen final.

Similares resultados pudimos observar entre los índices de masa corporal (BMI, por sus siglas en inglés) de los pacientes y la corriente entregada por el sistema de control automático de exposición.

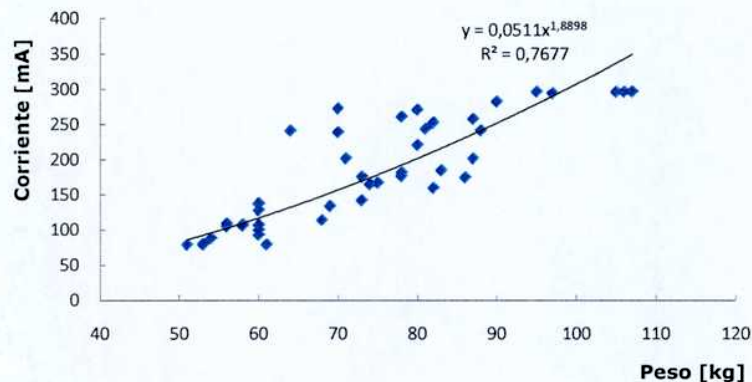


Fig. 21 Relación corriente tubo-peso del paciente.
Región hepática.

Respecto a la relación entre el ruido de la imagen y la corriente suministrada, en las 2 regiones anatómicas de interés, no encontramos una relación marcada entre ambas variables, tal y como lo podemos apreciar en el gráfico de la figura 22.

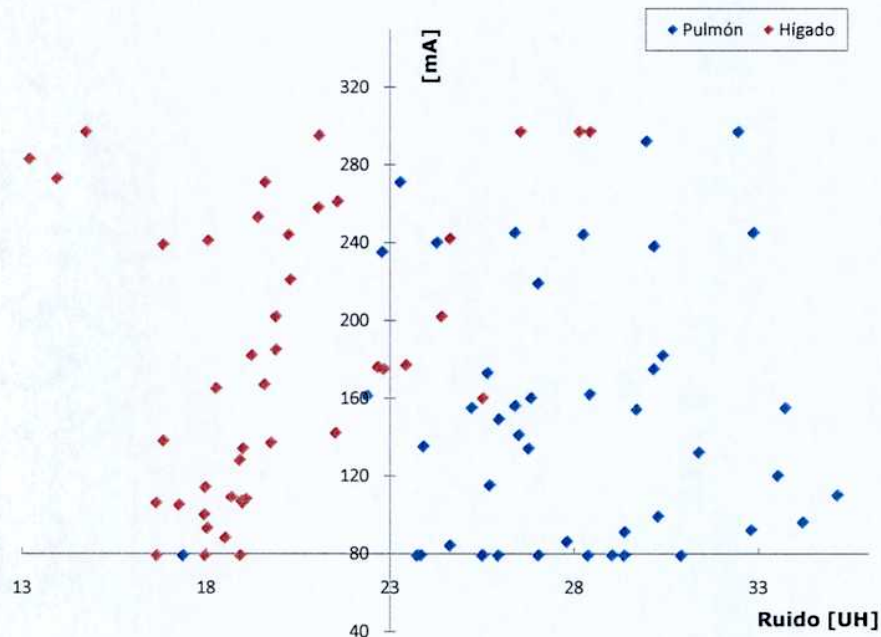


Fig. 22 Relación ruido corriente de tubo
Regiones pulmonar y hepática

Lo que sí podemos apreciar en este gráfico y en el de la figura 23 es que, independientemente, del peso del paciente, las imágenes más ruidosas (mayoritariamente por encima de las 23 UH, definidas en el protocolo clínico) las encontramos en la región pulmonar y, predominantemente, a corrientes de tubo bajas, muy cercanas e iguales al límite inferior fijado en el protocolo clínico de 80 mA. Esto podría deberse en parte a que el sistema SmartmA fue diseñado para ajustar el ruido en agua, mientras que la densidad promedio en los pulmones es muy inferior. Por lo tanto, el sistema de control automático de corriente parece subestimar el ruido final en las imágenes pulmonares. Una solución pragmática sería disminuir el índice de ruido en barridos torácicos. Dado que se emplea un único barrido no se puede bajar el índice de ruido para una única región.

Como parte de estudios futuros, sería importante analizar la factibilidad práctica de implementar 3 protocolos clínicos distintos para las regiones anatómicas cabeza-cuello, tórax y abdomen-pelvis.

En el hilio hepático observamos (ver gráfico figura 22), mayoritariamente, las imágenes con menor ruido y con los valores de la corriente de tubo más distribuido dentro del rango definido en el protocolo clínico, aunque como habíamos comentado, sin guardar una fuerte relación entre ésta y el ruido de las imágenes en la región.

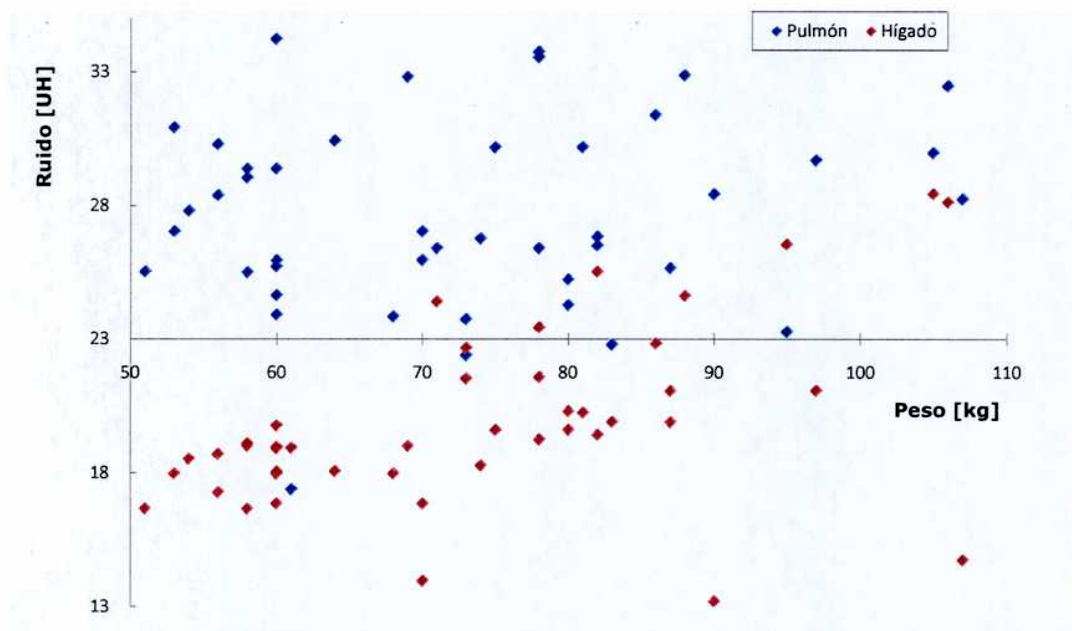


Fig. 23 Relación peso del paciente-ruido de la imagen
Regiones pulmonar y hepática

De los análisis dosimétricos realizados, determinamos la relación entre los $CTDI_{vol}$ y los pesos de los pacientes, encontrando una fuerte relación entre ambas variables. El gráfico de la figura 24 muestra esta tendencia y como, preferentemente, a los pacientes con menor peso le corresponden $CTDI$ menor. Este resultado es coincidente a los obtenidos cuando comparábamos la corriente de tubo, suministrada a los pacientes, respecto al peso.

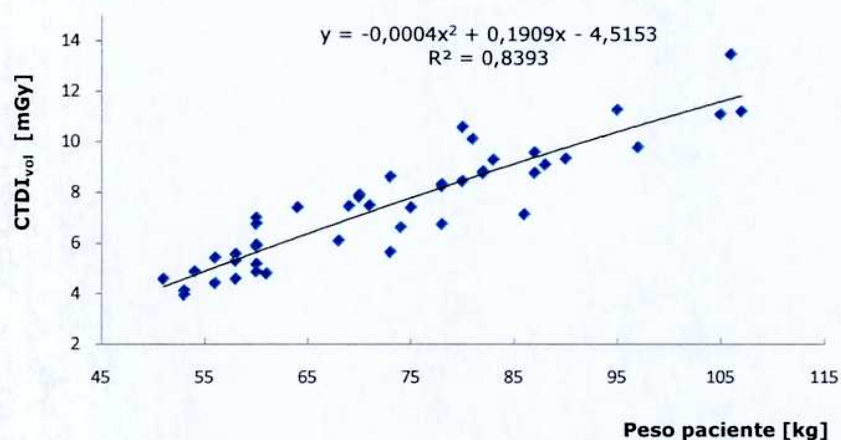


Fig. 24 Relación peso del paciente y $CTDI_{vol}$

Resultados similares obtuvimos al comparar los valores de $CTDI_{vol}$ contra los índices de masa corporal de los pacientes y entre el cociente $CTDI/Peso$ y el peso del paciente, tal y como lo podemos observar en el gráfico de la figura 25.

No encontramos información de interés al relacionar los $CTDI_{vol}$ contra otras variables en las regiones de interés, tales como el ruido de la imagen. Tampoco estableciendo rangos de peso y edades entre los pacientes, así como la clasificación por sexos. Es oportuno recordar que los pacientes pediátricos no fueron contemplados en este estudio, ya que el protocolo aplicable para estos, es diferente al que estamos analizando.

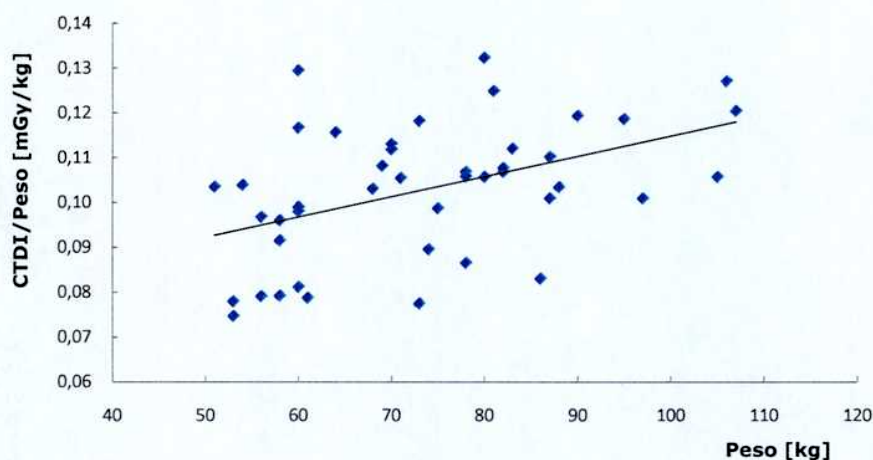


Fig. 25 Relación $CTDI$ /peso con el peso del paciente

En el gráfico de la figura 26, comprobamos que a menor corriente de tubo, menor es el $CTDI_{vol}$, por lo que será menor la dosis recibida por el paciente.

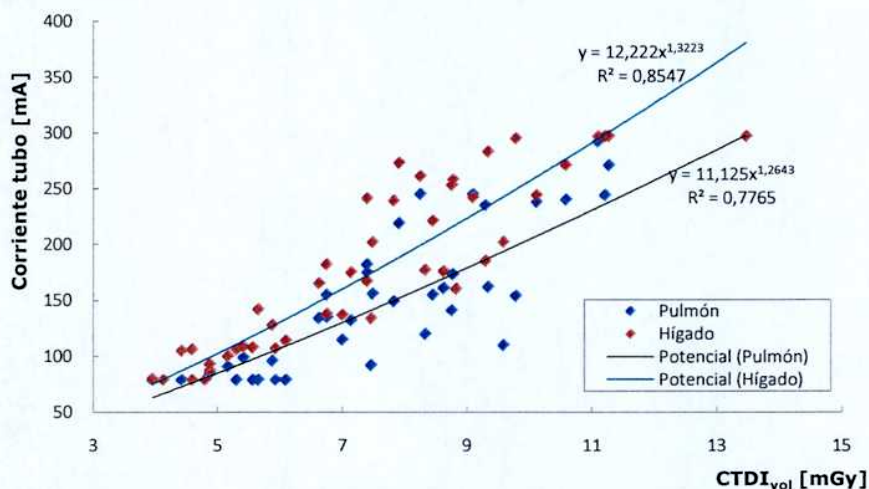


Fig. 26 Relación $CTDI_{vol}$ y corriente de tubo
Regiones pulmonar y hepática

4.3.2- Análisis cualitativo.

Siguiendo la metodología empleada por el IAEA [17], citada anteriormente, además de las mediciones de las variables físicas que caracterizan la calidad de una imagen, realizadas en el capítulo anterior, sometimos las dos regiones anatómicas de interés (hilio pulmonar y hepático) de 45 series de imágenes, seleccionadas arbitrariamente, al análisis de la calidad subjetiva de las mismas, por parte de 4 especialistas radiólogos que trabajan para la FCDN. Cada parámetro de la calidad de imagen fue calificado en una escala de 5 puntos, según lo detallado en la tabla 12.

Tabla 12. Sistema de puntuación de la calidad de la imagen.

Calidad de imagen	Puntuación
Inaceptable	1
Calidad regular	2
Buena calidad (Aceptable)	3
Alta calidad de imagen	4
Muy alta calidad de imagen	5

Tabulados los resultados obtenidos para la región torácica, podemos observar en el gráfico de la figura 27, que no existe una fuerte relación entre el nivel de ruido y el criterio promedio de los médicos radiólogos en cuanto a la calidad de la imagen, pues podemos ver casos calificados de calidad regular con bajo índice de ruido y viceversa. No obstante, es bueno resaltar que la mayoría de los casos las calificaciones fueron de 3 (línea roja en los gráficos) o alrededor de este valor e incluso superior, catalogándose como aceptables o de muy buena calidad.

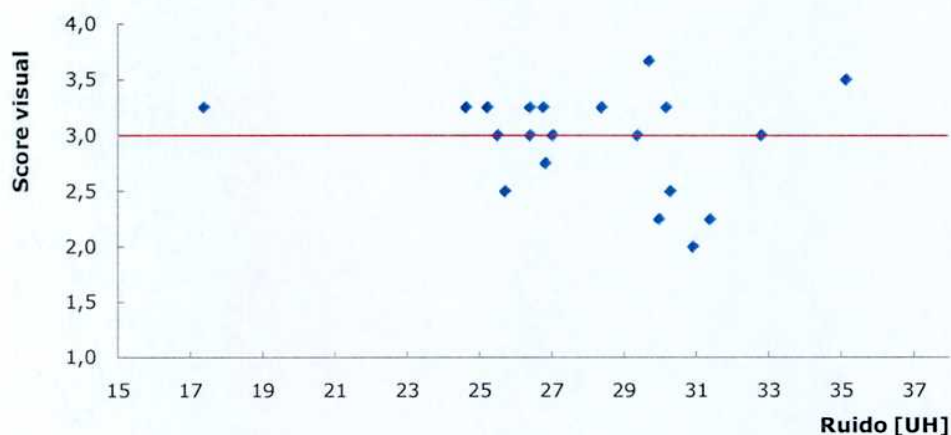


Fig. 27 Relación ruido-score, región pulmonar.

Situación similar sucede con los resultados obtenidos para la región abdominal (ver gráfico de la figura 28), donde tampoco se aprecia una relación acentuada entre el nivel de ruido y los valores promedios de calificación dados por los médicos especialistas.

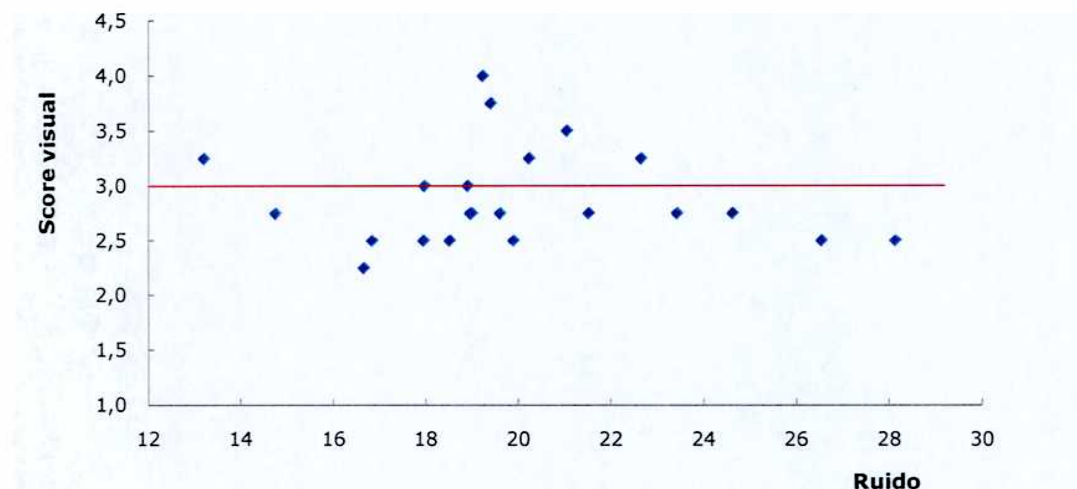


Fig.28 Relación ruido-score, región hepática.

Estos resultados nos llevan a pensar que existen otras variables, además del ruido, que determinan la calidad subjetiva de las imágenes de tomografía.

5. CONCLUSIONES.

Durante el desarrollo de nuestro trabajo realizamos y plasmamos en este documento, las pruebas dosimétricas del CT Discovery STE16, G.E. Healthcare, propiedad de la FCDN y los resultados obtenidos en las mismas, dando un factor de corrección para los $CTDI_{vol}$ de 0,8625. Caracterizamos desde el punto de vista dosimétrico, el CT en mención y se estudiaron cada uno de los parámetros del protocolo clínico de adquisición, cumpliendo así con los objetivos específicos propuestos para este trabajo de tesis.

Los valores calculados de dosis efectivas, utilizando el coeficiente de dosis de CT de 1.47 mSv/mGy, a partir de los $CTDI_{vol}$ reportados en los informes de dosis de las distintas exploraciones, dan valores por debajo de los niveles de referencia reportado en la literatura, siendo en promedio 11 mSv por exploración CT.

El score llevado a cabo por los médicos radiólogos de la FCDN a las imágenes de las ROI, arrojó que la gran mayoría de las imágenes fueron calificadas alrededor del valor de "Aceptable", por lo que aumentar o disminuir el índice de ruido, provocaría pérdida en la calidad de imagen en el primer caso, o aumento de la dosis en el segundo caso. Ambos efectos no deseados, lo que nos lleva a pensar que estamos muy cerca de los parámetros óptimos para un barrido corporal total.

Interpretando estas calificaciones podríamos pensar en bajar un poco el valor del índice de ruido fijado en el protocolo clínico (23 UH) y así garantizar mejorar la calidad de las imágenes, pero pudimos comprobar que imágenes con un ruido bajo no fueron bien calificadas, por más de un especialista. Como no se determinó una clara relación

entre estas variables y considerando que para disminuir el ruido es necesario aumentar la corriente del tubo y con ello la dosis al paciente, determinamos no modificar este valor.

Con relación al control automático de exposición, podemos afirmar que la técnica de modulación angular ayuda en mejorar la eficacia de la dosis en el eje X-Y, reduciendo la exposición de radiación en un plano particular de la exploración. Pudimos apreciar que para pacientes pequeños, el SmartmA baja la corriente del tubo demasiado, hasta altos niveles, potencialmente, inaceptables del ruido de la imagen y de la necesidad para que el examen sea repetido, razón por la cual el valor mínimo de corriente de tubo de 80 mA, definido en el protocolo lo consideramos, después de contar con los análisis cuantitativo y cualitativo de las imágenes, adecuado.

Mientras que ATCM da lugar a una calidad mejor de la imagen, puede dar lugar a mayor exposición de radiación que un protocolo de corriente fija, en pacientes grandes.

Para pacientes grandes, SmartmA aumenta la corriente del tubo demasiado, llevando la dosis a niveles más altos que los necesarios para realizar el diagnóstico, y potenciando el calentamiento del tubo de rayos X, motivo por el cual decidimos no aumentar el valor máximo de 300 mA, establecido en el protocolo clínico.

Podemos concluir que no es productivo, usar los valores de los mA como parámetro del control del ruido, ya que este depende de la velocidad de rotación, espesor de corte y del kVp. Por lo tanto, es muy importante entender la relación entre el índice de ruido y el ancho de corte. La corriente de tubo calculada por el método SmartmA, es inversamente proporcional al espesor de corte prospectivo.

Después de realizar el análisis de cada una de las variables, podemos concluir que los valores de los parámetros de nuestro protocolo están al límite de lo que permite modificar para alcanzar la optimización de esta tecnología, en el sentido de que ya no pueden esperarse grandes disminuciones en las dosis sin sacrificar la calidad de la imagen.

La tendencia actual de los fabricantes de tomógrafos modernos ha sido incorporar en sus equipos los métodos iterativos de reconstrucción, como elemento de disminución de la dosis entregada al paciente.

6. RECOMENDACIONES.

Entre las recomendaciones principales del presente trabajo, con el afán de evitar exposiciones innecesarias a los pacientes y teniendo en cuenta que la introducción de las técnicas de ATCM, a una institución, requiere la comunicación cercana entre los radiólogos, los físicos médicos y los tecnólogos, porque existe una curva de aprendizaje definida que no se puede obviar; enumeramos:

Al personal técnico que opera el equipo:

1. Tener especial cuidado en el posicionamiento del paciente, siempre pendiente que sea ubicado en el isocentro del equipo y de esta manera, evitar que el sistema de control automático de exposición reciba información incorrecta del paciente, lo que puede implicar en otorgar mayor o menor dosis de la necesaria al paciente, para un correcto diagnóstico.

2. Es muy importante observar las tablas de corriente de tubo (mA) antes de oprimir el botón de exposición, ya que si la orientación del paciente no concuerda con la orientación del Scout, AutomA y SmartmA serán deshabilitados, con lo que los valores de corriente pueden ser muy elevadas respecto a los esperados, proporcionando dosis altas al paciente si se procede con la exposición. Una vez que las series concuerden con el Scout, AutomA y SmartmA pueden ser seleccionados..
3. Observar, antes de exponer al paciente, los reportes de dosis ($CTDI_{vol}$) que muestran los sistemas AutomA y SmartmA y compararlos con los valores de referencia europeos (hasta tanto no se disponga de los propios) que se describieron en este trabajo.

A pesar que en nuestro trabajo consideramos que todas las exploraciones con el CT están justificadas, recomendamos a los especialistas en medicina:

4. Revisar si el paciente trae un estudio de CT reciente, determinar su calidad y definir si es necesario o no, someter al paciente a una nueva exploración en el CT. Si no se justifica, podría evitarse una dosis innecesaria al paciente.

A los físicos médicos del servicio

5. Implementar un sistema de chequeo y comparación de los $CTDI_{vol}$, mostrados diariamente por el equipo, con los valores de referencia.
6. Continuar profundizando en este tema y determinar, en futuros trabajos, los valores de $CTDI_{vol}$ de referencia de este equipo en particular.
7. Para estudios futuros, analizar la factibilidad práctica de implementar 3 protocolos clínicos por separado para las regiones anatómicas de cabeza-cuello, tórax y abdomen-pelvis.

7.- BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Seeram E (ed). Computed Tomography. Physical principles, clinical applications and quality control. WB Saunders Company. 1994.
- 2.- Hounsfield GN, Computed medical imaging. Med Phys 1980;7:283-290.
- 3.- Kalender, W. A., Computed tomography: Fundamentals, System technology, Image quality, Application, Publics MCD Verlag, Munich, 2000.
- 4.- Mutic, S., Quality assurance for computed tomography simulator and the computed tomography simulation process. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee task Group, No. 66, Med Phys 3010, 2003, 2762-2792.
- 5.- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. UN Sales publication E.00.IX3. New York: United Nations, 2000.
- 6.- Golding SJ, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? Brit J Radiol 2002;75:1-4.
- 7.- Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte langs gewisser Mannigfaltigkeiten. Leipzig Math Phys 1917;69:262-277.
- 8.- Sorenson JA, Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine. New York, NY: Grune and Stratton, Inc; 1980:162.
- 9.- WatsonCC, TownsendDW, BendriemB. PET/CT systems. In: WernickM, Aarsvold J, eds. Emission Tomography. London, U.K.: Elsevier Science; 2004:195-212.
- 10.- Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM, Dixon AK. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. Br J Radiol 2004;77:662-665.
- 11.- Mori S, Endo M, Tsunoo T, Kandatsu S, Tanada S, Aradate H, Saito Y, Miyazaki H, Satoh K, Matsushita S, Kusakabe M. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. Med Phys 2004;31(6):1348-56.
- 12.- Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. Eur Radiol 2003;13(8):1979-1991.
- 13.- Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T et al. PET Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. Med Phys 1998; 25: 2046-2053.
- 14.- Townsend DW, Cherry SR. Combining anatomic and function, the path of the true image fusion. Eur Radiol 2001; 11: 1968-1974.
- 15.- Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra la Radiación Ionizante y para la Seguridad de las Fuentes de Radiación. Colección de Seguridad No. 115, OIEA, 1997.
- 16.- International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the ICRP 60. Pergamon Press. 1991.
- 17.- Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study, TecDoc 1621, IAEA.
- 18.- A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT, K. Hatzioannou, MSc, PhD, E. Papanastassiou, MSc, M. Delichas, MSc, PhD and P. Boissouras, MSc. The British Journal of Radiology, 76 (2003), 541-545.
- 19.- Medical electrical equipment, part 2-44: Particular requirements for the safety of X ray equipment for computed tomography. International Electrotechnical Commission 2002; IEC 60601-2-44.
- 20.- Recommendations of the ICRP, International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press. 1996; Publication 73.
- 21.- Gunnar Brix, PhD1; Ursula Lechel, MS; Gerhard Glatting, PhD; Sibylle I. Ziegler, PhD; Wolfgang Münzing, PhD; Stefan P. Müller, MD; and Thomas Beyer, PhD. Radiation Exposure of Patients Undergoing Whole-Body Dual-Modality ¹⁸F-FDG PET/CT Examinations. The Journal in Nuclear Medicine, April 2006.

- 22.-Nelson WR, Jenkins TM (ed). Computer Techniques in Radiation Transport and Dosimetry. Ed. Plenum Press. 1980.
- 23.-Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses For X-Ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. National Radiological Protection Board. 1991; NRPB SR-250.
- 24.-Hsieh J. Computed tomography. Principles, design, artifacts and recent advances. Spie Press, 2003. ISBN 0-8194-4425-1.
- 25.-Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. Med Phys 1999; 26:2235-2247.
- 26.-Rehani MM, Bongartz G, Kalender W, et al. Managing x-ray dose in computed tomography: ICRP special task force report. Ann ICRP 2000; 30:7-45
- 27.-Kalra MK, Prasad S, Saini S, et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. AJR Am J Roentgenol 2002; 179:1101-1106.
- 28.-Kopka L, Funke M, Breiter N, Hermann KP, Vosschenrich R, Grabbe E. An anatomically adapted variation of the tube current in CT: studies on radiation dosage reduction and image quality. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 1995; 163:383-387.
- 29.-Lehmann KJ, Wild J, Georgi M. Clinical use of software-controlled x-ray tube modulation with "Smart-Scan" in spiral CT. Aktuelle Radiol 1997; 7:156-158.
- 30.-Giacomuzzi SM, Erckert B, Schopf T, et al. The smart-scan procedure of spiral computed tomography: a new method for dose reduction. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 1996; 165:10-16.
- 31.-Greess H, Nömayr A, Wolf H, et al. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE dose). Eur Radiol 2002; 12:1571-1576.
- 32.-Learning and Reference Guide, Discovery™ STE, GE HealthCare; 258:260.
- 33.-PROKOP, M., GALANSKI, M. (Eds), Spiral and Multislice CT of the Body, Thieme, New York (2003).
- 34.-Mannudeep K. Kalra, MD, DNB. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT.

ANEXO 1

Dependencia de los coeficientes de atenuación lineal ($\mu[\text{cm}^{-1}]$) y másico ($\mu[\text{g}/\text{cm}^2]$) con la densidad del medio y la energía, para los efectos Fotoeléctrico y Compton.

