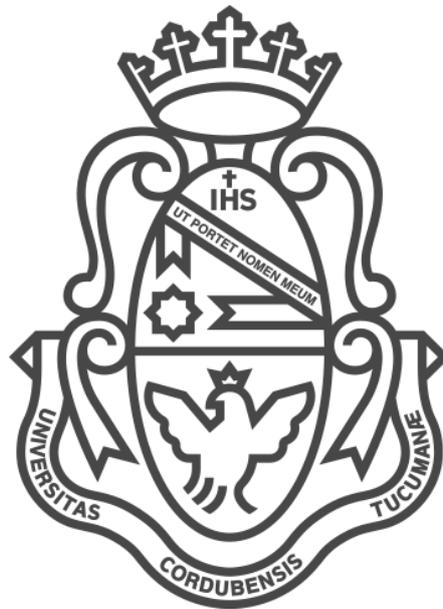


Proyecto Integrador

Determinación de los niveles de referencia de dosis para la optimización en la adquisición de imágenes con Tomografía Computada.



Alumno:

Morbidoni Davicino, Bruno

Matrícula:

36.428.346

Director:

Ing. Pfluger, Santiago

Co-director:

Ing. More, Guillermo



AGRADECIMIENTOS

Por un lado a todo el personal del Instituto Oulton, especialmente al Ing. Santiago Pfluger e Ing. Guillermo More, directores de mi proyecto, por la ayuda brindada. Por otro lado al personal del Servicio de Tomografía y del Departamento de Bioingeniería del Instituto Oulton por la dedicación y predisposición a colaborar conmigo.

Deseo también expresar todo mi agradecimiento a mi familia y amigos, por su apoyo incondicional a lo largo de este trayecto. Por último, dar las gracias a todos aquellos que, de un modo u otro, han respaldado este esfuerzo.

RESUMEN

El presente trabajo consiste en la determinación de los niveles de referencia de dosis de los protocolos más utilizados en estudios de tomografía computada en el Instituto Oulton. Para ello se lleva a cabo un relevamiento y análisis de ciertos parámetros de dosis de radiación implicada en los estudios. Luego, se los compara con valores recomendados internacionales y nacionales para determinar la situación actual respecto a la optimización de dosis.

Finalmente, se procura analizar y proponer una forma de optimizar los protocolos, en la medida que sea posible y conveniente, modificando la menor cantidad de parámetros radiológicos posibles para bajar las dosis impartidas, manteniendo una calidad de imagen aceptable.

CONTENIDO

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	5
1 INTRODUCCIÓN	8
2 OBJETIVOS	9
3 MARCO TEÓRICO	10
3.1 RADIACIÓN IONIZANTE	10
3.1.1 Rayos X.....	10
3.1.2 Rayos X en medicina	11
3.2 PRODUCCIÓN DE RAYOS X	12
3.3 ESPECTRO DEL HAZ DE RAYOS X.....	14
3.3.1 Variación del espectro de rayos X unción de la tensión y corriente aplicada al tubo	15
3.4 EFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS RAYOS X.....	17
3.4.1 Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X	18
3.5 MEDIDAS DE LA RADIACIÓN	19
3.5.1 Dosis absorbida (D).....	19
3.5.2 Dosis equivalente (H).....	19
3.5.3 Dosis efectiva (E).....	20
3.6 TOMOGRAFÍA COMPUTADA	22
3.6.1 Perspectiva Histórica	22
3.7 COMPONENTES DE UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA	26
3.7.1 Sistema de adquisición.	26
3.7.2 Sistema de procesamiento de datos y reconstrucción de la imagen.....	28
3.7.3 Sistema de visualización	29
3.8 FORMACIÓN DE LA IMAGEN	30
3.9 CALIDAD DE LA IMAGEN	32
3.9.1 Resolución espacial.....	32
3.9.2 Resolución de contraste	34
3.9.3 Ruido.....	35
3.10 PROTOCOLOS EN TOMOGRAFÍA.....	36
3.11 TECNOLOGÍAS PARA LA REDUCCIÓN DE DOSIS.....	38
3.11.1 Colimador Activo	38

3.11.2	Control Automático de Exposición.	39
3.11.3	Algoritmos de reducción de ruido.	40
3.11.4	Reconstrucción Iterativa	41
3.12	EFFECTOS DEL VOLTAJE DEL TUBO EN LA DOSIS IMPARTIDA	43
3.13	DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA.....	44
3.13.1	Índice de dosis de tomografía computada (CTDI)	44
3.13.2	Producto dosis-longitud (DLP).....	47
3.13.3	Dosis efectiva en tomografía computada	48
3.14	EL DESCRIPTOR B.E.R.T.....	50
3.15	PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	51
3.16	NIVELES DIAGNÓSTICOS DE REFERENCIA.....	52
4	MATERIALES Y MÉTODOS	53
4.1	CONSTRUCCIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA LOCALES	53
4.2	OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO	55
4.3	VALIDACIÓN DEL PROTOCOLO OPTIMIZADO	56
4.3.1	Medición del nivel de Ruido.	56
5	RESULTADOS	57
5.1	COMPARACIÓN DE LOS DRL LOCAL CON DRL INTERNACIONALES.....	58
5.2	DRL LOCALES LUEGO DE LA OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO	59
5.3	NIVEL DE RUIDO DEL PROTOCOLO OPTIMIZADO.....	61
5.4	IMÁGENES EJEMPLO	62
6	CONCLUSIÓN.....	64
6.1	TRABAJO A FUTURO	65

ÍNDICES

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 3.1 - Espectro electromagnético.....	10
Figura 3.2 - Estudio de la NCRP 160 realizado en USA.....	11
Figura 3.3 - Esquema de un Tubo de Rayos X.....	12
Figura 3.4 - Radiación X característica.....	13
Figura 3.5 - Radiación de frenado.....	13
Figura 3.6 - Espectro energético de los Rayos X.....	14
Figura 3.7 - Esquema del efecto de la variación de mA en la producción de Rayos X.....	15
Figura 3.8 - Variación del espectro energético en función de los mA.....	15
Figura 3.9 - Esquema del efecto de la variación de kVp en la producción de Rayos X.....	16
Figura 3.10 - Variación del espectro energético en función de los kVp.....	16
Figura 3.11 - Efectos de la radiación en el ADN.....	17
Figura 3.12 - Esquema de la Tomografía helicoidal.....	23
Figura 3.13 - Hélices descriptas en función del valor de pitch.....	24
Figura 3.14 - Diferencia entre tomografía monocorte y multicorte.....	25
Figura 3.15 - Esquema del funcionamiento de un equipo de tomografía.....	30
Figura 3.16 - Representación bidimensional (pixel) de un volumen de tejido (voxel).....	31
Figura 3.17 - Tamaño de foco y resolución.....	32
Figura 3.18 - Imagen de un patrón de barras.....	33
Figura 3.19 - Gráfico de la MTF en función de la frecuencia espacial.....	34
Figura 3.20 - Menú para seleccionar la región anatómica a estudiar.....	36
Figura 3.21 - Menú para la selección de protocolos de cerebro predefinidos.....	36
Figura 3.22 - Parámetros de exploración en un protocolo de tomografía.....	37
Figura 3.23 - Tecnologías de reducción de dosis implementadas por Toshiba.....	38
Figura 3.24 - Diagrama del Colimador activo.....	39
Figura 3.25 - Algoritmo QDS.....	41
Figura 3.26 - Algoritmo de reconstrucción iterativa.....	41
Figura 3.27 - Perfil de un haz de rayos x en un corte de tomografía computada.....	44
Figura 3.28 - Cámara de ionización tipo lápiz.....	45
Figura 3.29 - Esquema del fantoma de PMMA para la medición del CTDI.....	46
Figura 3.30 - Representación de la radiación atribuible a los distintos CTDI definidos.....	47
Figura 4.1 - Cambio en la matriz de detectores.....	55
Figura 5.1 - Índices de dosis optimizados.....	59
Figura 5.2 - DRL local luego de la optimización del protocolo de Abdomen y Pelvis.....	60
Figura 5.3 - Región de interés (ROI) tomada para la medición del ruido.....	61
Figura 5.4 – Ejemplo 1: Protocolo habitual. CTDIvol = 19,6 mGy; DLP = 1027,3 mGy.cm.....	62
Figura 5.5 - Ejemplo 2: Protocolo optimizado. CTDIvol = 14,5 mGy; DLP = 619 mGy.cm.....	62
Figura 5.6 - Ejemplo 3: Protocolo habitual. CTDIvol = 23,1 mGy; DLP = 819,2 mGy.cm.....	63
Figura 5.1 - Ejemplo 4: Protocolo optimizado. CTDIvol = 13,3 mGy; DLP = 604,1 mGy.cm.....	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1- Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X.	18
Tabla 3.2 - Valores de W_R según el tipo y rango de energía de radiación.....	20
Tabla 3.3 - Valores de W_T para los órganos del cuerpo humano.	21
Tabla 3.4 - Valores de Dosis Efectiva Normalizada para adultos	49
Tabla 3.5 - Valores de Dosis Efectiva Normalizada para niños	49
Tabla 3.6 - Valores del descriptor BERT según el tipo de examen y la región anatómica	50
Tabla 5.1 - Valores diagnósticos de referencia locales.	57
Tabla 5.2 - Dosis efectiva de los protocolos analizados.....	57
Tabla 5.3 - DRL locales e internacionales	58
Tabla 5.4 - Datos obtenidos en la medición del ruido	61
Tabla 6.1 - Características técnicas de los equipos de TC utilizados.....	68
Tabla 6.2 - Valores de $CTDI_{vol}$ y DLP para el protocolo de Cerebro simple.	69
Tabla 6.3 - Valores de $CTDI_{vol}$ y DLP para el protocolo de Tórax simple.	70
Tabla 6.4 - Valores de $CTDI_{vol}$ y DLP para el protocolo de Abdomen y Pelvis con contraste.....	71
Tabla 6.5 - Valores de $CTDI_{vol}$ y DLP para el protocolo optimizado de Abdomen y Pelvis.....	72

1 INTRODUCCIÓN

La adquisición de imágenes diagnósticas a través del uso de la Tomografía Computada (TC) es una práctica común y que sigue en crecimiento actualmente debido a que permite la realización de estudios en pocos segundos y complementa otras técnicas de diagnóstico (MRI, PET) para mejorar la visualización de patologías. Sin embargo, a pesar del beneficio diagnóstico que tienen los pacientes, la dosis de radiación recibida con este tipo de práctica es una preocupación creciente en la comunidad profesional, debido a que utiliza radiación ionizante como base para la obtención de imágenes. La misma puede producir efectos no deseados en el cuerpo humano y por ende es necesario disminuirla tanto como sea posible. Por esto, la optimización de los protocolos en TC tiene un papel muy importante dentro de cualquier establecimiento donde se realice esta práctica.

Debido a que la dosis efectiva recibida por una persona es muy difícil de medir, se definieron índices de dosis con el fin de estimar la dosis efectiva y establecer una correlación con el riesgo de la exposición a la radiación ionizante. Luego, con estos valores se determinaron valores de referencia estándar como recomendación para optimizar la dosis en cada protocolo.

Se justifica de esta manera la propuesta de determinar los índices de referencia de dosis para los protocolos del servicio de Tomografía Computada en el Instituto Oulton, que permita compararlos con valores estándar nacionales e internacionales, establecer la situación actual del establecimiento referida a la optimización de dosis y analizar una posible mejora en los protocolos estudiados.

2 OBJETIVOS

- Determinar los niveles de referencia de dosis de radiación de los protocolos de Tomografía Computada más utilizados en el Instituto Oulton.
- Comparar los índices de dosis obtenidos respecto a índices nacionales y/o internacionales.
- Modificar, en el caso de ser posible, los parámetros de aquellos protocolos cuyos índices de referencia se encuentren por encima del valor recomendado.
- Integrar conocimientos adquiridos en las diferentes asignaturas cursadas a lo largo de la carrera.
- Tomar contacto con aspectos actuales referidos a la radioprotección en la provincia de Córdoba.
- Concientizar al personal sobre la importancia de la optimización de dosis de radiación para contribuir a la protección radiológica de los pacientes.

3 MARCO TEÓRICO

3.1 RADIACIÓN IONIZANTE

La radiación es un fenómeno que consiste en la propagación de energía mediante la emisión de ondas electromagnéticas o de partículas subatómicas.

Al atravesar cualquier material, la radiación cede una parte de la energía que lleva. Si la radiación transporta suficiente energía como para provocar la ionización del medio que atraviesa (liberando los electrones ligados en orbitales atómicos o moleculares), se dice que es una *radiación ionizante*. De lo contrario se habla de *radiación no ionizante*. En términos de frecuencia y longitud de onda, las radiaciones electromagnéticas son ionizantes para longitudes de onda inferiores a 10^{-8} m o frecuencias superiores a 10^{17} Hz.⁽¹⁾

La radiación ionizante está en todas partes. Puede provenir de fuentes naturales como los rayos cósmicos procedentes del espacio exterior, las emisiones del radón u otras sustancias radioactivas. O bien, puede provenir de fuentes artificiales, tales como los generadores de Rayos X y los aceleradores lineales.

3.1.1 Rayos X

Los rayos X consisten en radiaciones electromagnéticas cuya longitud de onda está comprendida entre 10 y 0,01 nm, y la frecuencia entre 30 a 3000 Phz. Dentro del espectro electromagnético se ubican entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma, como muestra la Figura 3.1. Estos rayos se originan por la colisión de un haz de electrones contra un material de alto número atómico (como el Tungsteno). La energía de los fotones (unidades energéticas de radiación electromagnética) abarca entre 10 keV y 150 keV en los equipos utilizados para obtener imágenes en seres humanos, y entre 100 keV y 50 MeV en los equipos de tratamiento médico.⁽³⁾

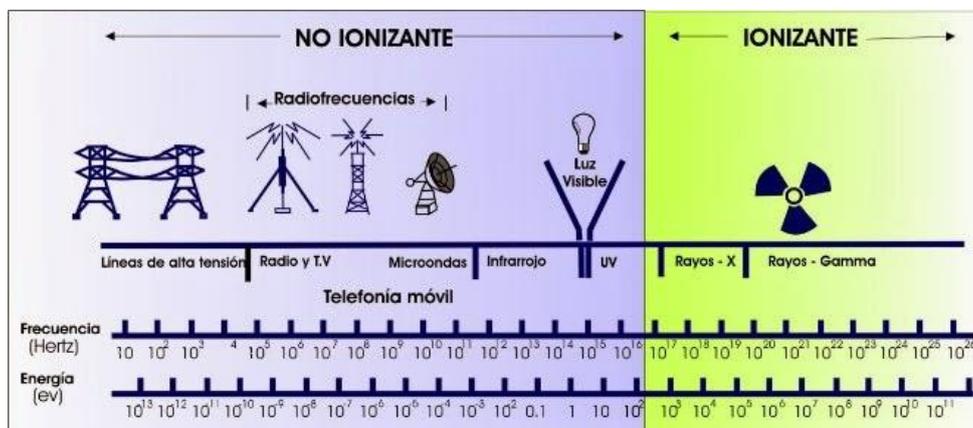


Figura 3.1 – Espectro Electromagnético.¹

¹ Extraída de “www.astofisicayfisica.com”

3.1.2 Rayos X en medicina

Los rayos X empleados en medicina constituyen la fuente principal de radiación ionizante creada por el hombre. El uso más frecuente desde su descubrimiento fue la obtención de radiografías para el diagnóstico de lesiones y enfermedades internas. Actualmente, además de las radiografías convencionales, se utiliza la Tomografía Computada (TC), la cual es un sistema más sofisticado de obtención de imágenes radiográficas que sigue en crecimiento debido a que permite la realización de estudios en pocos segundos. Si bien las exploraciones de TC no son las pruebas médicas más frecuentes, si son las que más contribuyen a la dosis absorbida (Figura 3.2). Según la publicación N°160 del National Council on Radiation Protection & Measurement (NCRP160) sobre un estudio llevado a cabo en EEUU, los procedimientos de TC ocupan casi el 50% de la contribución a la dosis absorbida por la población.⁽⁴⁾

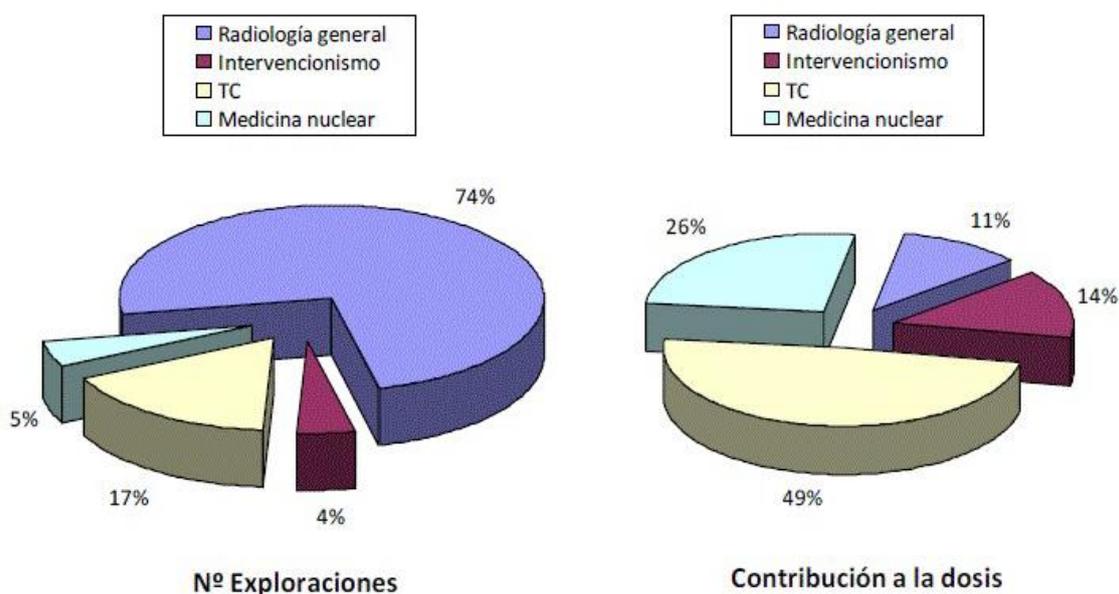


Figura 3.2 - Recopilación del estudio de la NCRP 160 sobre exploraciones médicas realizadas en USA. El término Radiología General se refiere a las placas radiográficas.²

A pesar del beneficio diagnóstico que tienen los pacientes, la radiación recibida con este tipo de práctica es una preocupación en la comunidad profesional, debido a que puede causar lesiones, por lo tanto es necesario disminuirla tanto como sea posible. Por esto, la optimización de los protocolos en TC tiene un papel muy importante dentro de cualquier establecimiento donde se realice esta práctica.

La cantidad de estudios de tomografía computada que se llevan a cabo por año en el mundo crece de manera exponencial, fundamentalmente por la incorporación de la tomografía computada multicorte y los avances tecnológicos que permiten la realización de estudios reduciendo los tiempos de exploración y de procesamiento de imágenes.⁽²⁾

² Extraída de "Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computada, D. Granados"

3.2 PRODUCCIÓN DE RAYOS X

La producción de rayos X se da en el “Tubo de rayos X”, que consta principalmente de un cátodo y un ánodo inmersos en una válvula de vacío, Figura 3.3. El cátodo consiste en un alambre arrollado por el que circula una corriente y se calienta hasta ponerse incandescente. Esto hace que los electrones se desprendan del cátodo caliente formando una nube de electrones, lo que se conoce como efecto termoiónico. La función principal del tubo de rayos X es acelerar los electrones desde el cátodo hacia el ánodo. Esto se logra aplicando una diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo de alto voltaje que, en el caso de la tomografía tiene un valor entre 80 y 140 kV.

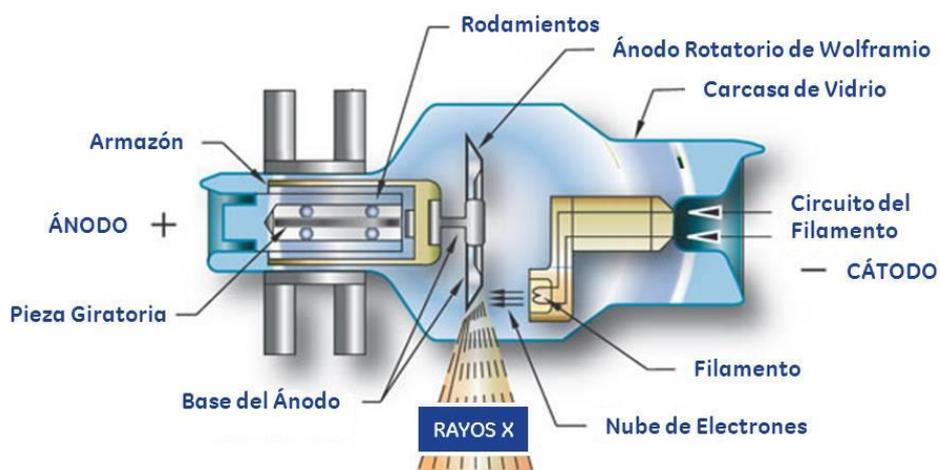


Figura 3.3 - Esquema de un Tubo de Rayos X.³

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y se los denomina electrones proyectil. Éstos, al impactar contra los electrones orbitales o núcleos de los átomos del ánodo interaccionan por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes.⁽⁷⁾

Por un lado, casi toda la energía de los electrones proyectil se convierte en calor. Cuando ocurre la interacción con los electrones externos de los átomos blanco, éstos pasan a un nivel de energía más alto (son excitados) y vuelven rápidamente a su estado de energía normal con la emisión de radiación infrarroja (calor).

Por otro lado, los electrones proyectil pueden impartir la energía suficiente a un electrón de una capa interna del átomo blanco como para que pueda escapar a la atracción del núcleo y por ende, ionizar el átomo. Esto origina la *radiación característica* (Figura 3.4). El electrón ionizado deja un “hueco” que va a ser ocupado por un electrón de una capa externa. La transición de un electrón orbital de una capa externa a una interna va acompañada de la emisión de un fotón de rayos X cuya energía es igual a la diferencia de energías de enlace entre los correspondientes orbitales.

³ Extraída de “El equipo de Rayos X, M. Alcaraz.”

Este tipo de radiación se denomina característica porque su energía depende del elemento utilizado para el ánodo (tungsteno, molibdeno, etc.).

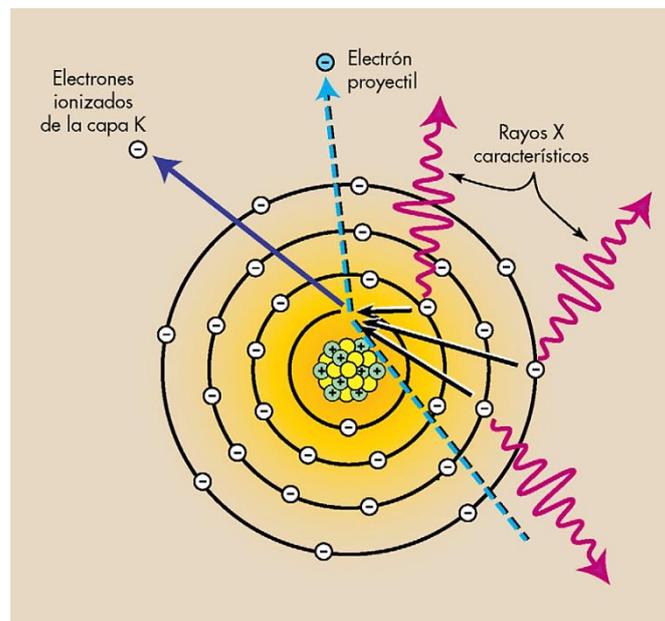


Figura 3.4 - Radiación X característica.⁴

Finalmente, el electrón proyectil también pueden ser frenado y desviado de su trayectoria inicial al interactuar con el campo eléctrico del núcleo de un átomo blanco. En este proceso, el electrón pierde energía cinética que reaparece en forma de fotón. Este tipo de emisión se conoce como *radiación de frenado* o *Bremsstrahlung* (Figura 3.5). Al ser frenado, el electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética, generando un espectro continuo, a diferencia de la radiación característica.

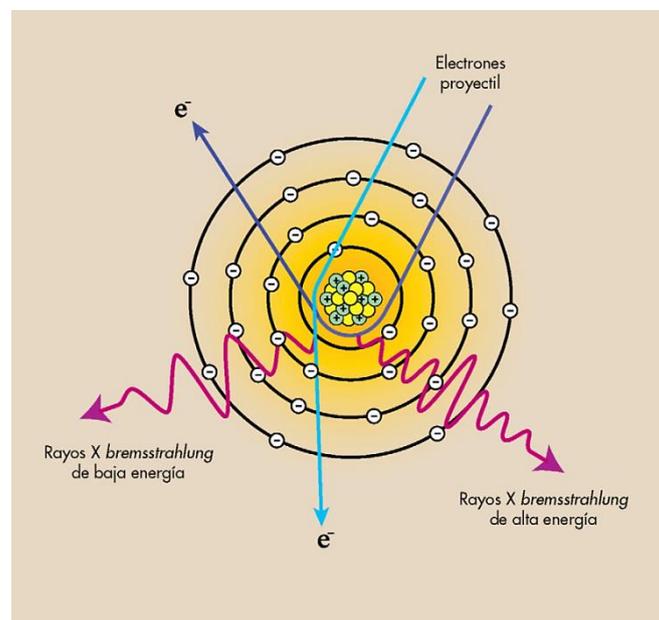


Figura 3.5 - Radiación de frenado.⁵

⁴ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

3.3 ESPECTRO DEL HAZ DE RAYOS X

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En él, como muestra la Figura 3.6, se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos.

La energía máxima que puede tener un fotón en un haz de rayos X es, en keV, numéricamente igual a la tensión pico seleccionada para generar ese haz (kVp). Es el valor máximo de energía alcanzado por el espectro. Por ejemplo, cuando un tubo de rayos X funciona a 90 kVp, se pueden emitir rayos X de frenado con energías desde cero hasta 90 keV.

El espectro continuo tiene un pico que se encuentra aproximadamente en una energía igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima del espectro (30 keV para un haz generado con 90 kVp).⁽⁷⁾

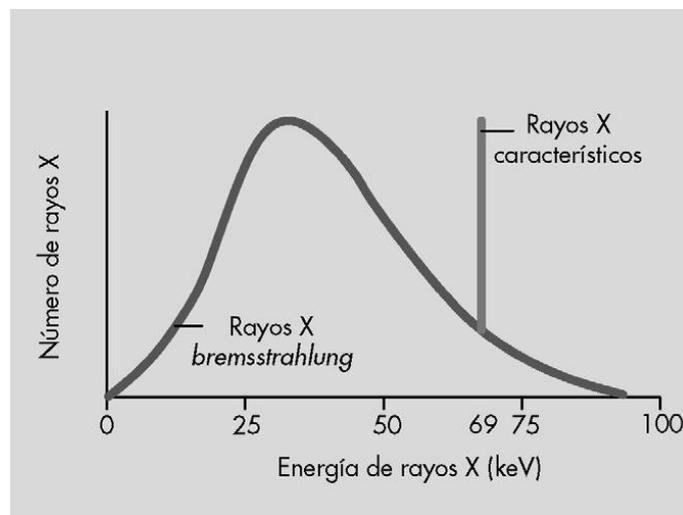


Figura 3.6 - Espectro energético de los Rayos X.⁶

El conocimiento del espectro de emisión de los rayos X es útil para comprender cómo afectan los cambios de la tensión de pico, la corriente, el tiempo y la filtración a las interacciones del haz de rayos X con los tejidos, con el receptor de imagen y, en definitiva, con cualquier material interpuesto en el mismo. Conociéndolo, podemos estimar cuál será la dosis absorbida del paciente, cómo será la calidad de la imagen (contraste, densidad óptica o nivel de la señal etc.), cuánto será la cantidad de radiación dispersa etc. Y así mismo, manipulándolo, podremos modificar estos últimos parámetros: dosis absorbida y calidad de imagen.

⁵ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

⁶ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

3.3.1 Variación del espectro de rayos X en función de la tensión y corriente aplicada al tubo

La forma general de un espectro de emisión energética es siempre la misma, pero su posición relativa sobre el eje de energías puede variar. Cuanto más hacia la derecha se encuentre el espectro, mayor es la energía efectiva o calidad del haz de rayos X. Cuanto mayor sea el área bajo la curva, mayor es la intensidad o cantidad de rayos X.

Si el número de electrones emitidos por el cátodo aumenta, la cantidad de fotones producidos en el tubo también será mayor (Figura 3.7). Es decir la intensidad del haz de rayos X depende directamente de la intensidad de corriente catódica. La variación de la corriente del tubo (mA) hará que el espectro energético cambie de amplitud pero no deforma, como se observa en la Figura 3.8.

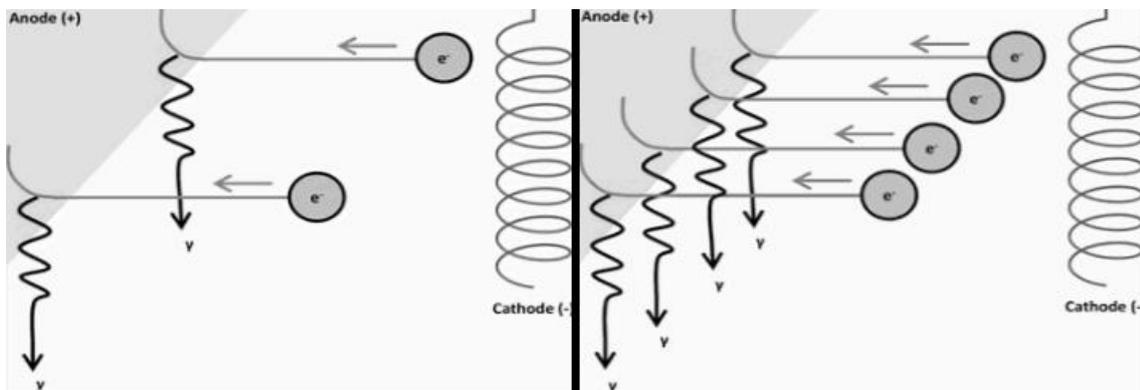


Figura 3.7 - Esquema del efecto de la variación de mA en la producción de Rayos X.⁷

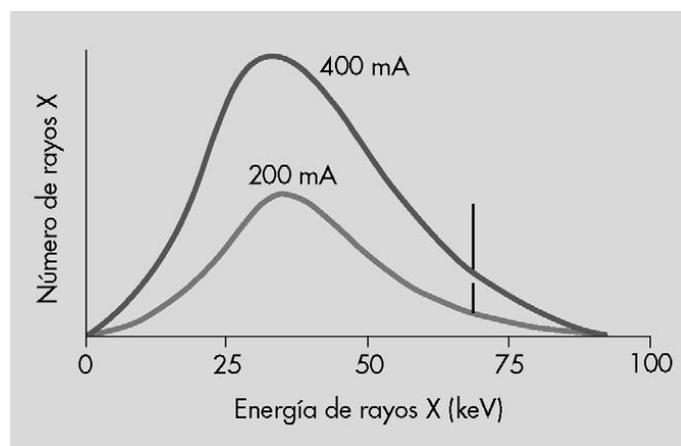


Figura 3.8 - Variación del espectro energético en función de los mA.⁸

Por otro lado, si aumenta la tensión del tubo, los electrones acelerados tendrán mayor energía cinética, por lo que al impactar en el blanco cederán más energía. En

⁷ Extraída de "Como implementar un plan de optimización de dosis, P. Soffía"

⁸ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

consecuencia, se producirá un incremento de rayos X en relación con el cuadrado de la tensión (Figura 3.9).⁽²⁾ Por lo tanto, este factor tiene mayor influencia en la dosis que recibe el paciente ya que el aumento en la intensidad de rayos X es mayor que el que se produce por un aumento de la intensidad de corriente del tubo.

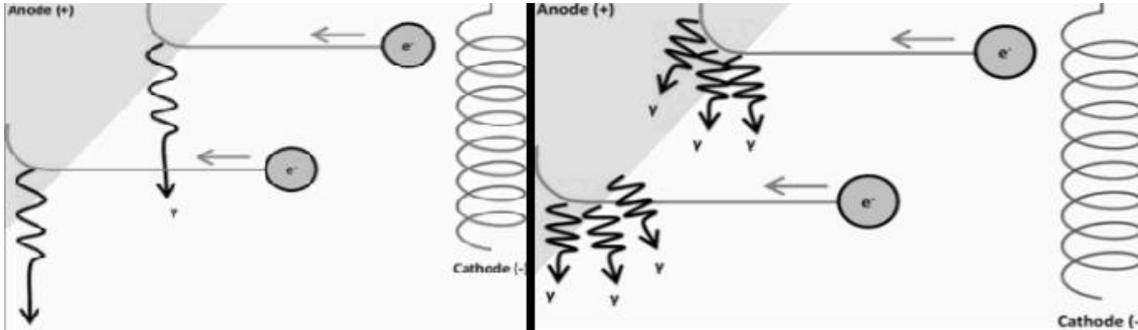


Figura 3.9 - Esquema del efecto de la variación de kVp en la producción de Rayos X.⁹

La variación en la tensión del tubo determina la energía máxima de los rayos X emitidos, por lo que hará que el espectro se desplace hacia la izquierda o derecha, como muestra la Figura 3.10 - **Variación del espectro energético en función de los kVp.**

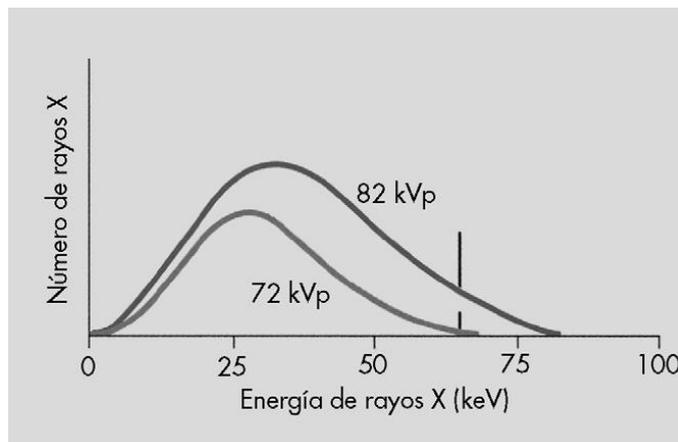


Figura 3.10 - Variación del espectro energético en función de los kVp.¹⁰

⁹ Extraída de "Como implementar un plan de optimización de dosis, P. Soffia"

¹⁰ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

3.4 EFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS RAYOS X

Los efectos de los rayos X en los seres humanos resultan de interacciones a escala atómica. Estas interacciones toman la forma de ionizaciones o excitaciones de los electrones orbitales y se traducen en la acumulación de energía en el tejido. La energía acumulada puede inducir cambios moleculares cuyas consecuencias pueden apreciarse en forma de lesiones.

Entonces, los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes derivan del daño que éstas producen en la estructura química de las células, fundamentalmente en la molécula de ácido desoxirribonucleico o ADN. En el ADN se encuentra toda la información necesaria para controlar funciones celulares como el crecimiento, la proliferación y la diferenciación. Además, esta información se transmite a las células descendientes.⁽⁸⁾

Como se observa en la Figura 3.11, la radiación puede ocasionar daño depositando energía directamente en el ADN (efecto directo) o puede ionizar otras moléculas asociadas al ADN, como las moléculas de agua, para formar radicales libres que puedan dañar al ADN (efecto indirecto).

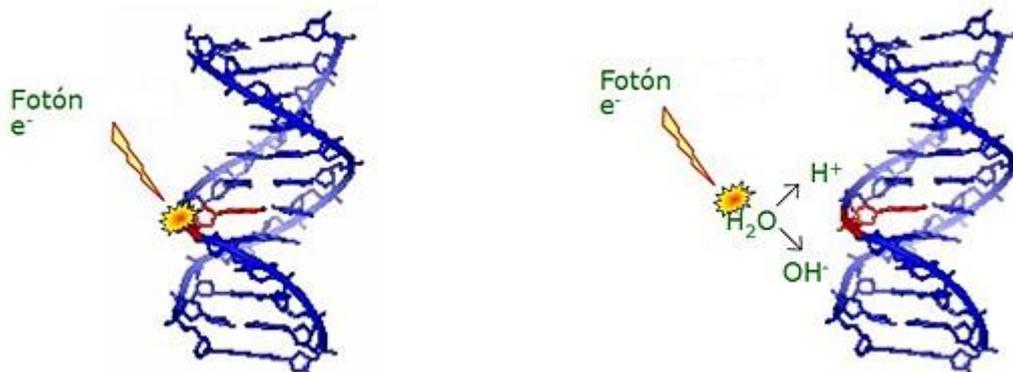


Figura 3.11 - Efectos de la radiación en el ADN. *Izq.* Efecto Directo; *Der.* Efecto Indirecto.¹¹

Las lesiones que la radiación puede inducir en el ADN son muy diversas, entre ellas se pueden nombrar las roturas de una o de las dos cadenas, recombinaciones o sustituciones de las bases, etc. En algunos casos, estos cambios en la estructura del ADN se traducen en aberraciones cromosómicas.

Por otro lado, las células como consecuencia de la exposición a la radiación pueden sufrir un daño suficiente (letal) que produce la muerte celular, o bien pueden sufrir daños menos severos (subletales) que no provocan la muerte celular pero alteran su composición genética, como se mencionó anteriormente.

¹¹ Extraída de "Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computada, D. Granados"

3.4.1 Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X

La mayoría de los efectos adversos para la salud por exposición a los rayos X (como así también al resto de las radiaciones ionizantes) pueden agruparse en dos categorías generales: efectos deterministas y efectos estocásticos (Tabla 3.1). Los primeros son reacciones tisulares nocivas debidas principalmente a la muerte o defectos en el funcionamiento de las células luego de recibir dosis elevadas. Es decir, si como consecuencia de la irradiación, se produce la muerte de un número de células suficientemente elevado de un órgano o tejido, habrá una pérdida de función del órgano, que se conoce como *efecto determinista*. La gravedad de los efectos deterministas es proporcional a la dosis de radiación recibida, siempre y cuando ésta sea mayor que una dosis umbral, que determina la aparición o no del efecto. Por ejemplo, las cataratas en los ojos.

Por otro lado, como consecuencia de la exposición a radiación la célula puede no morir, sino verse modificada (mutada), en este caso se habla de *efectos estocásticos*. Estos efectos ocurren tras exposición a dosis moderadas y bajas de radiación y se ponen de manifiesto a mediano o largo plazo. La gravedad de los efectos estocásticos no es proporcional a la dosis recibida, pero sí la probabilidad de que se produzcan. Por ejemplo, el cáncer.⁽⁹⁾

	Efectos Estocásticos	Efectos Deterministas
Mecanismo	Lesión subletal (una o pocas células)	Lesión letal (muchas células)
Naturaleza	Somática o Hereditaria	Somática
Gravedad	Independiente de la dosis	Dependiente de la dosis
Dosis Umbral	No	Si
Relación Dosis-Efecto	Lineal o Cuadrática	Lineal
Aparición	Tardía	Inmediata o Tardía

Tabla 3.1- Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X.

3.5 MEDIDAS DE LA RADIACIÓN

Debido a los efectos adversos que pueden generar las radiaciones ionizantes, fue necesario determinar cuantitativamente los niveles de radiación a los que se exponen los trabajadores, el público y los pacientes durante un procedimiento de radiodiagnóstico o intervención. Se definieron ciertas magnitudes dosimétricas y de radioprotección con el fin de establecer una relación con los posibles efectos biológicos y el riesgo potencial de la exposición a la radiación.

3.5.1 Dosis absorbida (D)

Es la magnitud física básica para expresar la dosis y se utiliza para todos los tipos de radiación ionizante, para cualquier material y geometría de irradiación. Está definida como el cociente entre la energía media impartida por la radiación ionizante dE la unidad de masa del material irradiado dm , es decir:

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ [Gy]} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

La unidad en el SI de dosis absorbida también es el Gray que se define de la siguiente forma:

$$[\text{Gy}] = \left[\frac{\text{J}}{\text{Kg}} \right]$$

Esta magnitud es medible y existen estándares para determinar su valor, pero al no tener en cuenta los efectos biológicos producidos por la radiación se establecen otras magnitudes explicadas a continuación.^(9,10)

3.5.2 Dosis equivalente (H)

Es una magnitud de protección definida especialmente para las personas con el fin de garantizar que la incidencia de los efectos estocásticos a la salud no supera niveles inaceptables y que se evitan reacciones tisulares. El concepto de dosis equivalente tiene en cuenta el riesgo biológico relativo de los diferentes tipos de radiación ionizante.

Las magnitudes de protección se definen en base a la dosis absorbida promedio D_T en el volumen de un órgano o tejido específico T debida a la radiación R. Entonces, la dosis equivalente en un órgano o tejido H_T está definida por:

$$H = W_R \times D_T \quad \text{Ecuación 3.2}$$

D_T es la dosis absorbida en el órgano o tejido T y W_R es el factor de ponderación según el tipo de radiación (Tabla 3.2).^(9,10)

En el caso de que existan radiaciones y energías con distintos valores de W_R , la dosis equivalente en el órgano o tejido será igual a la suma para todos los tipos de radiaciones involucrados:

$$H = \sum W_R \times D_T \quad \text{Ecuación 3.3}$$

La unidad para la dosis equivalente en un órgano o tejido es la misma que para la dosis absorbida, es decir, Gy = Joule/Kg. Sin embargo, se utiliza el nombre especial de Sievert (Sv) para distinguir cuando se está hablando de esta magnitud o de la dosis absorbida.⁽¹¹⁾

TIPO Y RANGO DE ENERGÍA		W_R
Fotones, de todas las energías		1
Electrones, todas las energías		1
Neutrones, de energía	<10 keV	5
	10-100 keV	10
	100 keV - 2 MeV	20
	2-20 MeV	10
	>20 MeV	5
Protones, de energía >2 MeV		5
Partículas alfa, núcleos pesados		20

Tabla 3.2 - Valores de W_R según el tipo y rango de energía de radiación.

3.5.3 Dosis efectiva (E)

La probabilidad de aparición de efectos estocásticos depende no solo del tipo de radiación sino también del órgano considerado.⁽⁸⁾ Es decir, no todos los órganos y tejidos del cuerpo humano son igualmente radiosensibles. Por lo tanto, se estableció una magnitud de protección adicional que expresa el riesgo global de ser irradiado al tener en cuenta la combinación de diferentes dosis equivalentes en diferentes órganos o tejidos como consecuencia de una irradiación del cuerpo entero. De forma que permita relacionar la dosis con el efecto estocástico total.

La dosis efectiva, E, se define entonces como la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los órganos y tejidos del cuerpo y se expresa como:

$$E = \sum H_T \times W_T \text{ [Sv]} \quad \text{Ecuación 3.4}$$

donde H_T es la dosis equivalente en el órgano o tejido T y W_T es el factor de ponderación para dicho órgano, con la condición:

$$\sum W_T = 1$$

Los factores de ponderación para los distintos órganos del cuerpo humano se muestran en la Tabla 3.3, y representan la proporción del riesgo que se debe al órgano o tejido, dentro del riesgo total cuando el cuerpo se irradia uniformemente.

Tejido / Órgano	W_T
Gónadas	0.20
Médula Ósea	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficie ósea	0.01
Resto del organismo	0.01
Total	1.00

Tabla 3.3 - Valores de W_T para los órganos del cuerpo humano.

Esta magnitud presenta limitaciones para cuantificar la exposición médica ya que la dosis efectiva no está basada en los datos individuales de las personas, sino en maniqués (phantoms) computacionales. El uso principal de la dosis efectiva es comparar las dosis debidas a diferentes procedimientos de diagnóstico, como así también para comparar tecnologías y procedimientos para el mismo examen clínico en distintos hospitales y países. Por lo tanto, se utiliza principalmente como magnitud de protección para propósitos de optimización o regulación para la radioprotección.⁽⁹⁾ Más adelante se analizarán distintas formas de trabajar con dosis en TC.

3.6 TOMOGRAFÍA COMPUTADA

La Tomografía Computada (TC) consiste en la combinación de la adquisición y el procesamiento de datos para lograr imágenes transversales del cuerpo humano con el uso de rayos X.

La característica distintiva de la técnica de TC frente a la radiología convencional, es que suministra un conjunto de imágenes digitales de “rodajas” del cuerpo humano en las que se ven todos los órganos internos del cuerpo sin solapamientos, lo cual no es posible con una placa de rayos X común. Otra ventaja importante de la TAC sobre otras técnicas es que permite diferenciar tejidos, esto permite aislar estructuras y hacer reconstrucciones tridimensionales de ellas para su posterior procesamiento y análisis.

3.6.1 Perspectiva Histórica

La tomografía computada fue una de las primeras aplicaciones que utilizó procedimientos digitales para la reconstrucción de imágenes en el campo de la radiología médica. El ingeniero británico Godfrey Hounsfield fue quien diseñó y construyó el primer equipo de tomografía computada viable para el uso clínico, basando su teoría en el coeficiente de atenuación que experimenta el haz de rayos X al atravesar la materia. Comenzó en 1967, a partir de la idea de que las medidas de transmisión de rayos X efectuadas en todas las posibles direcciones alrededor de un cuerpo contienen toda la información acerca de las estructuras internas de dicho cuerpo.

Con la introducción de lo que hoy se conoce como *tomografía convencional* se pudieron resolver una serie de ineficiencias y limitaciones que la radiología convencional presentaba (y presenta en la actualidad) a la hora de producir imágenes de tejidos y estructuras corporales; como ser la baja eficiencia de absorción de las combinaciones película-pantalla, la elevada contribución de la radiación dispersa en la formación de la imagen y el enmascaramiento de las imágenes.

Los primeros resultados obtenidos por tomografía fueron presentados en el congreso del British Institute of Radiology de 1972. Desde que Hounsfield describe y pone en práctica la tomografía, se han ido introduciendo muchos cambios, con el fin de reducir el tiempo de barrido y mejorar la calidad de imagen.⁽¹²⁾

TOMOGRAFÍA COMPUTADA HELICOIDAL.

La TC helicoidal se basa en la tecnología de rotación continua (slip-ring). Esta tecnología permite el giro sin interrupciones de todo el estativo, donde se alojan el tubo de rayos X, el generador de alta tensión y los detectores. Se caracteriza porque la adquisición de datos tiene lugar de modo continuo a lo largo de todo el volumen analizado, mientras se produce el desplazamiento a una velocidad constante de la mesa, de tal manera que se obtiene una proyección helicoidal del paciente.

El barrido continuo reduce de manera considerable el tiempo de exploración, a la vez que permite una utilización más eficiente del sistema generador de rayos X. A cambio de ello, como puede observarse en la Figura 3.12, los datos recogidos en una revolución completa no corresponden exactamente a ninguna sección axial completa, sino que la sección se va desplazando de manera continua con el movimiento de la camilla. Aunque esto complicará el algoritmo de cálculo, la ventaja es que ahora no se obtienen datos de rodajas individuales sino datos continuos del volumen rastreado. Actualmente todos los equipos fabricados, para la clínica normal, son de tipo helicoidal.

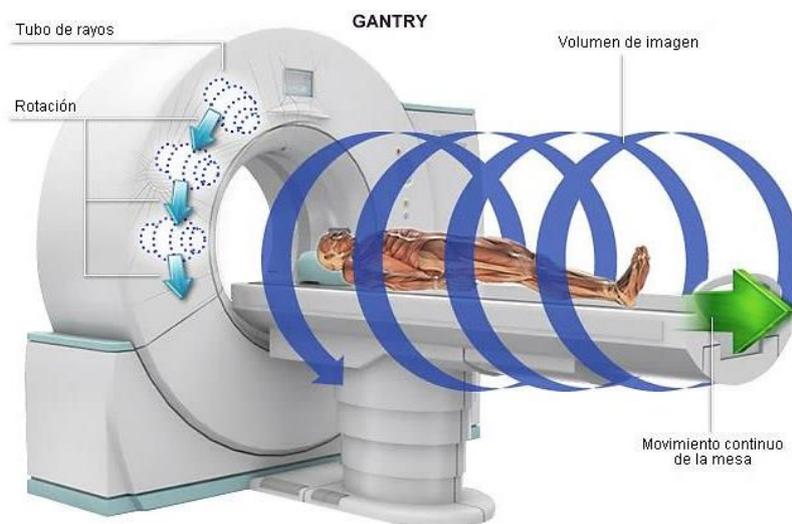


Figura 3.12 - Esquema de la Tomografía helicoidal.¹²

La reconstrucción de las imágenes correspondientes a una sección axial en TC helicoidal se hace utilizando los mismos principios y los mismos algoritmos básicos que en la TC convencional. Sin embargo, se precisa un paso previo adicional, denominado *interpolación en el eje z*. Es decir, para reconstruir una sección dada, se necesita en primer lugar acumular un conjunto de datos semejante al que se habría reunido en una TC convencional para esa sección. Dicho conjunto se obtiene, mediante interpolación, a partir de las medidas reales efectuadas, como consecuencia del movimiento continuo

¹² Extraída de "Introducción a la tomografía computarizada, S. Hernández Muñiza"

de la camilla. Naturalmente, los fabricantes de equipos han desarrollado gran variedad de algoritmos de interpolación propios para reconstruir imágenes.

Aparte de las características propias de los equipos convencionales, los TC helicoidales presentan algunas relacionadas con su funcionamiento específico. Las más importantes son la velocidad de desplazamiento de la camilla y el paso de la hélice, llamado *pitch*.

Las velocidades de avance de la camilla varían según los modelos entre 1 mm/s (para un equipo monocorte) hasta valores superiores a 80 mm/s (para equipos multicorte).

El *pitch*, se define como la relación entre la longitud de desplazamiento de la camilla en una revolución completa y el espesor de corte. El *pitch* determina la separación de los espirales, como se observa en la Figura 3.13, siendo *pitch* igual a 1 cuando las espirales están todas contiguas sin espacios ni solapamientos. A medida que aumenta el *pitch*, los espirales se separan, de tal forma que es mayor la cobertura, menor la radiación al paciente, pero menor la calidad de las imágenes ya que hay menos datos. Por el contrario, para valores de *pitch* comprendidos entre 0 y 1, existe una redundancia de datos que permite lograr una imagen más detallada a costa de aumentar la dosis al paciente.^(12,13)

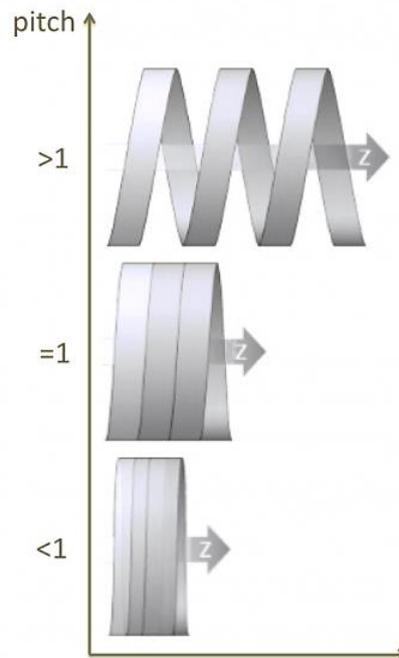


Figura 3.13 - Hélices descritas en función del valor de *pitch*.¹³

¹³ Extraída de "Equipos de Tomografía Computarizada, A. Romero"

TOMOGRAFÍA COMPUTADA HELICOIDAL MULTICORTE.

Una de las últimas revoluciones tecnológicas que evolucionaron la TC fueron los equipos multicorte, permitiendo la adquisición de datos de forma casi tridimensional. La diferencia con el resto de los equipos de su generación consiste en una importante transformación en el sistema de detectores, en la que estos adquieren una forma matricial con un número de más de 30000 elementos, que abarca todo el ángulo subtendido por el haz de rayos X como se muestra en la Figura 3.14. De forma que a menor tamaño de estos elementos nos permitirá realizar cortes más finos y con ello reconstrucciones tridimensionales más detalladas.

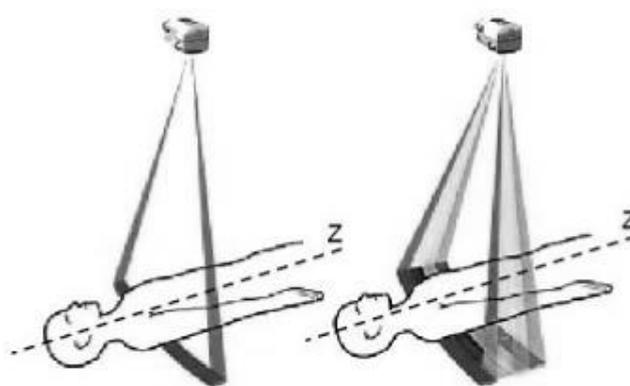


Figura 3.14 - Diferencia entre tomografía monocorte (*izq.*) y multicorte (*der.*).¹⁴

Cabe destacar que cuantas más filas se incorporen a la matriz de detectores, más habrá que abrir el haz de rayos X en la dirección z, lo cual distorsionará la incidencia ortogonal de los rayos en los detectores haciendo necesario aplicar correcciones matemáticas muy sofisticadas, que llevarán a consumir demasiados recursos informáticos para la reconstrucción de imagen. Es decir, existe un limitante referido a la potencia de cálculo computacional disponible. En la actualidad, todos los fabricantes importantes ofrecen equipos capaces de obtener simultáneamente en una vuelta 16, 64, 128 y hasta 256 cortes.

Como es lógico, la evolución en la tecnología ha continuado produciendo nuevas aplicaciones, nuevos desarrollos y sistemas para mejorar las prestaciones del equipo. Entre los que pueden destacarse la TC con doble tubo (que permite adquisiciones en menor tiempo o con energía dual) o los denominados TC de haz cónico, que sustituyen las filas de detectores por un detector de panel plano similar a los utilizados en la radiología general o en la adquisición dinámica (angiografía, etc.), y por tanto con una anchura del haz de radiación por corte muy superior al ancho del haz en la tomografía multicorte.^(12,13)

¹⁴ Extraída de "Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computada, D. Granados"

3.7 COMPONENTES PRINCIPALES DE UN EQUIPO DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA

Los elementos que forman un equipo de TC pueden agruparse en tres grandes sistemas, que a su vez poseen otros elementos o subsistemas, y son los siguientes:

3.7.1 Sistema de adquisición.

El sistema de adquisición está formado por una parte fija, compuesta principalmente por la camilla y la estructura que sostiene la parte rotatoria llamada *gantry* donde giran solidariamente el generador de alta tensión, el tubo de rayos X, los detectores, los sistemas de adquisición de datos (DAS), los colimadores y el resto de las partes mecánicas necesaria para que funcionen los elementos anteriores. El suministro eléctrico al conjunto rotatorio se lleva a cabo típicamente mediante contacto de carbones con anillos deslizantes (tecnología slip-ring). Los datos de adquisición registrados se transmiten generalmente al ordenador por medio de tecnologías de comunicación inalámbrica u óptica.⁽¹³⁾

3.7.1.1 Detectores

Los detectores son dispositivos que miden la energía depositada en ellos después de ser impactados por los fotones de rayos X que han atravesado el cuerpo del paciente. Luego transforman esta energía en corriente eléctrica que llegará al ordenador y será cuantificada por un sistema electrónico.

Los detectores más utilizados han sido los de gas Xenón, hasta la aparición de la tomografía helicoidal que incorporó una nueva tecnología de detectores sólidos o semiconductores.

Detectores de semiconductores.

Están formados por dos partes, la primera es un cristal de centelleo compuesto generalmente por Wolframato de calcio. La segunda es un dispositivo electrónico, llamado fotodiodo, que transforma la luz que incide en ellos en corriente eléctrica que fluye hacia un circuito externo. A todo el conjunto se le denomina detector de semiconductores.

Cuando los rayos X inciden en el cristal de centelleo, su energía queda absorbida por los electrones orbitales de los átomos del cristal y pasan a una capa más externa y más energética. Estos electrones excitados vuelven a su posición inicial emitiendo el exceso de energía que habían tomado del fotón en forma de luz visible. Esta luz visible será recogida por los fotodiodos que traduce la luz visible en una señal eléctrica proporcional a la radiación que incidió en el cristal.

Los sistemas de detectores actuales constan de miles de elementos separados por un septo para impedir que la luz generada en cada elemento detector, sea detectada por el fotodiodo de un elemento vecino.

Las ventajas de estos detectores respecto a los detectores de gas es que tienen mayor eficacia total de detección (aproximadamente 90%), poseen una respuesta rápida, no requieren suministro de potencia externa y son más estables ya que no contienen gas que se pueda despresurizar.

3.7.1.2 Sistema de adquisición de datos.

Conforme se completa cada barrido, el Sistema de Adquisición de Datos (DAS, *Data Acquisition System*) convierte las señales procedentes de los detectores en datos digitales y las transmite al ordenador.

Para la reconstrucción de la imagen es necesario que el ordenador reciba múltiples señales después de explorar al paciente en diferentes ángulos. El ordenador es capaz de integrar la información enviada por el DAS y reconstruir las imágenes de forma casi instantánea.

3.7.1.3 Colimadores.

Son medios físicos que se emplean para limitar el haz de rayos X. En general, en tomografía es necesario utilizar la colimación por las mismas razones por las que se usa en radiología convencional. Por un lado, para reducir la dosis que recibe el paciente al disminuir el área de tejido irradiado. Por otro lado, para mejorar el contraste de la imagen al disminuir la radiación dispersa. En tomografía existen dos tipos de colimadores.⁽¹³⁾

Colimador prepaciente.

Suele estar colocado en la carcasa del tubo o cerca de ella y sirve para limitar la zona del paciente a la que llega el haz útil. Por lo tanto, influye principalmente en la dosis que recibe el paciente.

Este colimador está formado por varias láminas, para conseguir un haz muy fino en forma de abanico. Si este colimador está mal ajustado será responsable de la mayor parte de la dosis innecesaria que recibe un paciente durante la exploración de TC.

Colimador predetector o postpaciente.

Se coloca en la matriz de detectores, de tal forma que cada detector tiene asignado su colimador y su alineamiento debe ser muy preciso para poder obtener una imagen de calidad.

Este colimador restringe el haz de rayos que alcanza al detector, reduciendo la radiación dispersa que incide en él. Si está correctamente ajustado con el colimador proporcional ayuda a definir el grosor de la sección examinada.

3.7.1.4 Filtros.

Los filtros en los equipos de TC son materiales absorbentes o atenuadores colocados entre la fuente de rayos X y el objeto. Por un lado, se utilizan filtros planos (flat filters), de 1-5 mm de aluminio (Al), colocados a la salida del tubo con el fin de reducir el número de rayos X de baja energía. Los rayos X de baja energía no contribuyen a la imagen, sino que aumentan la dosis del paciente innecesariamente porque se absorben en los tejidos superficiales y no penetran para alcanzar los detectores. Después de la filtración, se dice que el haz de rayos X está "endurecido", lo que significa que su energía promedio ha aumentado, y como consecuencia el haz posee una calidad superior en términos de uniformidad, contraste y linealidad.

Luego, se utiliza una filtración adicional basada en filtros wedge, también conocidos como bow-tie, que pueden filtrar la intensidad del haz de acuerdo con la forma del paciente. Cada filtro proporciona más filtración desde el centro (donde el grosor del paciente es mayor) hacia la periferia, lo que facilita una distribución uniforme de la dosis y el ruido a medida que el tubo gira. Existen distintos tipos y tamaños de filtros wedge que se seleccionan automáticamente cuando se determina el protocolo. Por ejemplo, un filtro pequeño se utiliza para bebés de 0-8 meses; uno mediano para estudios cardíacos; y uno grande, para realizar un examen de cerebro y/o tórax de adultos. La combinación de los dos filtros mejora el endurecimiento del haz, la uniformidad del haz y el enfoque de los rayos X, por lo tanto, reduce la dosis entregada al paciente y aumenta la calidad de la imagen.⁽¹³⁾

El grosor y el tipo de material de filtro son dos parámetros importantes en la filtración. El aluminio es suficiente para rayos X de menor energía mientras que para rayos X de mayor energía se puede usar cobre o una aleación de estaño con aluminio.

3.7.2 Sistema de procesamiento de datos y reconstrucción de la imagen.

El ordenador es el soporte técnico necesario para llevar a cabo las operaciones de procesamiento de los datos obtenidos y de reconstrucción de la imagen. Los primeros ordenadores de TC tenían que realizar los procesos de uno en uno, por lo que el tiempo de reconstrucción de las imágenes oscilaba entre 15 segundos y hasta varios minutos. Las máquinas actuales son capaces de hacer el barrido del paciente, recoger los datos, reconstruir la imagen, archivarla e iniciar el barrido siguiente en alrededor de 2 a 5 segundos.

Para el equipo de tomografía, se requiere un ordenador muy potente, ya que dependiendo del formato de la imagen suele ser necesario resolver simultáneamente hasta 30.000 ecuaciones matemáticas.

El ordenador es un módulo que está compuesto en general por tres unidades, cuyas funciones están claramente diferenciadas. Éstas son:

1-Unidad de control del sistema (CPU): El control del sistema o CPU tiene a su cargo el funcionamiento total del equipo.

2-Unidad de reconstrucción rápida (FRU): Es la encargada de realizar los procedimientos necesarios para la reconstrucción de la imagen a partir de los datos recolectados por el sistema de detección.

3-Unidad de almacenamiento de datos e imágenes: Está generalmente compuesto por uno o más discos donde se realiza el almacenamiento no sólo de las imágenes reconstruidas y de los datos primarios, sino también del software de aplicación del tomógrafo.

3.7.3 Sistema de visualización

El sistema de visualización está formado principalmente por la consola de control que se encarga de programar la exploración que se va a realizar y seleccionar los datos requeridos para la obtención de la imagen.

Para programar la exploración, la unidades de TC tiene estandarizadas la técnicas de exploración más habituales, pero se puede variar cualquier dato técnico para adaptarla a una exploración individualizada, lo que es de sumo interés para el presente trabajo.

Muchos equipos de TC están provistos de 2 consolas, una para el operador que maneja el equipo y otra para el médico. La consola del operador tiene controles y medidores para seleccionar el protocolo apropiado, permite controlar el movimiento del gantry y la camilla, la administración de contraste, y también permite la reconstrucción y la transferencia de la imagen. La consola del médico, llamada también Workstation, recibe la imagen enviada desde la consola del operador. El médico mediante programas de procesamiento de imágenes, puede manipular la imagen obtenida para extraer información y de esta forma realizar un diagnóstico adecuado.

3.8 FORMACIÓN DE LA IMAGEN

La imagen tomográfica se forma con los rayos X que atraviesan el paciente y alcanzan el sistema de detectores, como indica la Figura 3.15. A medida que el tubo rota realizando el barrido del paciente, se realizan disparos continuos de rayos x. Las estructuras internas del organismo atenúan el haz de rayos X en relación a la densidad de su masa y a su número atómico efectivo. Entonces, en el barrido la intensidad de la radiación detectada en cada posición del tubo varía en relación a este patrón de atenuación y forma un perfil de intensidad o proyección.

Al realizarse muchos disparos durante el barrido se genera un gran número de proyecciones que no se muestran visualmente, pero que se almacenan en formato digital en el ordenador. La imagen se reconstruye a partir de estas proyecciones mediante un proceso denominado retroproyección filtrada. Se habla de filtro para referirse a una función matemática (Transformada de Fourier) más que a un filtro metálico para los haces de rayos X.⁽¹²⁾

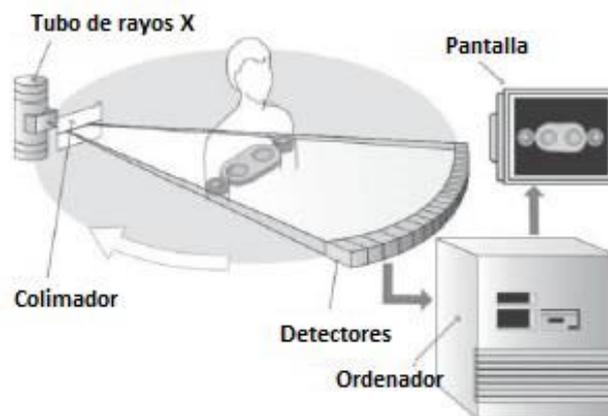


Figura 3.15 - Esquema del funcionamiento de un equipo de tomografía.¹⁵

Entonces, la imagen obtenida en la TC es distinta de la obtenida en una radiografía convencional ya que se crea artificialmente a partir de los datos recibidos por los detectores y no es una imagen proyectada. En la radiografía, los rayos X forman una imagen en el receptor de imágenes. Con los sistemas de imagen de TC, los rayos X forman una imagen que se almacena de forma electrónica y se muestra como una matriz de intensidades.

El formato de la imagen de TC consta de muchas celdas, cada una de ellas asignada a un número y mostrada como densidad óptica o nivel de brillo en el monitor. Cada celda de información es un píxel (picture element o elemento de imagen) y la información numérica contenida en cada píxel es un número de TC o unidad Hounsfield (UH). El píxel es una representación en dos dimensiones del correspondiente volumen hístico. Este volumen es conocido como vóxel (volume element, o elemento de

¹⁵ Extraída de "Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computada, D. Granados"

volumen) y está determinado por el producto del tamaño del píxel por el grosor de la imagen de TC (Figura 3.16).^(2,12)

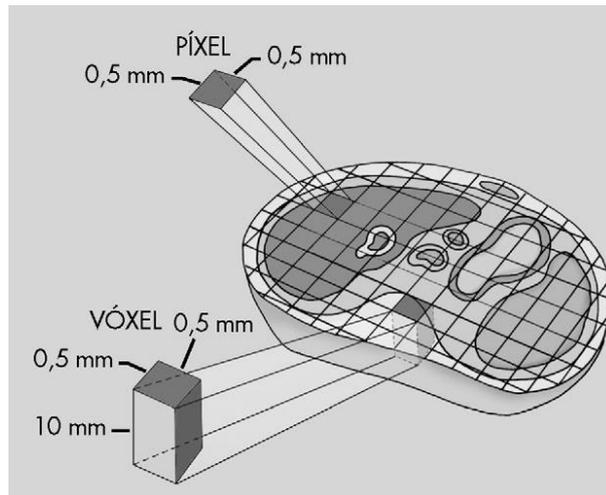


Figura 3.16 - Cada celda de una matriz de imagen de TC es una representación bidimensional (pixel) de un volumen de tejido (voxel).¹⁶

¹⁶ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

3.9 CALIDAD DE LA IMAGEN

Como se mencionó anteriormente la transmisión de rayos X a través de un objeto tridimensional es capaz de producir una representación bidimensional de dicho objeto, basada en la mayor o menor absorción y dispersión producida en la interacción con las estructuras atravesadas. Entonces, es lógico suponer que un objetivo adicional es que tal representación sea fiel y muestre la mayor información posible. La fidelidad y la riqueza de la información contenida en la representación suelen evaluarse en términos de la calidad de la imagen.

La calidad de la imagen siempre incorpora un cierto carácter cualitativo o subjetivo, sin embargo puede describirse a partir de un conjunto de magnitudes y conceptos cuantificables e interrelacionados entre sí. Entre ellos, las características principales asignadas numéricamente para medir la calidad de la imagen son la resolución espacial, la resolución de contraste y el ruido.

3.9.1 Resolución espacial

De una manera intuitiva podría decirse que para considerar buena una imagen debe ser posible por un lado, visualizar en ella objetos pequeños, detalles finos o bordes nítidos. La resolución espacial es una medida de la capacidad de un sistema para producir imágenes de objetos en función del tamaño de éstos. El *límite de resolución espacial* se relaciona con la mínima distancia a la que dos objetos pueden situarse de modo que en la imagen se los presente como separados.

Son muchos los factores que contribuyen a degradar la resolución espacial de un sistema de TC. Por ejemplo, los asociados al tamaño finito del foco emisor de rayos X. Como se observa en la Figura 3.17, si el foco emisor de rayos X fuese puntual, la sombra de un objeto que interceptara parcialmente el haz sería siempre de tamaño proporcional al objeto y de bordes nítidos. Sin embargo, el foco tiene un tamaño finito (con dimensiones de entre 0,1 mm y 1,5 mm, para la mayoría de los tubos de rayos X) y por ello, la sombra del objeto no está perfectamente definida en sus bordes sino que se presenta rodeada de una penumbra.⁽⁷⁾

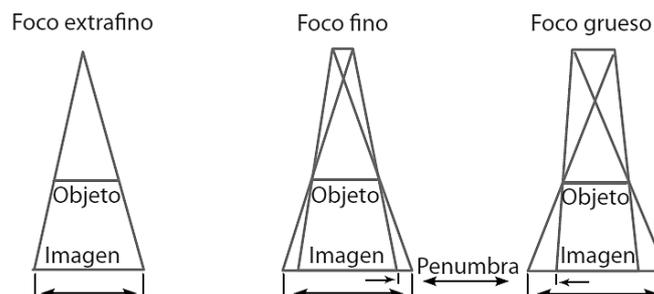


Figura 3.17 - Tamaño de foco y resolución.¹⁷

¹⁷ Extraída de "Fundamentos de Física Médica Vol. 2, A. Brosted".

La penumbra emborrona la representación del objeto. Cuando el tamaño de éste es del orden de magnitud de las dimensiones del foco, la sombra y la penumbra pueden tener también tamaños similares; si varios objetos como éste están situados próximos entre sí, las penumbras pueden hacer que los objetos no sean distinguibles en la imagen.

La capacidad del sistema de imagen de TC de reproducir con precisión un contorno de alto contraste se expresa matemáticamente como una *Función de Respuesta de Contorno* (ERF, "Edge Response Function"). Sin embargo, es común dar la información referente a las propiedades de resolución de un sistema no en el dominio espacial sino en el dominio de frecuencias, en términos de la llamada *Función de Transferencia de Modulación* (MTF, "Modulation Transfer Function"). De hecho, la MTF se puede obtener a partir de la transformada de Fourier de la ERF.

Aunque la MTF es una formulación matemática compleja, básicamente describe en qué medida un sistema de imagen preserva el contraste original. Si se considera, por ejemplo, un patrón de barras que se estudian por TC (Figura 3.18). Una barra y un espacio de la misma anchura se denominan *par de líneas (pl)*. El número de pares de líneas por unidad de longitud se denomina *frecuencia espacial* y, para los sistemas de imagen de TC, se expresa en pares de líneas por centímetro (pl/cm).^(2,7)

La imagen obtenida de un patrón de barras de baja frecuencia será más parecida al objeto que la imagen de un patrón de barras de alta frecuencia. La pérdida en la exactitud de la reproducción con frecuencias espaciales crecientes se debe a diversas limitaciones de los sistemas de imágenes de TC, como ser la colimación, el tamaño y la concentración de los detectores y el algoritmo de reconstrucción.

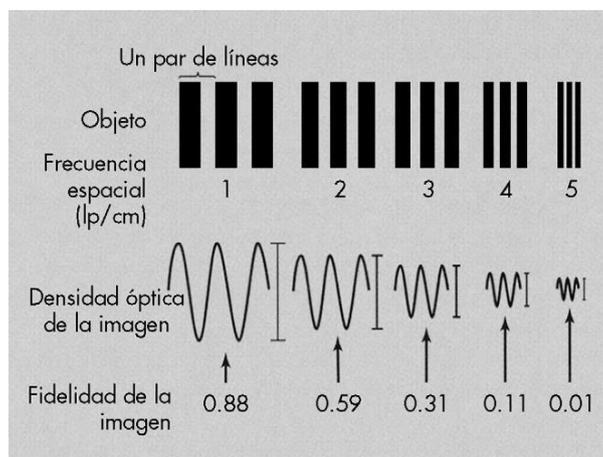


Figura 3.18 - Imagen de un patrón de barras, con la correspondiente densidad óptica de la imagen en función de la frecuencia espacial.¹⁸

Entonces, si la imagen representa exactamente al objeto, la MTF del sistema de imagen tendría un valor de 1. Si la imagen fuera simplemente blanca y no contuviera

¹⁸ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong

información alguna del objeto, la MTF sería igual a cero. Valores intermedios de fidelidad dan como resultado valores intermedios de la MTF.

La fidelidad de la imagen se mide determinando la densidad óptica a lo largo del eje de la imagen. Con una frecuencia espacial de 1 lp/cm, por ejemplo, la variación en la densidad óptica de la imagen es 0,88 veces la del objeto. Con 4 lp/cm es sólo 0,11 o el 11% de la del objeto. Un gráfico de esta relación entre el contraste de la imagen y el contraste del objeto para cada frecuencia espacial proporciona una curva de la MTF (Figura 3.19).

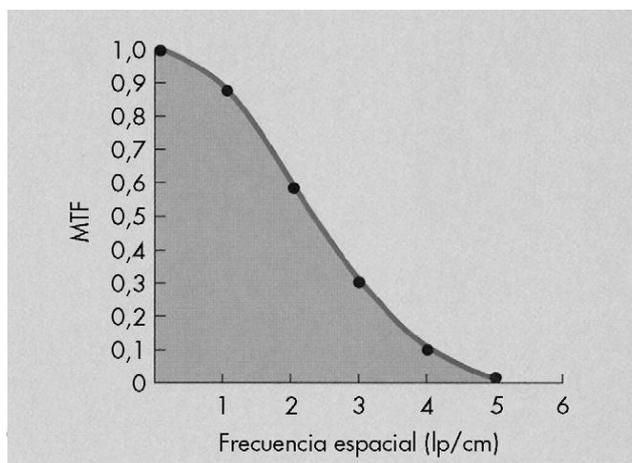


Figura 3.19 - Gráfico de la MTF en función de la frecuencia espacial.¹⁹

Aunque la MTF y la frecuencia espacial se usan para describir la resolución espacial de la TC, ningún sistema de imagen puede superar al tamaño del píxel. En términos de pares de líneas, una línea y su espacio requieren al menos dos píxeles. Por lo tanto, la resolución espacial de una imagen de TC está limitada prácticamente por el tamaño del píxel.⁽²⁾

3.9.2 Resolución de contraste

Muchos tejidos biológicos poseen composiciones similares, lo que se traduce en propiedades de absorción para los rayos X que pueden diferir muy poco, como es el caso del tejido muscular y su entorno en el caso del abdomen o el del tejido glandular y el tejido graso en la mama. La resolución de contraste se refiere entonces a la capacidad de la imagen de discriminar entre estructuras con pequeñas diferencias entre sus coeficientes de atenuación. El sistema de imagen de TC es capaz de amplificar estas diferencias de forma que el contraste de la imagen es alto. Esta escala amplificada de contraste permite a la TC identificar mejor estructuras adyacentes que tienen una composición similar.

¹⁹ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

Son muchos los factores que limitan el contraste en la imagen, entre los más importantes se encuentran el espectro de energía del haz de rayos X incidente y la mayor o menor abundancia de radiación dispersa. La energía del haz de rayos X, relacionada directamente con la tensión en el tubo en el momento del disparo, es un elemento fundamental para regular el contraste en la imagen. Incrementar la tensión en el tubo de rayos X (y, por tanto, la energía del haz) es ventajoso en la medida en que contribuye a hacer a éste más penetrante permitiendo obtener una mayor señal en el sistema de detectores.

Sin embargo, supone una pérdida de contraste en la imagen ya que a energías mayores tiene mayor peso el efecto Compton, que produce un aumento en la presencia de radiación dispersa. La radiación dispersa aumenta claramente cuanto mayor es el volumen irradiado. Se emplean elementos de colimación del haz con objeto de mejorar la relación entre radiación directa y radiación dispersa que llega al sistema de imagen.^(2,7)

3.9.3 Ruido

Si se estudia un medio homogéneo como el agua, cada píxel debe tener valor de cero. Por supuesto, esto nunca ocurre porque la resolución de contraste del sistema no es perfecta; por tanto, los números de TC pueden promediar cero, pero existe un intervalo de valores mayores o menores de cero. Esta variación en los números de TC por encima y por debajo del valor promedio es el ruido del sistema. Si todos los píxeles tuvieran el mismo valor el ruido sería cero.

Entonces, el ruido es el porcentaje de la desviación estándar de un gran número de píxeles obtenido de una imagen de un cubo de agua. Numerosos factores afectan al ruido, como ser la tensión del tubo, la filtración del haz, el tamaño del píxel, el espesor de corte, la eficiencia de los detectores y la dosis administrada al paciente. En última instancia, lo que mayor implicancia tiene en el control del ruido es el número de rayos X que utiliza el detector para producir la imagen. El ruido se representa mediante el símbolo σ y se define matemáticamente mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Ruido } (\sigma) = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \text{Ecuación 3.5}$$

El ruido aparece en la imagen como un grano. Las imágenes con poco ruido aparecen muy nítidas a la vista y las imágenes con mucho ruido tienen aspecto manchado.

Todos los sistemas de imagen de TC pueden identificar una región de interés (ROI, "Region Of Interest") en la imagen digital y procesar la media y la desviación estándar de los números de TC en esa ROI.

3.10 PROTOCOLOS EN TOMOGRAFÍA

Antes de realizar el examen, el usuario del equipo debe definir el protocolo de exploración mediante el cual se van a obtener las imágenes. En la Figura 3.20 se observa el menú de selección anatómica para definir qué parte del cuerpo se va a explorar, mientras que en la Figura 3.21 se observan distintos protocolos definidos para un examen de Cerebro.

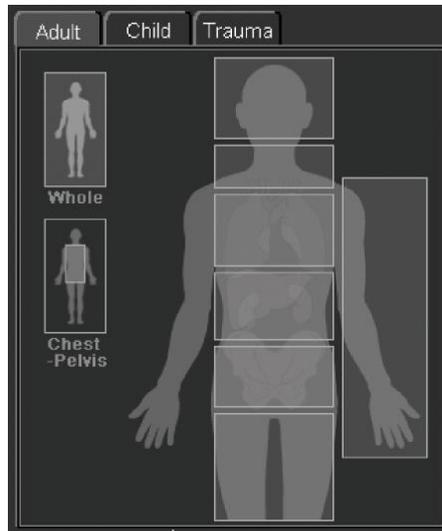


Figura 3.20 - Menú para seleccionar la región anatómica a estudiar.²⁰

Group A			Group B			Group C		
	Head S&S (4mm x 8 +10mm x 8)	2 SU/HF	S		test(Copied)	42 SU/HF	M	
	Head S&S (6mm x 8 +8mm x 10)	28 SU/HF	S		Head S&S (4mm x 8 +10mm x 8)	47 SU/HF	S	
	Head S&S (8mm x 15)	6 SU/HF	S		Head Volume	48 SU/HF	S	
	Head S&S (10mm x 12)	0 SU/HF	S		ECG	62 SU/HF	S	
	Head	5 SU/HF	M					

Figura 3.21 - Menú para la selección de protocolos de cerebro predefinidos.²¹

²⁰ Extraída de "Manual de Utilización del Escáner Toshiba Aquilion TSX-101A, Toshiba Medical System Corporation"

²¹ Extraída de "Manual de Utilización del Escáner Toshiba Aquilion TSX-101A, Toshiba Medical System Corporation"

Sin embargo, una vez seleccionado el protocolo, el usuario puede cambiar los valores de ciertos parámetros de trabajo (Figura 3.22) y modificarlos como crea conveniente para obtener una imagen de calidad. A su vez, el usuario debe tener en cuenta que la variación de estos valores va a tener implicancias importantes no sólo en la calidad de imagen sino también en la dosis de radiación proporcionada al paciente.

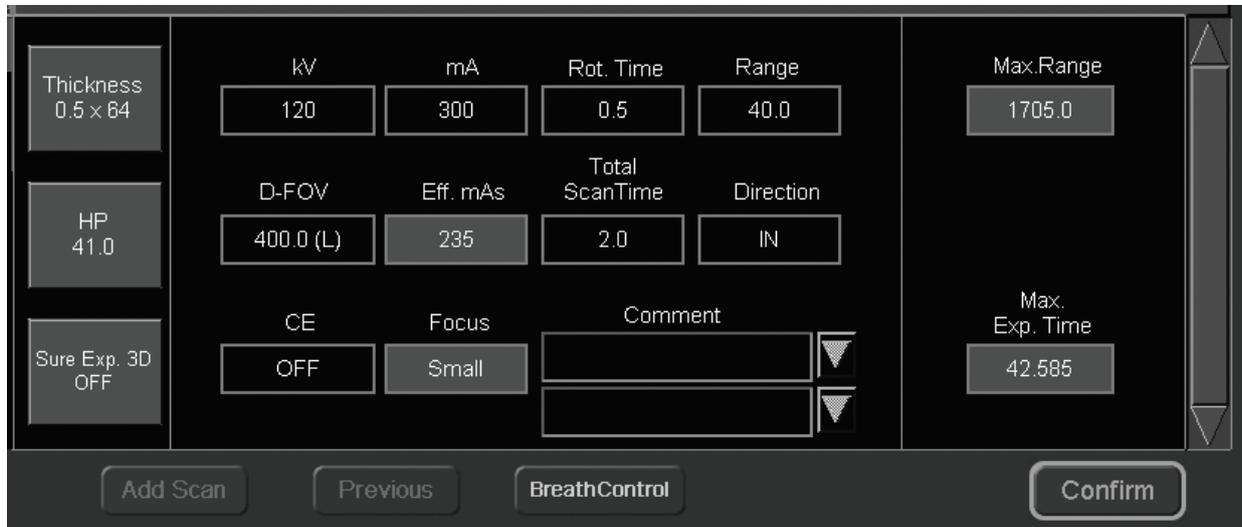


Figura 3.22 - Parámetros de exploración en un protocolo de tomografía. Equipo Aquilion 64.²²

Los principales parámetros técnicos que afectan a la dosis son:

- **mA:** Permite seleccionar la intensidad de corriente del Tubo.
- **kV:** Indica la tensión de del tubo de rayos X seleccionada.
- **Rotation Time:** Se refiere al tiempo de rotación del tubo, el cual indica el tiempo programado para dar una vuelta completa.
- **Thickness:** Define el espesor de corte. Suele ser entre 1 y 5mm, si bien algunos equipos permiten espesores de hasta 0,5mm para exámenes de alta resolución. La variación del espesor de corte va siempre seguida de un ajuste automático del colimador.
- **Control Automático de Exposición:** Exposure 3D es el nombre comercial que la marca Toshiba llama a su programa de control automático de exposición. Es una tecnología de modulación de corriente del tubo, la cual será detallada más adelante. Este tipo de tecnología se encuentra presente en todos los equipos actuales de tomografía, y varían su nombre de acuerdo a la marca comercial.

²² Extraída de "Manual de Utilización del Escáner Toshiba Aquilion TSX-101A, Toshiba Medical System Corporation"

3.11 TECNOLOGÍAS PARA LA REDUCCIÓN DE DOSIS.

En los últimos años se ha prestado una atención notable a las tecnologías de optimización de dosis en TC tanto comercialmente disponibles como en desarrollo. Cada fabricante de equipo ha desarrollado sus propias tecnologías de reducción de dosis que incorpora a sus equipos y por lo tanto poseen nombres distintos dependiendo la marca comercial.

Las principales tecnologías de reducción de dosis de la marca Toshiba incluyen por ejemplo las que muestra la Figura 3.23. A continuación se presenta una breve descripción de las mismas.

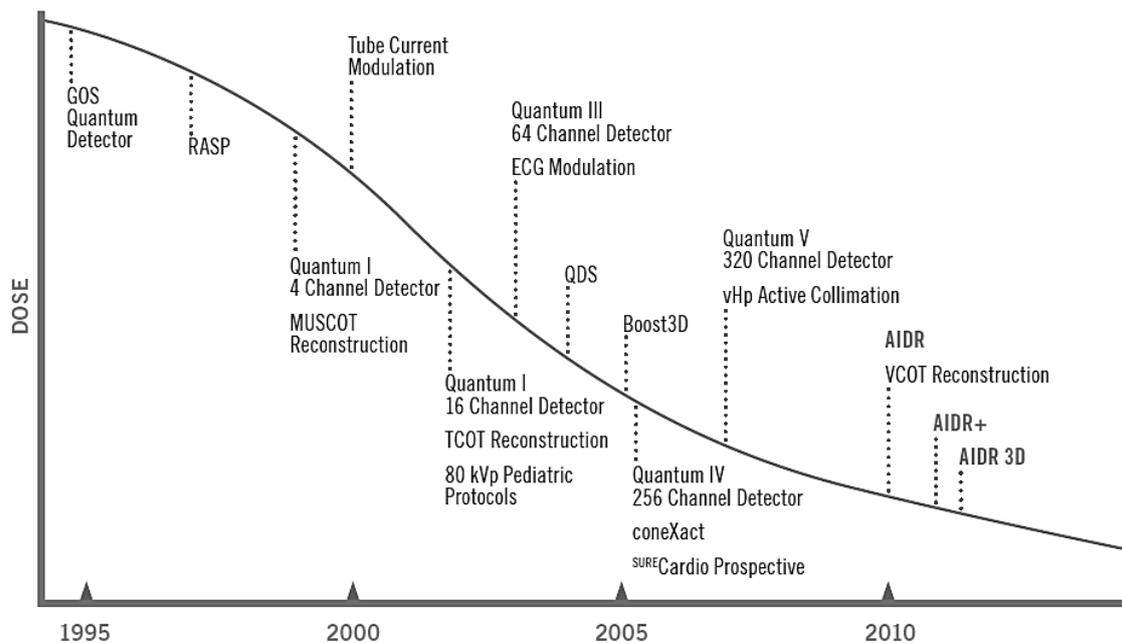


Figura 3.23 - Tecnologías de reducción de dosis implementadas por Toshiba en los últimos años.²³

3.11.1 Colimador Activo (Active Collimator)

En el escaneo helicoidal, la exposición es necesaria antes del inicio y después del final del rango de escaneo planeado para reconstruir las imágenes en estas posiciones (debido al método de interpolación). Esta hace que se requiera al menos una rotación extra en total, aunque solo se utiliza una pequeña parte de esta información.

La colimación activa sincroniza el ancho del haz de rayos X en los extremos del rango de exploración con el área clínicamente útil necesaria para la reconstrucción de imágenes. Al eliminar la exposición que no se usa para el diagnóstico, la dosis del paciente puede reducirse hasta en un 20%.⁽³¹⁾ El colimador se abre automáticamente al

²³ Extraída de "AIDR 3D: Integrated, Automated and Adaptive Dose Reduction, Toshiba"

comienzo del escaneo y se cierra al final del mismo para mantener el área expuesta lo más corta posible (Figura 3.24).



Figura 3.24 - Diagrama del Colimador activo. Se observa la exposición innecesaria a la radiación en el principio y el final de la longitud del escaneo (áreas rayadas).²⁴

3.11.2 Control Automático de Exposición.

El Control Automático de Exposición (AEC) se refiere a una modulación de la corriente del tubo de acuerdo con la región anatómica del paciente, que permite mantener la imagen con un cierto nivel de ruido. Esto da como resultado una calidad de imagen más uniforme a una dosis más baja. Se pueden lograr ahorros de dosis de hasta 40% con respecto a una corriente de tubo fija.

Esta tecnología, que la marca Toshiba llama SUREExposure, permite ajustar continuamente la corriente del tubo de acuerdo con las características de la región objetivo mientras se realiza la exploración helicoidal. De acuerdo con un nivel de referencia predefinido de calidad de imagen (Nivel de ruido de SD), el AEC modulará la corriente del tubo en las direcciones x, y, z, hasta el nivel mínimo necesario para conseguir la calidad de imagen diagnóstica. Puesto que las exploraciones se realizan en pacientes de todo tipo, la modulación de la corriente del tubo evita la necesidad de calcular el ajuste manualmente, lo que contribuye a garantizar un nivel constante de calidad de imagen de diagnóstico en una amplia variedad de pacientes y exploraciones.

Para calcular la corriente del tubo, el AEC utiliza un algoritmo que se puede personalizar de acuerdo con la configuración del protocolo de exploración y tamaño de cada paciente. En primer lugar, se miden los valores de atenuación en el escanograma para calcular el tamaño del paciente. Estos cálculos se llevan a cabo en toda la longitud del paciente y también reflejarán las diferencias entre la dirección anteroposterior y el diámetro lateral del cuerpo. Luego, el software digitalizará la anatomía del paciente convirtiéndola en una serie de espesores de agua equivalentes a lo largo de todo el escanograma. Todos los parámetros de exploración incluidos en el protocolo, como el voltaje de tubo, el paso helicoidal y el tiempo de rotación, se tienen en cuenta al realizar el cálculo de corriente correspondiente a la calidad de imagen de referencia.

²⁴ Extraída de "AIDR 3D: Reduces Dose and Simultaneously Improves Image Quality, R. Irwan"

La tecnología AEC alcanza su mayor efectividad cuando el tamaño, forma y densidad del paciente no son uniformes. En estos casos, AEC modulará el valor de mA tanto en la dirección Z (a lo largo del paciente) como en la dirección XY (alrededor del paciente). Sin embargo, aunque el tamaño, forma o densidad de la anatomía del paciente no cambien, la tecnología AEC elige los ajustes de exposición apropiados para conseguir la calidad de imagen solicitada por el usuario. En todos los casos, al igual que sucede con los kV y mA tradicionales, los parámetros del AEC se deben elegir cuidadosamente para conseguir un equilibrio entre la dosis y la calidad de imagen.^(31,32)

3.11.3 Algoritmos de reducción de ruido.

Las estructuras de alta atenuación, reducen la cantidad de fotones que llegan al detector en ciertas posiciones del tubo, haciendo que puedan aparecer artefactos de rayas entre dos objetos densos de una imagen. Para ello, se desarrolló una técnica de procesamiento (Boost 3D para Toshiba) basada en datos crudos (raw data) que elimina los artefactos de rayas en áreas de alta atenuación, como los hombros y la pelvis. Esta herramienta se adapta a las regiones de bajo recuento de fotones en los datos de proyección sin procesar y aplica una corrección a estas partes de los datos crudos. Es decir, se ocupa de la falta de fotones causada por regiones de alta atenuación y ayuda a evitar la necesidad de aumentar la corriente del tubo para tener en cuenta las regiones de alta densidad, lo que permite imágenes de menor dosis.

Por otro lado, el filtro de reducción de ruido cuántico (QDS, Quantum Denoising Software) es un filtro adaptativo que reconoce la estructura del paciente. El procesamiento se realiza de modo que la imagen sea nítida en las zonas en las que existe un cambio importante (como los límites de los tejidos) y en regiones donde el cambio es suave.

El algoritmo QDS aplica procesos matemáticos paralelos a los datos de imagen originales. En primer lugar, se realizan la detección, el análisis y la extracción de la estructura del borde, seguidos del alisado de la imagen y la mejora de la estructura del borde. Esto permite reducir el ruido de la imagen mientras se conservan la resolución espacial y la textura de la imagen. Entonces, permite la adquisición de imágenes a una dosis menor. La Figura 3.25 ilustra el algoritmo QDS.^(31,32)

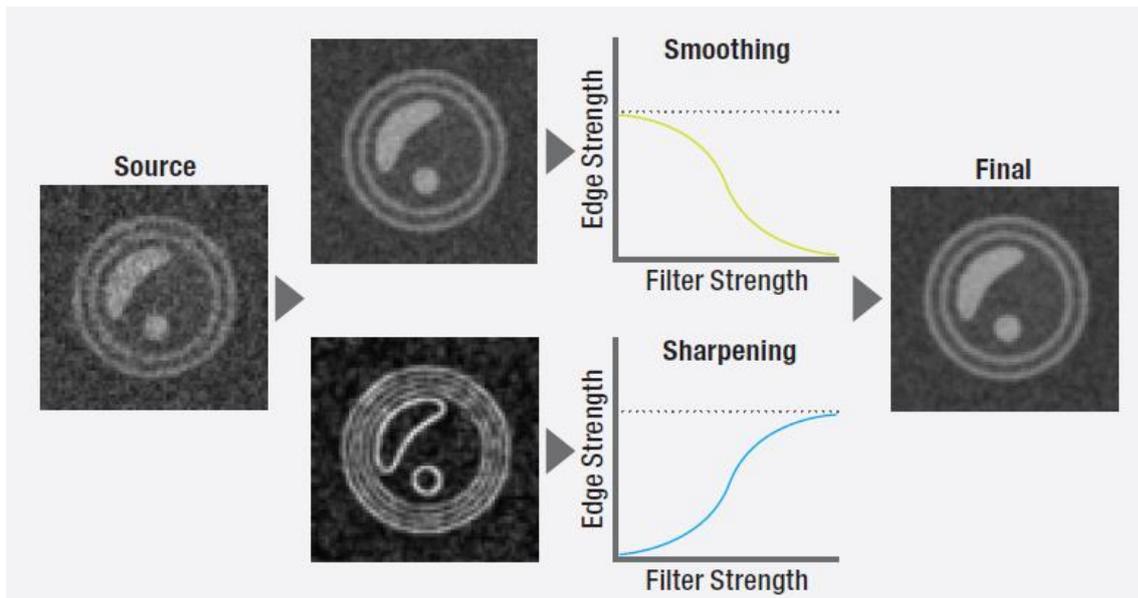


Figura 3.25 - Algoritmo QDS. Se observan los procesos que se realizan a la imagen original.²⁵

3.11.4 Reconstrucción Iterativa

Para lograr reconstruir una imagen tomográfica de buena calidad y con bajo ruido se han desarrollado métodos algebraicos iterativos que necesitan menos información. En un escaneo de dosis baja, el número de fotones de rayos X que llega al conjunto detector se vuelve relativamente pequeño y el ruido en el sistema de adquisición de datos (DAS) se vuelve dominante, lo que degradará la calidad de la imagen. Este tipo de procesamiento iterativo se basa en modelos de imágenes de escáner y en modelos de ruido estadísticos para eliminar el ruido debido a la inanición de fotones. El algoritmo de reconstrucción iterativa, denominado por Toshiba Adaptive Iterative Dose Reconstruction (AIDR), está diseñado para funcionar tanto en los datos brutos como en los dominios de la imagen. (Figura 3.26).

²⁵ Extraída de "AIDR 3D: Integrated, Automated and Adaptive Dose Reduction, Toshiba"

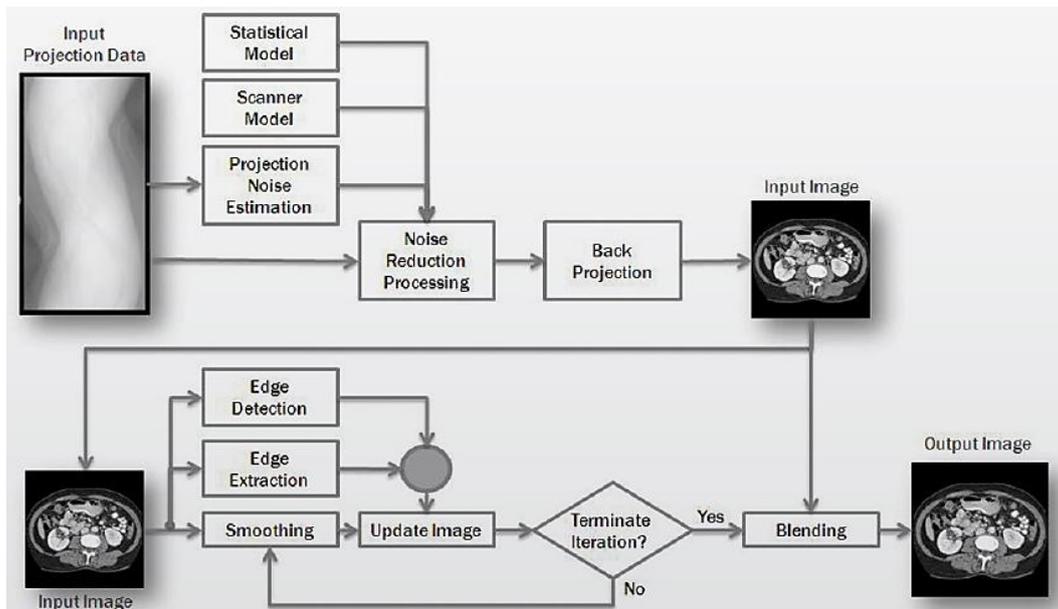


Figura 3.26 – Algoritmo de reconstrucción iterativa.²⁶

Los modelos estadísticos y de escáner se utilizan junto con la estimación del ruido de proyección para el procesamiento de reducción de ruido que tiene lugar en el dominio de datos sin procesar. La imagen inicial (obtenida por retroproyección, *back projection*) se utiliza como imagen de entrada en la iteración para ser comparada con la imagen de salida. Luego se realiza una técnica iterativa sofisticada para optimizar las reconstrucciones de la región corporal particular que se está escaneando al detectar y preservar detalles nítidos y suavizar la imagen al mismo tiempo. Con cada iteración se ajustan estos resultados para el examen en particular, equilibrando la relación entre la reducción de la magnitud del ruido y la preservación de la resolución espacial. Las iteraciones continúan hasta que se logra un nivel predefinido de ruido aceptable. Finalmente, se aplica una combinación ponderada a la reconstrucción original y a la salida de este proceso iterativo para obtener la imagen final.^(32,33)

En resumen, con el uso de este tipo de reconstrucción, el ruido de la imagen puede reducirse mientras que la resolución espacial y los bordes estructurales se conservan. Este algoritmo iterativo permite que la exploración se realice en dosis más bajas al permitir adquirir con niveles de ruidos más elevados que luego serán reducidos por el procesamiento descrito. Con la inclusión de este tipo de procesamiento, la exposición a la radiación se reduce hasta en un 75% en comparación con un escaneo realizado con la reconstrucción tradicional de retroproyección filtrada (FBP). Incluso puede ser más dependiendo de las regiones anatómicas y del peso corporal y la altura del paciente (índice de masa corporal, IMC). Los pacientes con un IMC bajo pueden beneficiarse al reducir el voltaje del tubo de 120 kV a 100 kV o incluso 80 kV.

²⁶ Extraída de "AIDR 3D: Reduces Dose and Simultaneously Improves Image Quality, R. Irwan"

3.12 EFECTOS DEL VOLTAJE DEL TUBO EN LA DOSIS IMPARTIDA

De los principales parámetros de la TC mencionados que afectan la dosis, uno de los más importantes (y simples de modificar) es la tensión aplicada al tubo.

El voltaje aplicado a través del tubo es el responsable de acelerar los electrones desde el cátodo hacia el ánodo. Por lo tanto, determina la energía del haz de rayos X. Los valores disponibles en los equipos de tomografía varían entre 80 y 140 kV, siendo 120Kv el potencial más utilizado. Como se mencionó anteriormente (capítulo 3.3.1), se acepta que la salida de radiación es proporcional al cuadrado del voltaje del tubo de rayos X, mientras que mantiene una relación lineal respecto a la corriente aplicada en el tubo. De modo que incluso pequeñas disminuciones en el voltaje pueden dar como resultado reducciones sustanciales de la dosis de radiación ya que si los demás parámetros se mantienen constantes, un potencial de tubo más bajo resultará en un menor flujo de fotones y por ende, una menor dosis de radiación administrada. Reducir el voltaje del tubo de 120 kV a 100 kV da como resultado una reducción de la dosis del 33%, mientras que si se pasa de 120 kV a 80 kV la reducción de la dosis es del 65%.⁽²⁰⁾

Además, a medida que se reduce el voltaje del tubo aplicado, la energía promedio del fotón (en kiloelectronvolt) disminuye y se aproxima al valor en el que se produce la máxima absorción para el yodo (33,2 keV). Entonces, cuando se utiliza este material de contraste, la disminución del kVp va a provocar que haya una mayor atenuación del haz de rayos X, y por lo tanto, una mejora del contraste en la imagen. En los resultados de un experimento⁽²¹⁾, se mostró que, en promedio, la atenuación del yodo en una exploración con 80 KV aumentó en un 70% y 100% en comparación con otra exploración de 120 kV y 140 kV, respectivamente. Entonces, usar el voltaje del tubo bajo en exámenes de TC contrastados puede permitir disminuir el volumen de material de contraste inyectado. Por ejemplo, se ha informado que las tomografías computadas abdominales con voltaje de tubo reducido permiten una reducción del 40% en la dosis de material de contraste intravenoso y una reducción del 20% en la dosis de radiación al tiempo que proporcionan imágenes diagnósticamente aceptables en pacientes con disfunción renal.^(20,22)

3.13 DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA

Tanto en la práctica de TC como en otras técnicas convencionales, no es posible medir directamente la dosis efectiva para un paciente en particular ya que habría que colocar detectores en el interior de los órganos del cuerpo humano. Por ello, se han desarrollado índices de dosis que son modelos simplificados (basados en aproximaciones idealizadas de la anatomía) para poder calcular la dosis efectiva (entre otras magnitudes dosimétricas) a partir de medidas externas o sobre fantomas.

Estos índices no son dosis a los pacientes relacionadas directamente con el riesgo individual, sino que son indicadores de dosis que sirven para caracterizar la exposición a la radiación, con el fin de poder comparar los procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Actualmente, la *International Electrotechnical Commission* (IEC) establece que los equipos de TC deben proporcionar dos cantidades dosimétricas al final de cada escaneo, llamados $CTDI_{vol}$ y DLP.^(12,14) El presente trabajo se centra en la información de estos parámetros suministrada por los equipos utilizados en el establecimiento.

3.13.1 Índice de dosis de tomografía computada (CTDI)

Es la medida estándar de dosis en TC, pero tiene varios índices derivados. Si se considera un único corte de TC, el haz incide sobre una zona muy fina de tejido. La divergencia del haz, la atenuación en el tejido y la dispersión de los rayos x provocarán que la distribución de la dosis sobre el eje longitudinal del paciente (eje z) abarque sectores fuera del espesor seleccionado (Figura 3.27).

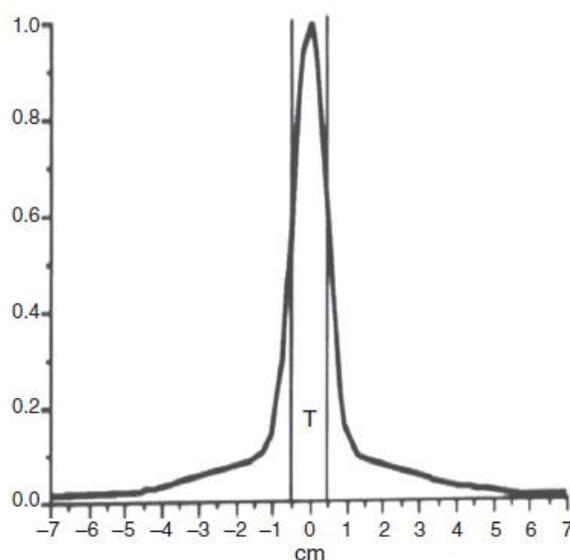


Figura 3.27 - Perfil de un haz de rayos x en un corte de tomografía computada.²⁷

²⁷ Extraída de "Dosimetría en Tomografía Computada, D. Andisco"

El Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI, *Computed Tomography Dose Index*) ha sido definido como:

$$\text{CTDI} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot dz \quad \text{Ecuación 3.6}$$

donde, $D(z)$ es la dosis en función de la posición “z” para un corte único en el plano x-y; T es igual al producto en el espesor nominal de corte por el número de cortes (imágenes) adquiridas por rotación. De forma simplificada se puede considerar a T como el ancho del haz de rayos X.

Para medir la dosis $D(z)$, se utiliza una cámara de ionización tipo lápiz (Figura 3.28) colocado en el interior de un fantoma, en posición paralela al eje z de barrido del equipo, y se efectúa un corte por el plano que pasa por el centro de la cámara. Así, la cámara recibe una carga correspondiente a una irradiación parcial y, por lo tanto, la lectura incluye no sólo el componente de radiación directa que llega a la zona central, sino también los componentes de radiación dispersa que llegan de ambos lados (colas).⁽¹⁴⁾



Figura 3.28 - Cámara de ionización tipo lápiz.²⁸

Como no es posible medir el perfil de dosis en un intervalo infinito, se estableció un intervalo de integración entre -50 y +50mm, en relación con el plano de corte. Esto se ha definido así porque las cámaras de ionización tipo lápiz utilizadas para medir la dosis suelen ser de 100mm de longitud. Entonces, la ionización detectada por la cámara en toda su longitud puede expresarse ahora de manera más simplificada como:

²⁸ Extraída de “Dosimetría en Tomografía Computada, D. Andisco”

$$CTDI_{100} = \frac{100\text{mm}}{T} \times Dr \quad \text{Ecuación 3.7}$$

En la cual, Dr es la lectura de la cámara de ionización y T es el ancho del haz de radiación, siendo el subíndice 100 la referencia que indica la integración en 100mm del cálculo. La unidad utilizada para el CTDI es el miliGray (mGy), que es igual a la de la lectura del dosímetro.

El CTDI puede calcularse tanto en aire como en el interior de un fantoma cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA), el cual suelen tener una longitud de entre 16 y 20 cm, y diámetros de 16 (para representar una cabeza) o 32 cm (para representar un cuerpo estándar). Dichos fantomas primeramente poseían un alojamiento central para la cámara lápiz y luego se le agregaron cuatro alojamientos periféricos, perforados a 1 cm de la superficie exterior del cilindro y situados a 90° entre sí (Figura 3.29).

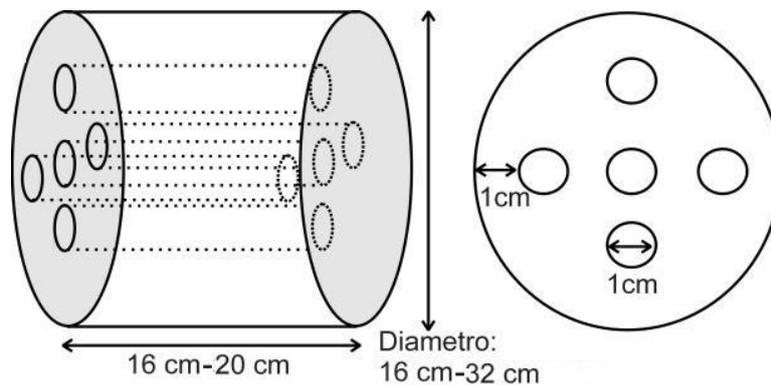


Figura 3.29 - Esquema del fantoma de PMMA para la medición del CTDI.²⁹

Así surgió el Índice de Dosis en Tomografía Ponderado, en el cual las medidas deben realizarse tanto en el centro como en la periferia del fantoma, y se define como:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3} (CTDI_{100,centro} + 2 \cdot CTDI_{100,perif}) \quad \text{Ecuación 3.8}$$

Luego, para estimar la dosis aplicada en cada protocolo específico de tomografía axial, se ha definido una magnitud denominada Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDI_{vol}$), cuya expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot T}{l} \times CTDI_w \quad \text{Ecuación 3.9}$$

donde, N es el número de cortes axiales a realizar, T es el espesor de corte (en mm) e l es el avance de la camilla entre cortes. La unidad para este índice sigue siendo el mGy.

Finalmente, con la incorporación de la tomografía computada helicoidal, se

²⁹ Extraída de "Dosimetría en Tomografía Computada, D. Andisco"

incluyó en consideración el pitch, el cual describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla. Entonces, la Ecuación 3.14 pasó a ser expresada como:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \quad \text{Ecuación 3.10}$$

La Figura 3.30 muestra la representación de la radiación atribuible a cada definición de CTDI. Cabe aclarar que el $CTDI_w$ representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el $CTDI_{vol}$ establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-y-z. Al tener en cuenta la información del pitch, el $CTDI_{vol}$ es el más apropiado para utilizarlo como indicador de dosis para un protocolo específico.^(14,16)

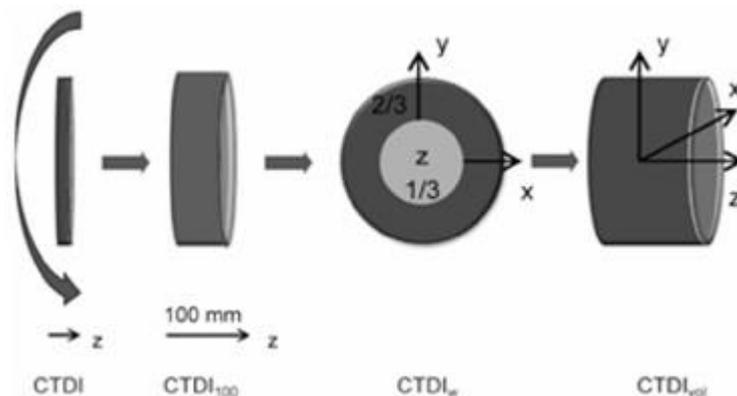


Figura 3.30 - Representación de la radiación atribuible a los distintos CTDI definidos.³⁰

3.13.2 Producto dosis-longitud (DLP)

Si bien el $CTDI_{vol}$ es un indicador de dosis útil, no es suficiente para poder establecer una estimación del riesgo al que se somete el paciente cuando se realiza el examen. Por esto, se ha establecido el Producto Dosis-Longitud (DLP: *Dose-Length Product*) que se define, para una exploración completa helicoidal, según la ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{w,i} \cdot e_i \cdot I_i \cdot t_i \quad \text{Ecuación 3.11}$$

En la cual, el índice i indica que la suma se realiza sobre todas las series helicoidales, multiplicando en cada una de ellas el $CTDI_w$ por el espesor nominal de corte e_i , la corriente del tubo en mA (I_i), y el tiempo total de adquisición de la serie, en segundos (t_i). De manera práctica, la Ecuación 3.16 se reemplaza por una simplificación dada por:

³⁰ Extraída de "Métodos de estimación de dosis a pacientes de tomografía computada, D. Granados"

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad \text{Ecuación 3.12}$$

donde L es la longitud escaneada a lo largo del eje z del paciente. La unidad del DLP es el miligray por centímetro (mGy.cm).^(11,14)

La ventaja de esta magnitud respecto al $CTDI_{vol}$ es que el DLP refleja el total de energía que se le imparte al paciente en una adquisición completa. Por ejemplo, una exploración de abdomen puede tener el mismo $CTDI_{vol}$ que una exploración de abdomen-pelvis, pero este último tendrá un valor superior de DLP, proporcional a la mayor extensión longitudinal del escaneo.

Sin embargo, el DLP no tiene en cuenta qué tipo de órgano, o qué tipo de paciente es expuesto a la radiación, por lo que es necesario establecer una relación entre este valor y la dosis efectiva, para poder finalmente estimar el riesgo.

3.13.3 Dosis efectiva en tomografía computada

La dosis efectiva (E) resulta el indicador más conveniente para cuantificar los efectos estocásticos de la radiación en TC, ya que tiene en cuenta la combinación de la dosis en diferentes órganos como consecuencia de una irradiación.

La dosis efectiva debido a un examen de tomografía puede calcularse a partir del DLP para regiones típicas del cuerpo teniendo en cuenta un factor de conversión obtenido de una dosis efectiva normalizada^(14,16), utilizando la siguiente fórmula:

$$E = DLP \times E_{DLP} \quad \text{Ecuación 3.13}$$

donde E representa la dosis efectiva expresada en milisievert (mSv), DLP es el producto dosis-longitud expresado en mGy.cm y E_{DLP} , es la dosis efectiva normalizada expresada en $mSv \cdot mGy \cdot cm^{-1}$ en una región específica. Los valores de E_{DLP} para diferentes regiones anatómicas se muestran en la Tabla 3.4 y la Tabla 3.5.^(7,16)

Cabe destacar que dichos valores son empíricos y han sido establecidos como resultado de numerosas mediciones en un rango de edades muy variable y simulaciones informáticas, por lo que no deberían ser utilizados para un estudio individual de cada paciente. Éstos, solo se utilizan como referencia para la confrontación entre protocolos o estudios dosimétricos obtenidos en diferentes equipos, o bien para el cotejo con niveles de referencia, lo cual es el objetivo principal del presente trabajo.

Región anatómica	Dosis Efectiva Normalizada $E_{DLP}(\text{mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1})$
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen-Pelvis	0,015
Abdomen	0,019

Tabla 3.4 - Valores de Dosis Efectiva Normalizada para adultos.⁽⁵⁾

Región anatómica	Dosis Efectiva Normalizada $E_{DLP}(\text{mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1})$			
	0 años	1 año	5 años	10 años
Cabeza	0,011	0,0067	0,004	0,0032
Cuello	0,017	0,012	0,011	0,0079
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013
Abdomen-Pelvis	0,049	0,03	0,020	0,015

Tabla 3.5 - Valores de Dosis Efectiva Normalizada para niños.⁽⁵⁾

3.14 EL DESCRIPTOR B.E.R.T.

El descriptor BERT (Background Equivalent Radiation Time) fue propuesto por primera vez por el Dr. John Cameron de la Universidad de Wisconsin en Estados Unidos. Debido a la naturaleza compleja de las mediciones científicas para los niveles de radiación, este descriptor fue pensado para el público en general incorporando términos que pueden ser entendidos fácilmente, sin la complejidad de unidades científicas, terminología y/o conceptos.⁽¹⁷⁾

Este descriptor tiene en cuenta la radiación natural de fondo a la que cada día está expuesta toda la población, de las sustancias radiactivas naturales del aire, del suelo y del entorno que la rodea. Aunque la cantidad de radiación varía con la altitud y la localización, la radiación natural de fondo anual en Córdoba es aproximadamente 2,4 mSv.⁽²²⁾ Por lo tanto, la cantidad de radiación recibida de un procedimiento radiológico puede expresarse en términos de un cierto número de días, meses o años de radiación natural de fondo. En la Tabla 3.6 se muestran algunos ejemplos de los valores de BERT correspondientes a distintos tipos de estudios con rayos X y diferentes regiones anatómicas.

Tipo de Examen		BERT (años)
CT	Cerebro	0,47 - 0,6
	Tórax	2 - 3,3
Radiografía	Tórax (posteroanterior)	0,018 - 0,053
	Abdomen	0,27 - 0,37
Mamografía	Glándula promedio	0,04 - 0,06
Fluoroscopia	Gastrointestinal superior	1,2 - 3
Angiografía	Coronaria	4,7 - 8

Tabla 3.6 - Valores del descriptor BERT según el tipo de examen y la región anatómica.⁽¹⁷⁾

3.15 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Como se mencionó anteriormente, todas las personas están expuestas a radiaciones ionizantes ya sea proveniente de fuentes naturales o artificiales. Sin embargo, no todas las situaciones de exposición son iguales. La ICRP ha definido distintos tipos de categorías de exposición a las radiaciones ionizantes. De ellas se destacan la *exposición ocupacional*, debida a la exposición a radiaciones como parte del trabajo; la *exposición del público*, debida a fuentes naturales en mayor medida; y la *exposición médica*, que ocurre en procedimientos de diagnóstico, intervencionistas y terapéuticos.

Además, también se han definido tres principios de protección radiológica aplicables a dichas situaciones de exposición.^(1,9) Estos son:

-Principio de Justificación: se refiere a que cualquier práctica que implique una exposición a la radiación debe realizarse sólo si ésta produce un beneficio al individuo expuesto o a la sociedad suficiente como para compensar el perjuicio producido por la radiación.

-Principio de la Optimización de la Protección: establece que la probabilidad de incurrir en exposiciones, el número de personas expuestas, y la magnitud de las dosis individuales deben mantenerse tan bajas como sea posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales. Y a su vez, que permita obtener una calidad de imagen suficiente para obtener la información diagnóstica deseada.

-Principio de aplicación de Límites de Dosis: cuando la exposición es planificada, la dosis total de cualquier individuo no debe ser mayor que los límites pertinentes recomendados por la ICRP o por la autoridad reguladora correspondiente.

De lo mencionado anteriormente, el presente trabajo hace énfasis en la exposición médica y en el principio de optimización. La característica principal de la exposición médica es que es intencional y busca el beneficio del paciente por sobre el daño que puede producir. Para ella, no se suelen establecer límites ni restricciones de dosis para pacientes individuales ya que puede llevar a una disminución en la eficacia del procedimiento y no lograr el beneficio esperado. Por lo tanto, se prioriza la justificación del procedimiento, la optimización de la protección y la utilización de niveles de referencia para los procedimientos diagnósticos.

3.16 NIVELES DIAGNÓSTICOS DE REFERENCIA

Las propuesta de establecer Niveles Diagnósticos de Referencia (DRL, *Diagnostic Reference Levels*) surgió de la evidencia, a través de encuestas hospitalarias en diferentes regiones, de que para obtener un mismo objetivo de diagnóstico se recibían dosis muy variadas que diferían hasta diez veces en algunos casos.⁽²⁹⁾ La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) fue la primera en proponer el establecimiento de DRL en un documento en 1996 (ICRP 73). A partir de esta recomendación varias asociaciones y organismos de la Comunidad Europea y de los Estados Unidos evaluaron la situación y establecieron los primeros valores para las técnicas de radiodiagnóstico más frecuentes.

Según la ICRP los DRL representan el nivel de dosis por encima del cual se considera inadecuado aceptar que se produzcan exposiciones a la radiación.^(9,27) Es decir que no son un requisito regulatorio ni un límite, sino que representan valores alcanzables que es conveniente lograr para mejorar la protección del paciente dado que no deberían afectar la calidad de la imagen.

Por otro lado, los DRL son aplicables en aquellos casos en que los objetivos de diagnóstico, las características del paciente y de la técnica son efectivamente comparables con las condiciones en que se estableció el nivel de referencia. Por ejemplo, el valor de DRL de un protocolo de tórax para tuberculosis no es comparable con el valor de un examen de tórax para cáncer de pulmón. Por esta razón es muy importante definir el objetivo diagnóstico, las partes anatómicas involucradas, la técnica a utilizar, el equipamiento y sus condiciones de trabajo.⁽³⁰⁾

La situación ideal que se busca con la aplicación de este parámetro consiste en que cada centro de CT determine sus propios niveles de dosis (CTDIvol y DLP) para cada tipo de examen, utilizando los valores observados en muestras representativas de cada grupo de pacientes (adultos y niños de diferentes tamaños). Estos valores al ser comparados con los DRL nacionales o internacionales permitirían identificar los procedimientos que sobrepasen las recomendaciones. Los cuáles deberían ser investigados y justificados u optimizados introduciendo los cambios adecuados, con el fin de mejorar la protección radiológica de los pacientes.

Finalmente, con el fin de mantener la eficacia de los DRL, éstos se deberían revisar y actualizar periódicamente basándose en resultados de estudios actualizados que reflejen los cambios en la práctica y en la tecnología.

4 MATERIALES Y MÉTODOS

El servicio de tomografía analizado cuenta con dos tomógrafos de la marca Toshiba, cuyos modelos son Aquilion 64 y Aquilion Lightning. En el 2017 se realizaron 21.875 estudios de tomografía, de los cuales los tres protocolos más utilizados fueron Cerebro Simple (12%), Abdomen y Pelvis con Contraste (15%) y Tórax Simple (13%). Por lo tanto, se tuvieron en cuenta los protocolos mencionados para la determinación de los DRL locales.

4.1 CONSTRUCCIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA LOCALES

La Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés, International Atomic Energy Agency) propone una serie de pasos para el cálculo y análisis de los DRL locales en tomografía⁽²⁸⁾, las cuales fueron la base para la realización de este trabajo:

1. Registrar las lecturas de $CTDI_{vol}$ y DLP en muestras de al menos 10 pacientes típicos, sometidos a exploraciones de CT con indicaciones clínicas comunes.
2. Calcular el percentil 75 de los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP para cada tipo de examen, éstos serán los DRL locales.
3. Comparar los DRL locales con valores publicados para prácticas similares con el fin de proporcionar una indicación general del desempeño relativo y del grado de urgencia con que se debe mejorar la técnica de escaneo.
4. Si los valores se hallan por debajo de un DRL recomendado nacional o internacionalmente esto no significa que el desempeño sea satisfactorio. Siempre se deben revisar las técnicas de exploración para identificar formas de reducir la dosis sin comprometer el objetivo clínico del examen.
5. Si los valores se encuentran por encima de un DRL recomendado, existe una necesidad más urgente de investigar si con cambios de los parámetros de exploración utilizados en un examen se pueden reducir los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP conservando la información clínica necesaria. Por ejemplo, algunos de esos parámetros pueden ser la tensión y la corriente del tubo, el tiempo de rotación, la colimación, entre otros.
6. Volver a evaluar los niveles de dosis una vez modificada la técnica de CT a fin de comprobar la optimización realizada.

Entonces, primeramente para cada protocolo se relevaron los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP obtenidos en los registros de cada equipo durante tres semanas. Los valores mostrados de $CTDI_{vol}$ y DLP de estos equipos se basan en la especificación de IEC 60601-2-44.

Para el protocolo de cerebro se tuvieron en cuenta los estudios cuya indicación clínica era por cefalea, migrañas o dolores de cabeza crónicos. Por otro lado, para el protocolo de tórax se registraron los datos de exámenes para diagnosticar la presencia de nódulos pulmonares. Mientras que la presencia de cáncer ya sea de ovarios en las mujeres, de próstata en los hombres, o bien de colon fue la indicación clínica de interés para los estudios de abdomen y pelvis.

Se establecieron los DRL para cada protocolo por equipo. Luego se determinó el DRL local, es decir, aquel que tiene en cuenta ambos equipos y que representa el nivel de referencia para el servicio de tomografía del establecimiento. Esto se realizó unificando los datos obtenidos de cada equipo en una sola base de datos y luego se siguió el procedimiento mencionado anteriormente. Los valores obtenidos de $CTDI_{vol}$, DLP locales se compararon con los valores de referencia publicados en países de la Unión Europea. Posteriormente se seleccionó el protocolo de Abdomen y Pelvis con contraste para analizar una posible optimización del mismo y lograr disminuir la dosis.

4.2 OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO

Una vez conocido los valores de índices de dosis, se decidió junto con el equipo médico analizar una forma de optimizar el protocolo de Abdomen y Pelvis por ser el más frecuente. Se procedió al rediseño del protocolo mencionado para ser aplicado a personas de contextura media (cuyo índice de masa corporal sea entre 20 y 25). Una vez definida la técnica optimizada se obtuvieron imágenes para validar la elección del nuevo protocolo por parte del grupo médico. Para la aprobación final se han considerado los aspectos de diferenciación médica anatómica habituales.

Las modificaciones que se realizaron al protocolo fueron principalmente dos. Por un lado, la disminución del voltaje de 120 a 100 kV, lo cual permite reducir sustancialmente la dosis a la vez que resalta el material de contraste, como se explicó en el capítulo 3.12. Por otro lado, se cambió el arreglo de detectores, el cual era de 1x32 en el protocolo original y se modificó a 2x16. Esto significa que ahora la matriz de detectores está formada por 16 hileras de 2 mm de ancho, lo que admite una disminución adicional de la dosis en el paciente al permitir reducir el mA sin afectar el ruido de la imagen ni la resolución del contraste, ya que la misma anchura del haz es representada con filas de píxeles combinadas. El aspecto negativo de este cambio es un aumento del espesor de corte ya que como se observa en la Figura 4.1 el detector pasa a ser más grueso.⁽²⁾

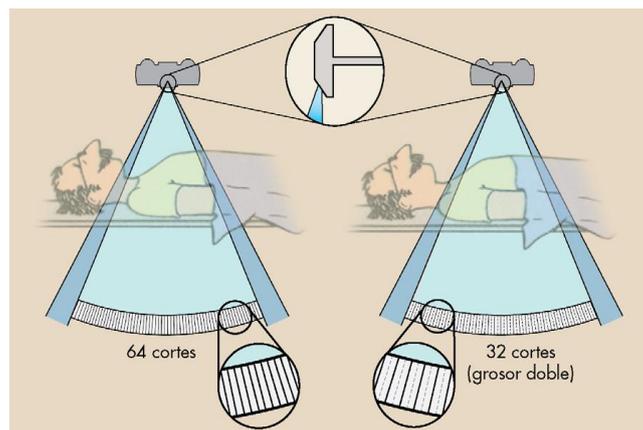


Figura 4.1 Cambio en la matriz de detectores.³¹

³¹ Extraída de "Manual de Radiología para Técnicos, S.G. Bushong"

4.3 VALIDACIÓN DEL PROTOCOLO OPTIMIZADO

Para evaluar de manera objetiva el nuevo protocolo se deben realizar las mediciones de los parámetros de calidad de imagen mencionados en el Capítulo 3.9 (resolución espacial, contraste y nivel de ruido), como así también la medición del CTDivol utilizando el fantoma de PMMA y el dosímetro tipo lápiz, según lo descrito en el Capítulo 3.13. Para este trabajo sólo fue posible la medición del nivel de ruido, ya que no fue posible realizar el resto de las mediciones porque no se logró disponer del equipamiento necesario para las mismas (fantomas, dosímetros).

Sin embargo, luego de la medición del nivel de ruido, la opinión del equipo médico que realiza el diagnóstico utilizando las imágenes obtenidas por tomografía fue la que determinó si se aceptaba el protocolo.

4.3.1 Medición del nivel de Ruido.

Para la obtención del valor de ruido se llevó a cabo el procedimiento según indica el manual de mantenimiento del equipo y bajo la supervisión del personal de bioingeniería del Instituto Oulton.

Se colocó un fantoma de agua y se aplicó el protocolo optimizado cinco veces consecutivas. Posteriormente, en la estación de trabajo, se utilizó una “Región de Interés” (ROI) ubicada aproximadamente en el centro de cada imagen para registrar la desviación estándar del número CT (o Unidad Hounsfield) de la región definida en dicha zona. El promedio de los valores registrados debe estar dentro del rango de referencia aceptable.

5 RESULTADOS

La Tabla 5.1 detalla los resultados obtenidos para los exámenes investigados, tanto en $CTDI_{vol}$, como en DLP. En el Anexo II se encuentran los datos recopilados de cada equipo para cada protocolo.

Protocolo	Aquilion 64		Aquilion Lightning 16		DRL Local	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
Cerebro Simple	68	1508	62	1266	68	1500
Torax	30	924	10	366	22	635
Abdomen y Pelvis	25	1169	10	424	19	909

Tabla 5.1 - Valores diagnósticos de referencia locales.

Se observa una marcada diferencia los valores entre ambos equipos, sobretodo en los protocolos de tórax y de abdomen y pelvis contrastado donde la diferencia en el DLP es de un 60% y un 64% respectivamente. Esto radica principalmente en que el Aquilion Lightning 16, considerado de “baja dosis”, utiliza la reconstrucción iterativa para la formación de imágenes, la cual le permite obtenerlas mediante adquisiciones con nivel de ruido más elevado, y por ende con menos dosis.

Por otro lado, al no existir variaciones significantes en la estructura del cráneo y demás órganos internos de la cabeza entre las personas, los valores de kV y la modulación de mA suelen ser muy similares en los protocolos cerebrales de los distintos equipos. Esto explica la menor diferencia en los valores de CTDI y DLP, un 8% y un 16% respectivamente, para el protocolo de Cerebro en ambos tomógrafos.

La dosis efectiva, según la Ecuación 3.18, para cada protocolo resulta ser:

	DLP	E_{DLP}	E [mSv]
Cerebro	1500	0,0023	3,45
Tórax	635	0,017	10,80
Abdomen y Pelvis	909	0,015	13,64

Tabla 5.2 - Dosis efectiva de los protocolos analizados.

Por lo tanto, de acuerdo con lo comentado en el capítulo 3.14 sobre el descriptor BERT, cuando una persona se realiza un examen de cerebro la radiación es equivalente a 1 año, 5 meses y 15 días de radiación natural. Para la tomografía de tórax

es equivalente a 4 años y 6 meses, mientras que para el examen de abdomen y pelvis es de 5 años, 3 meses y 7 días de radiación natural.

5.1 COMPARACIÓN DE LOS DRL LOCAL CON DRL INTERNACIONALES

Los países europeos mencionados en la Tabla 5.3 llevan varios años trabajando en la utilización de los DRL para la optimización de la dosis. Por lo que resulta esperable que los DRL locales se encuentren por encima de los niveles recomendados. Sin embargo, esta situación revela que es necesario considerar la optimización de dosis en los protocolos de tomografía para poder ofrecer un mejor servicio al paciente en cuestión de protección radiológica.

Protocolo	Oulton 2017		Inglaterra 2011		EC 2014	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
Cerebro Simple	68	1500	60	1000	60	1000
Torax	22	635	12	350	10	400
Abdomen y Pelvis	19	909	15	745	-	-

Protocolo	Alemania 2010		Suiza 2010		Irlanda 2010	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
Cerebro Simple	60	950	60	1000	58	950
Torax	12	400	10	400	9	390
Abdomen y Pelvis	-	-	-	-	12	600

Tabla 5.3 - DRL locales e internacionales. EC = Comisión Europea.

5.2 DRL LOCALES LUEGO DE LA OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO

Luego de realizar las modificaciones especificadas en el Capítulo 4.2, se prosiguió con la implementación del protocolo optimizado para abdomen y pelvis con contraste. Se repitió el procedimiento para obtener los niveles de referencia de dosis “optimizados”, según lo mencionado en el capítulo 4.1. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 5.1, en la que se visualiza la disminución lograda en los parámetros analizados respecto al protocolo original. Los valores optimizados fueron 15 mGy y 653 mGy.cm para el CTDI_{vol} y DLP respectivamente, lo que representa una reducción de la dosis, del 40% para el CTDI_{vol} y del 44% para el DLP.

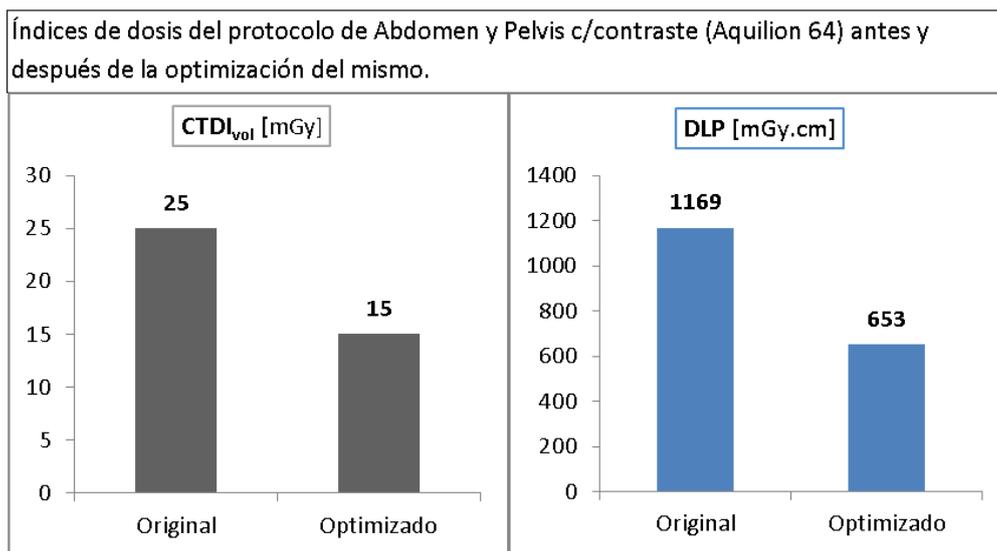


Figura 5.1 - Índices de dosis optimizados.

Al tener nuevos valores de CTDI y DLP para el tomógrafo Aquilion 64, estos deben tenerse en cuenta para actualizar el DRL del protocolo en cuestión. La Figura 5.2 muestra la variación del DRL local obtenido introduciendo la técnica de Abdomen y Pelvis con contraste optimizada.

DRL Local - Protocolo de Abdomen y Pelvis c/contraste

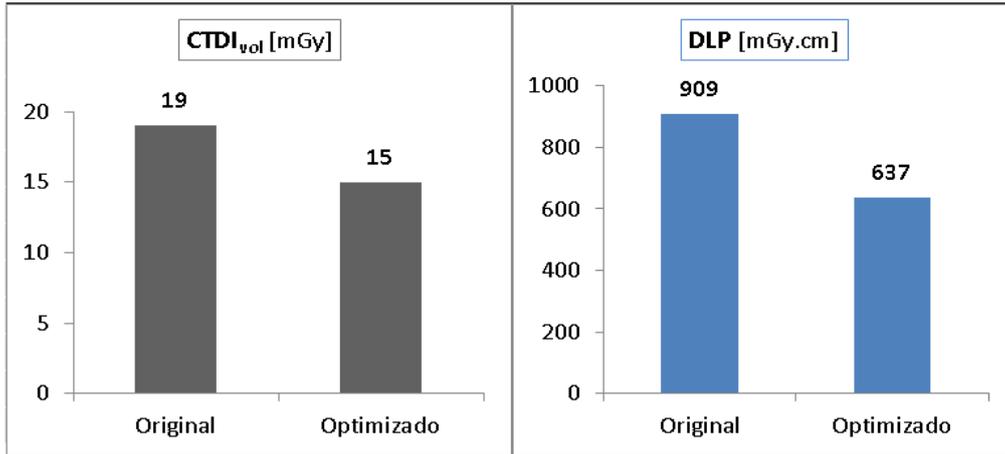


Figura 5.2 - DRL local luego de la optimización del protocolo de Abdomen y Pelvis.

Si bien estos nuevos valores todavía se mantienen por encima de los niveles recomendados por algunos países europeos (Irlanda 2010), muestran una disminución del 21% en el parámetro CTDI_{vol} y del 30% del DLP, lo cual puede considerarse muy significativa ya que los cambios introducidos para lograr la optimización no fueron de elevada complejidad.

5.3 NIVEL DE RUIDO DEL PROTOCOLO OPTIMIZADO

La Figura 5.3 muestra la imagen y la ROI utilizada para medir el nivel de ruido. El promedio de las mediciones se expone en la Tabla 5.4. Los valores obtenidos se encuentran dentro del rango aceptable de referencia.

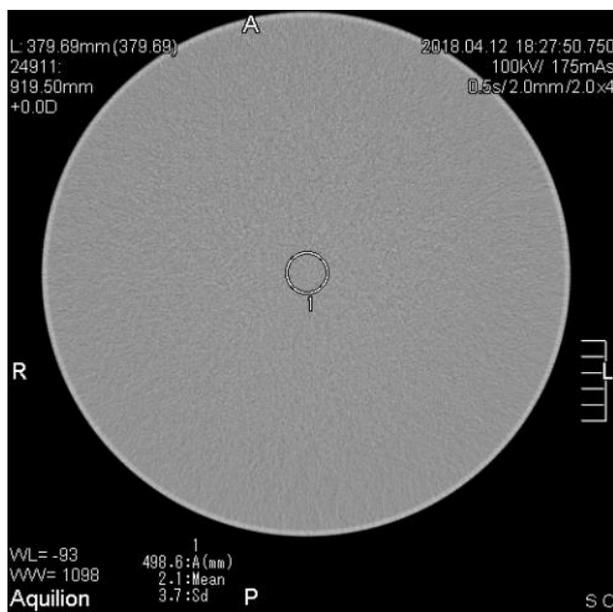


Figura 5.3 - Región de interés (ROI) tomada para la medición del ruido.

	Medición	Referencia
Número CT	2.4	-3.0 a 3.0
Valor de SD	3.9	3.6 a 5.4

Tabla 5.4 - Datos obtenidos en la medición del ruido.
SD = Desviación Estándar.

Como se mencionó anteriormente, para la evaluación de la calidad diagnóstica de la imagen ante la disminución de la dosis, se ha considerado el valor del ruido de la imagen y se ha tenido en cuenta, con alto valor decisivo, la consideración de la experiencia del cuerpo médico correspondiente, que permitió finalmente la validación de las imágenes al considerarlas con una calidad suficiente para un diagnóstico adecuado.

5.4 IMÁGENES EJEMPLO

Finalmente, a modo de ejemplo, las siguientes figuras muestran imágenes obtenidas con el protocolo optimizado utilizadas para la validación del mismo, y también del protocolo original.

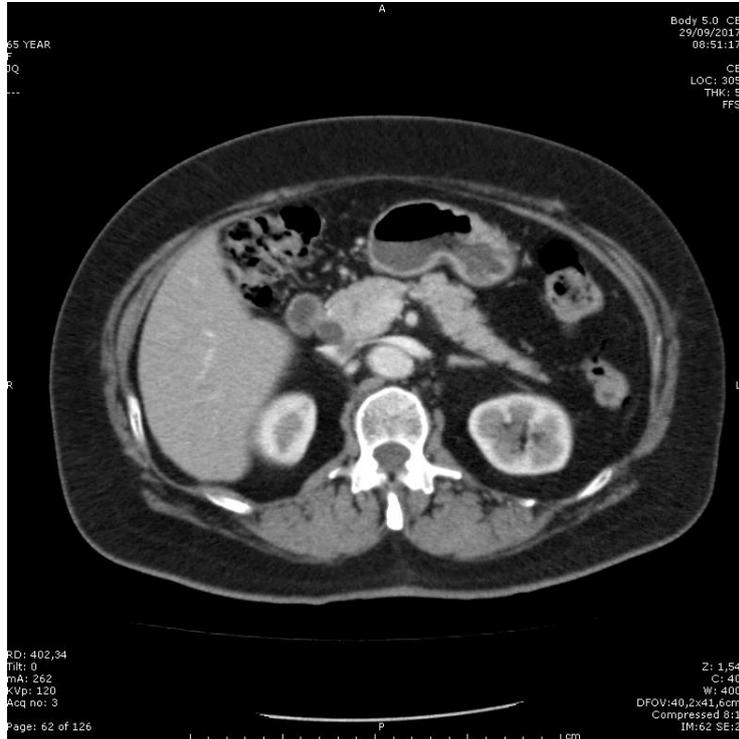


Figura 5.4 – Ejemplo 1: Protocolo habitual.
CTDIvol = 19,6 mGy; DLP = 1027,3 mGy.cm

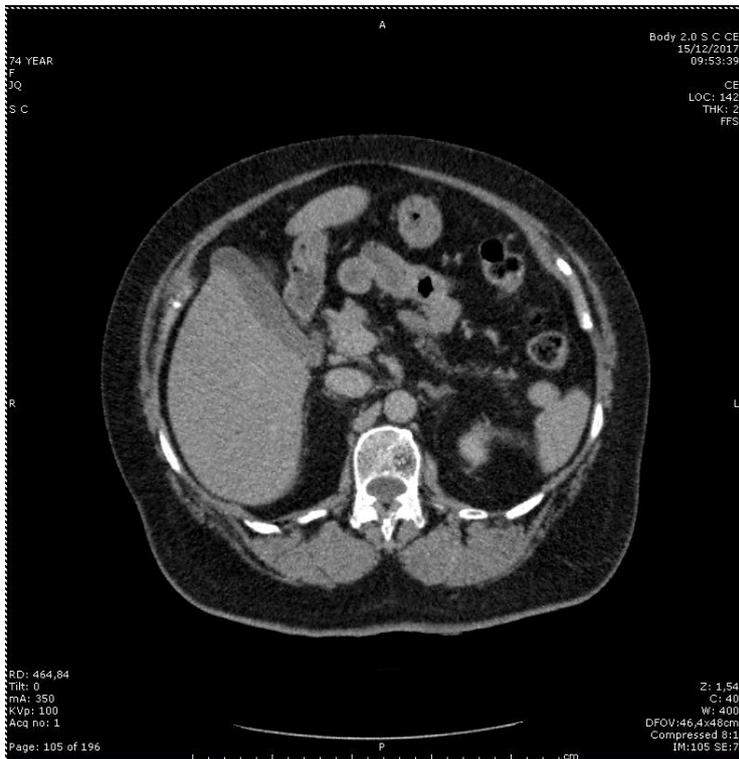


Figura 5.5 - Ejemplo 2: Protocolo optimizado.
CTDIvol = 14,5 mGy; DLP = 619 mGy.cm

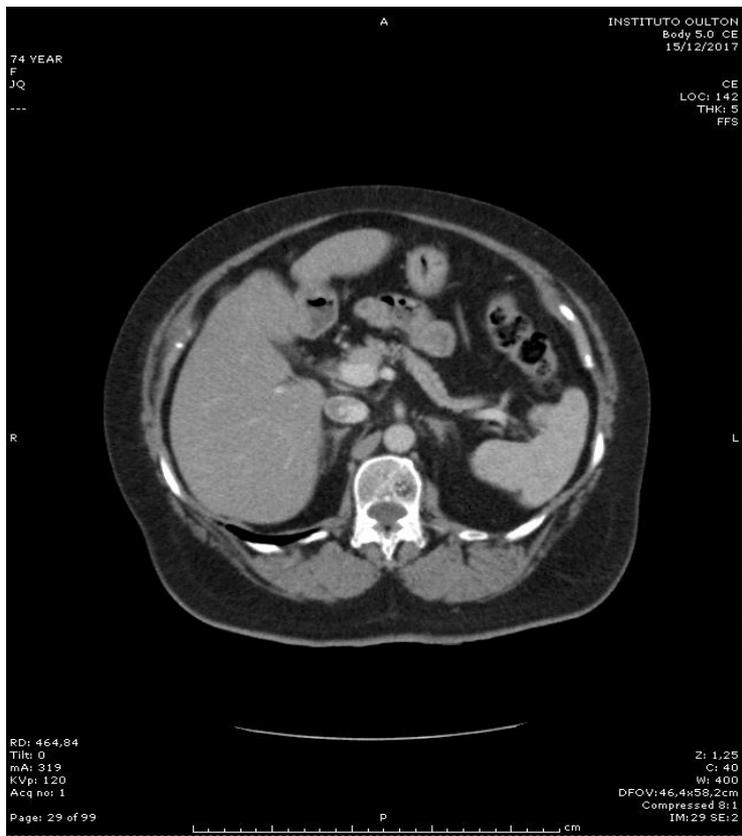


Figura 5.6 - Ejemplo 3: Protocolo habitual.
CTDIvol = 23,1 mGy; DLP = 819,2 mGy.cm

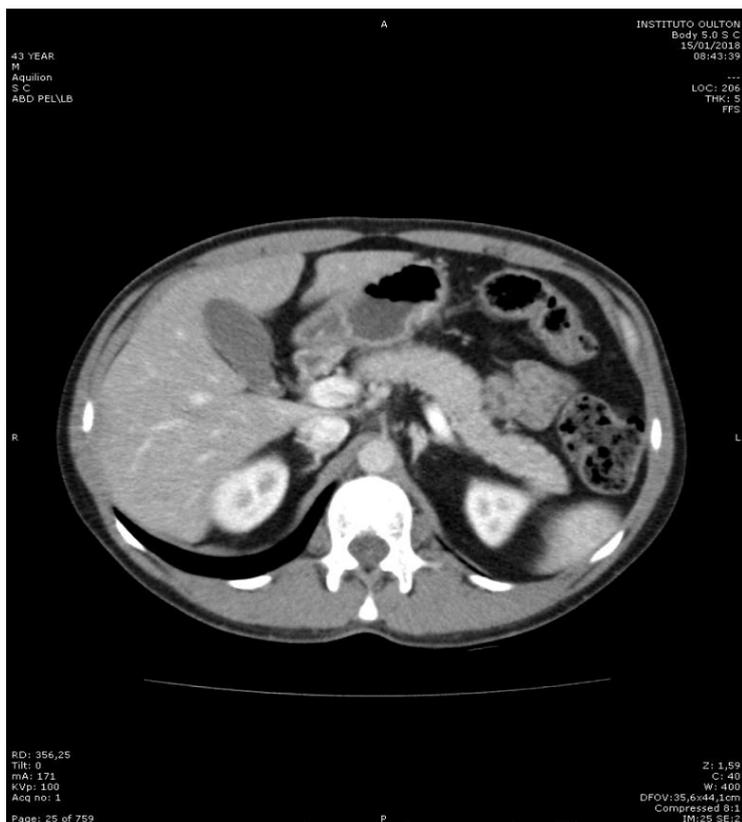


Figura 5.1 - Ejemplo 4: Protocolo optimizado.
CTDIvol = 13,3 mGy; DLP = 604,1 mGy.cm

6 CONCLUSIÓN

Considerando los objetivos planteados en el proyecto integrador se cumplió con la determinación de los niveles de referencia de dosis (DRL) para tres de los exámenes de TC más frecuentes en el Instituto Oulton. Se encontró una gran variación en las dosis impartida entre los dos equipos pertenecientes al instituto, lo que sugiere que existe un potencial considerable para la optimización de las prácticas de TC con el equipamiento disponible. A su vez, la comparación entre los DRL obtenidos con otros niveles europeos hizo dar cuenta de que existe trabajo por hacer para mejorar la protección radiológica del paciente en los servicios de diagnóstico que utilizan radiaciones ionizantes.

Todo estudio de diagnóstico por imágenes que utilice radiaciones ionizantes debe optimizarse de manera de obtener una imagen diagnóstica con la mínima radiación impartida al paciente. Para esta optimización, la disminución del kV es uno de los parámetros más directos pero no es el único, ya que también intervienen en la dosis efectiva del paciente la longitud escaneada, el valor del pitch en tomografía helicoidal, la distancia entre cortes en estudios axiales, el espesor del haz, etc. Para completar este tipo de trabajos de disminución de dosis en pacientes, se debe continuar trabajando en el diseño del estudio en lo que respecta a estos parámetros. Si bien en este trabajo no se han realizado mediciones de las dosis, la disminución de la tensión del tubo de rayos X permite bajar de manera rápida y directa la dosis impartida, siendo los demás parámetros modificables en función de cada estudio en particular o de cada paciente. Es, por lo tanto, digno de destacarse que solamente con una sencilla variación en un parámetro básico (kV) se logra una importante disminución de la dosis entregada, controlando que el ruido permanezca dentro de parámetros aceptables. En este sentido, el personal del Área de Tomografía quedó muy conforme con el desarrollo del trabajo y mostró gran entusiasmo en el empleo del protocolo optimizado de Abdomen y Pelvis con contraste.

Desde el punto de vista personal y profesional, durante el proceso de elaboración y ejecución del proyecto integrador se pudo volcar el aprendizaje adquirido a lo largo de la formación universitaria en Ingeniería Biomédica. A su vez se elaboraron nuevos conocimientos como consecuencia de la investigación, que se piensa serán de gran utilidad para la vida profesional de aquí en adelante.

6.1 TRABAJO A FUTURO

Es probable que gracias al continuo avance de la tecnología se logren imágenes de buena calidad utilizando menos radiación, pero para que esto se transforme en una herramienta para la protección radiológica del paciente, los centros que utilizan radiaciones ionizantes deben estar capacitados y comprometerse a aplicar el criterio ALARA empleando todos los recursos disponibles. A partir de esta idea, se desprende como proyecto a futuro determinar los DRL de cada institución de la provincia de Córdoba, como así también promover una reglamentación nacional que fomente el uso de los mismos, con el fin de establecer comparaciones a nivel local, provincial, nacional e internacional para identificar prácticas anómalas de radiodiagnóstico respecto a la optimización de dosis.

Finalmente, se recomienda un proceso de auditoría continua para optimizar la tomografía computarizada, que puede guiar al centro para continuar la adecuación de sus propios parámetros de exploración y también ayudar a evitar la administración de dosis innecesariamente altas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Robert N. Cherry. *Radiaciones Ionizantes*. Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo. Volumen II. 2001; 48.
2. Stewart C. Bushong. *Manual de Radiología para Técnicos*. 6ta edición. España. Harcourt.
3. International Commission on Radiological Protection. *The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, 1990.
4. National Council on Radiation Protection & Measurement. *Ionizing radiation exposure of the population in United States*. NCRP report No. 160, 136-138. 2009.
5. European Comission. *European guidance on Quality Criteria for Computed Tomography*. EUR 16262 EN; 1999.
6. International Atomic Energy Agency. *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for Safety of Radiation Sources*. Safety Series 115, IAEA, 1996.
7. A. Brosed. *Fundamentos de Física Médica Vol. 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. Ed. Sociedad Española de Física Medica (SEFM), 2011.
8. MKS Argentina. *Curso básico de radiofísica sanitaria*. 2005; 4:31-38.
9. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Recomendations International Commission on Radiological Protection*. Report 103, 2007.
10. D. Granados. *Métodos de estimación de dosis a pacientes en Tomografía Computada*. Trabajo final de grado en Física. Universidad de Valladolid, España.
11. D. Ubeda et al. *Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo*. Revista Chilena de Radiología. 2015; 21(3):94-99.
12. A. Calzado, J. Geleijns. *Tomografía Computada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones*. Revista Española de Física Médica. 2010;11(3):163-180.
13. M. A. de la Cruz. *Electrónica Aplicada en la Generación de Rayos X en Equipos de Tomografía Axial Computada*. Trabajo final de grado de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones. Universidad Veracruzana. 2009.
14. D. Andisco et al. *Dosimetría en tomografía computada*. Revista Argentina de Radiología. 2014; 78(3):156-160.
15. Menke J. *Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults*. Radiology. 2005; 236:565-71.
16. D. Cody. *The Measurement, Reporting and Management of radiation Dose in CT*. AAPM Report No. 96. 2008.
17. L. Nickoloff et al. *Radiation Dose Descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures*. RadioGraphics. 2008; 28:1439-1450.
18. J.C. Medina et al. *Exploraciones Radiológicas del Abdomen en TAC*. Ed. Fesitess Andalucía. 2011.
19. D. Andisco et al. *Optimización interdisciplinaria de Protocolos en Tomografía Computada a partir de la modificación del mA y del control del ruido en la imagen*. Revista Argentina de Radiología. 2010; 74(4):397-403.
20. R. K. Kaza et al. *Emerging Techniques for Dose Optimization in Abdominal CT*. RadioGraphics. 2014; 34:4-17.
21. L. Yo et al. *Optimal tube potential for radiation dose reduction in CT*. RadioGraphics. 2011;31(3):835-848.

22. D. Castro. *Efectos del voltaje de tubo en la dosis de radiación y calidad de imagen en fantoma de tomografía computada multicorte pediátrica*. Revista Chilena de Radiología. 2016; 22(1):20-26.
23. Germanier, A.; et. al. *Mapa Dosimétrico de Radiaciones Ionizantes Ambientales de la Ciudad de Córdoba, Argentina*. Trabajo final para la Maestría en Gestión de la Integración Regional y Centro de Información y Documentación Regional. Universidad Nacional de Córdoba.
24. R. Seyal et al. *CT of the Abdomen with Reduced Tube Voltage in Adults: A Practical Approach*. RadioGraphics. 2015; 35:1922-1939.
25. R. Miller et al. *Optimización de protocolo en tomografía computada pediátrica con control automático de exposición*. Imagen Diagnóstica. 2014; 5(1):10-16.
26. M. Salvadó et al. *Influencia de los cambios propuestos por la ICRP en los nuevos factores de ponderación para el cálculo de la dosis efectiva en exploraciones de CT*. Libro de publicaciones del 11° Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Terragona 2007.
27. S. J. Foley, M. F. McEntee. *Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland*. The British Journal of Radiology. 2012; 85:1390-1397.
28. IAEA. *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. IAEA Safety Series, Part 3. Vienna, 2014.
29. H. McCollough et al. *CT Dose Index and Patient Dose: They are not the same thing*. RSNA. 2011; 259(2):311-316.
30. R. E. Touzet. *El uso de "niveles de referencia" en el radiodiagnóstico médico*. Libro de presentaciones del 47° Congreso Argentino de Radiología, Diagnóstico por Imágenes y Terapia Radiante. Buenos Aires 2001.
31. Toshiba. *Manual de Utilización del escáner Toshiba Aquilion TSX-101A*. Toshiba Medical System Corporation.
32. R. Irwan et al. *AIDR 3D – Reduces Dose and simultaneously Improves Image Quality*. Toshiba Medical System Corporation.
33. Toshiba Medical System Corporation. *AIDR 3D. Integrated, Automated and Adaptive Dose Reduction*. 2012. www.edical.toshiba.com
34. A. Erin. *AIDR 3D Iterative Reconstruction: Integrated, Automated and Adaptive Dose Reduction*. 2012. www.medical.toshiba.com

ANEXO I

Los tomógrafos utilizados para la determinación de los niveles de referencia presentan ciertas diferencias técnicas, entre la que se destaca la tecnología de reconstrucción iterativa que posee el Aquilion Lightning 16. La cual le da una gran ventaja sobre al Aquilion 64 frente a la optimización de dosis. La tabla siguiente enumera algunas características técnicas de ambos equipos.

	Aquilion 64	Aquilion Lightning 16
Hileras de detectores	64	16
Tiempo de rotación mínima	0,5 segundos	0,5 segundos
Espesor de corte mínimo	0,5 mm	0,5 mm
Resolución espacial	8,20 lp/cm (MTF 50%) 10,96 lp/cm (MTF 10%)	8 lp/cm (MTF 50%) 14,5 lp/cm (MTF 2%)
Tensión del tubo	80-100-120-135 kV	80-100-120-135 kV
Corriente del tubo	10 mA a 450 mA	10 mA a 450 mA
Velocidad de reconstrucción	128 cortes/seg	15 imágenes/seg
Tipo de Reconstrucción	Retroproyección filtrada	Iterativa
Sistema de detectores	Detectores de estado sólido	Detectores de estado sólido

Tabla 6.1 - Características técnicas de los equipos de TC utilizados.

ANEXO II

En las tablas a continuación se muestran los datos de $CTDI_{vol}$ y DLP obtenidos a partir de los cuales se determinaron los índices de dosis de referencia para cada protocolo analizado.

CEREBRO SIMPLE				
Paciente	Edad	Equipo	$CTDI_{vol}$	DLP
1	53	Lightning	62,4	1141,2
2	59	Lightning	62,4	1148,9
3	50	Lightning	62,4	1172,4
4	45	Lightning	62,4	1172,4
5	42	Lightning	62,4	1172,4
6	52	Lightning	62,4	1172,4
7	48	Lightning	62,4	1198,3
8	58	Lightning	62,4	1200,2
9	43	Lightning	62,4	1203,5
10	47	Lightning	62,4	1203,5
11	59	Lightning	62,4	1203,5
12	57	Lightning	62,4	1203,5
13	42	Lightning	62,4	1203,5
14	49	Lightning	62,4	1210,4
15	58	Lightning	62,4	1234,8
16	48	Lightning	62,4	1234,8
17	51	Lightning	62,4	1234,8
18	56	Lightning	62,4	1234,8
19	59	Lightning	62,4	1266
20	43	Lightning	62,4	1266
21	48	Lightning	62,4	1266
22	53	Lightning	62,4	1287,7
23	44	Lightning	62,4	1297,1
24	48	Lightning	62,4	1297,1
25	54	Lightning	62,4	1297,1
26	45	AQ64	67,9	1338,6
27	47	AQ64	67,9	1372,6
28	52	AQ64	67,9	1406,6
29	56	AQ64	67,9	1440,6
30	60	AQ64	67,9	1440,6
31	58	AQ64	67,9	1440,6
32	43	AQ64	67,9	1440,6
33	43	AQ64	67,9	1440,6
34	55	AQ64	67,9	1474,5
35	57	AQ64	67,9	1474,5
36	62	AQ64	67,9	1474,5
37	46	AQ64	67,9	1475,6
38	55	AQ64	67,9	1508,4
39	43	AQ64	67,9	1508,4
40	51	AQ64	67,9	1508,4
41	51	AQ64	67,9	1508,4
42	50	AQ64	67,9	1508,4
43	44	AQ64	67,9	1508,4
44	40	AQ64	67,9	1508,4
45	57	AQ64	71	1541,7
46	48	AQ64	67,9	1571,2
47	56	AQ64	67,9	1576,4
48	53	AQ64	71	1577,2
49	46	AQ64	71	1577,2
50	52	AQ64	67,9	1610,3

Tabla 6.2 - Valores de $CTDI_{vol}$ y DLP para el protocolo de Cerebro simple.

TÓRAX

Paciente	Edad	Equipo	CTDI _{vol}	DLP
1	62	Lightning	2,9	112,2
2	51	Lightning	3,5	118,2
3	60	Lightning	3,1	122,3
4	46	Lightning	3,8	152,4
5	54	Lightning	5,3	187,5
6	59	Lightning	5,6	196,9
7	56	AQ64	5,7	202,2
8	51	Lightning	5,6	203,2
9	52	AQ64	7,6	207,1
10	45	Lightning	5,7	207,2
11	53	Lightning	5,9	213,5
12	48	Lightning	5,7	214,2
13	54	Lightning	7,8	241,2
14	57	Lightning	6,5	249,9
15	53	Lightning	7,3	265,4
16	60	Lightning	6,5	270,4
17	58	Lightning	7,5	277,2
18	59	Lightning	7,7	286,8
19	60	Lightning	10,1	325,9
20	57	AQ64	11,8	337,7
21	57	Lightning	8,8	343
22	62	AQ64	13,8	357,5
23	52	Lightning	8,5	366
24	59	AQ64	18,8	374,9
25	58	AQ64	14	389,5
26	53	AQ64	18,8	452,6
27	50	Lightning	13,5	455,4
28	60	Lightning	11,9	472
29	64	Lightning	18,3	476,6
30	52	Lightning	12	500,5
31	60	AQ64	18,3	511,5
32	63	AQ64	20,2	535,2
33	59	AQ64	19,5	566,4
34	44	Lightning	12,2	582,5
35	48	Lightning	14,4	593,7
36	49	AQ64	20,9	605,7
37	53	AQ64	20,6	635,2
38	42	AQ64	24,3	638,4
39	40	AQ64	22,8	685,2
40	52	AQ64	35,5	686,4
41	50	AQ64	26,1	761,9
42	57	AQ64	25,1	780,3
43	52	AQ64	30,2	923,1
44	61	AQ64	27,6	926,2
45	51	AQ64	27,7	963,1
46	61	AQ64	40,2	986,9
47	58	AQ64	38,4	1121,9
48	58	AQ64	38	1193,2
49	56	AQ64	40,2	1304,4
50	63	AQ64	37	1185,1

Tabla 6.3 - Valores de CTDI_{vol} y DLP para el protocolo de Tórax simple.

ABDOMEN Y PELVIS CON CONTRASTE

Paciente	Edad	Equipo	CTDI _{vol}	DLP
1	55	Lightning	6,9	197,7
2	47	Lightning	6,3	200,9
3	57	Lightning	4,3	204,1
4	52	Lightning	4,5	219
5	40	Lightning	4,8	227,7
6	42	Lightning	5	237,3
7	41	Lightning	4,7	237,6
8	55	Lightning	4,9	242,7
9	41	Lightning	5	256,9
10	63	Lightning	6,2	278,8
11	58	Lightning	6,8	306,5
12	62	Lightning	12,2	317,8
13	59	Lightning	6,8	321,1
14	45	Lightning	6,6	336,4
15	43	Lightning	7	345,9
16	54	AQ64	7,9	351,1
17	48	Lightning	7,2	360,2
18	41	AQ64	8,7	379,5
19	51	Lightning	8,2	392,3
20	46	AQ64	8,7	401,5
21	60	Lightning	8,3	418,3
22	66	Lightning	10,4	440,3
23	52	Lightning	16,6	461,1
24	63	Lightning	9,8	475,4
25	46	AQ64	14,6	479,1
26	54	AQ64	15,6	553,3
27	61	AQ64	15,6	587,2
28	52	AQ64	16,7	602,7
29	51	AQ64	16,1	634,9
30	56	AQ64	18,8	646,7
31	58	AQ64	18,3	718,1
32	60	Lightning	15,6	829,8
33	56	AQ64	19,1	848,2
34	62	AQ64	19,6	865,1
35	41	AQ64	22,6	883,6
36	48	AQ64	18,8	885,5
37	52	AQ64	19,8	977,5
38	47	AQ64	18,8	992,2
39	55	Lightning	22	1036,7
40	58	Lightning	18,4	1066,1
41	54	AQ64	23,5	1071,4
42	44	AQ64	21,7	1156,9
43	65	AQ64	43,5	1206,9
44	58	AQ64	40,2	1243,6
45	50	AQ64	40,8	1297,1
46	60	AQ64	42,4	1358,8
47	59	AQ64	29,8	1504,5
48	56	AQ64	52,2	1825,2

Tabla 6.4 - Valores de CTDI_{vol} y DLP para el protocolo de Abdomen y Pelvis con contraste.

ANEXO III

La tabla a continuación muestra los datos recopilados para el cálculo de DRL correspondiente al protocolo de abdomen y pelvis con contraste en el Aquilion 64 luego de la optimización realizada para dicho procedimiento. Cabe destacar que si bien el número de pacientes utilizados para este cálculo es suficiente para el cálculo de DRL, es considerablemente menor a la cantidad de pacientes utilizados en los otros cálculos ya que las características que debe cumplir el paciente para ser tenido en cuenta son más específicas y por razones de tiempo se recopiló el mínimo de la información necesaria.

ABD Y PELVIS CON CONTRASTE - OPTIMIZADO

	Edad	Equipo	CTDI _{vol}	DLP
1	57	AQ64	15,3	600,9
2	46	AQ64	13,3	604,1
3	52	AQ64	14,5	619
4	48	AQ64	14,8	627,7
5	55	AQ64	15	637,3
6	55	AQ64	14,7	637,6
7	61	AQ64	14,9	642,7
8	47	AQ64	15	656,9
9	64	AQ64	16,2	778,8
10	51	AQ64	16,9	797,7

Tabla 6.5 - Valores de CTDI_{vol} y DLP para el protocolo optimizado de Abdomen y Pelvis.