



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

MÉTODOS DE ESTIMACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIADA.

Autor: DIEGO GRANADOS LÓPEZ

Tutor/es: IÑIGUEZ DE LA TORRE BAYO, MARIA DEL PILAR LUISA

TRABAJO DE FIN DE CARRERA: MÉTODOS DE ESTIMACIÓN DE DOSIS

MÉTODOS DE ESTIMACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA.

EN COLABORACIÓN CON LA UNIVERSIDAD DE VALLADOLID (UVA) Y EL
HOSPITAL UNIVERSITARIO RÍO HORTEGA (HURH).

ESCRITO POR:

GRANADOS LÓPEZ, DIEGO

SUPERVISADO POR:

IÑIGUEZ DE LA TORRE BAYO, MARIA DEL PILAR LUISA
AGULLA OTERO, MANUEL



Universidad de Valladolid



HOSPITAL UNIVERSITARIO
RÍO HORTEGA

Índice

1. Resumen	2
2. Abstract	2
3. Introducción	2
4. El tomógrafo	4
4.1. Funcionamiento básico	4
4.2. Rayos X e interacciones	6
4.3. Formación de la imagen	9
4.4. El sistema de detección	14
5. Estimación de la dosis al paciente	17
5.1. Dosimetría	18
5.1.1. Magnitudes básicas	18
5.1.2. Indicadores de dosis suministradas por el equipo . . .	20
5.2. Metodología para el cálculo de la dosis efectiva	22
5.3. Cálculo de dosis	24
5.3.1. Método de estudio 1:	27
5.3.2. Método de estudio 2 / Método del hospital(Radiance):	27
5.3.3. Datos método 1:	28
5.3.4. Datos método 2:	30
5.3.5. Diferencias y relación entre los dos métodos:	30
6. Control de calidad	32
6.1. Calidad de imagen	32
6.1.1. SECCIÓN CTP401 : Valores de los números CT en distintos materiales. Linealidad y escala de contraste.	33
6.1.2. SECCIÓN CTP528: Resolución espacial.	38
6.1.3. SECCIÓN CTP515: Espesor de la radiación. Eficien- cia geométrica.	39
6.1.4. SECCIÓN CTP486: Uniformidad espacial del número TC. Ruido de la imagen.	41
7. Conclusiones	44
8. Agradecimientos	46
Bibliografía	47
9. Anexo: Histogramas de Exploraciones de cabeza, Tórax y abdomen.	49

1. Resumen

Este trabajo tiene por finalidad la estimación de la dosis que se reciben en las exploraciones mediante Tomografía de Rayos X. Para ello se han utilizado los datos, software y metodología proporcionados por el Servicio de Protección Radiológica del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid (HURH) que ha supervisado los resultados obtenidos en las exploraciones más frecuentes llevadas a cabo en estos equipos; Exploraciones de cabeza, tórax y abdomen. Además presenta un resumen de las pruebas de calidad que periódicamente realizan los radiofísicos para verificar el correcto funcionamiento del equipo.

2. Abstract

The aim of this work is the estimation of the dose received in the CT scans using X-ray. To achieve this goal, along the report has been used data, software and methodology provided by the Radiation Protection Service of the University Hospital Río Hortega of Valladolid (HURH), which has overseen the results of the most frequent examinations performed by these equipments ; Explorations of the brain, thorax and abdomen. It also presents a summary of the quality tests performed periodically by the radiophysicists, to check the correct operation of the instrument.

3. Introducción

El uso de técnicas de imagen digital en medicina permite estudios anatómicos y funcionales que para mí eran inimaginables. La imagen digital está representada por valores numéricos de una magnitud física en los diferentes “puntos” (en realidad pixels o voxels) dentro de la parte del cuerpo para la que se va a hacer un diagnóstico. En este marco me es imposible no sentir curiosidad, por lo que he decidido realizar este trabajo de fin de grado, que es de mucha actualidad e involucra la vida de personas ya sean enfermas que precisan tratamiento o que precisan de un diagnóstico.

Una de esas técnicas es la Tomografía Axial Computarizada con rayos X (escáner TAC) [1-3]. TAC (también TC) es un estudio anatómico que se basa en la diferente atenuación de los rayos X en distintos tejidos y suministra un conjunto de imágenes digitales de “rodajas” del cuerpo humano, en las que se ven todos los órganos internos del cuerpo sin solapamientos, esto es algo que con una placa de rayos X convencional no se consigue; por lo que ha sido desde sus inicios una técnica revolucionaria. Esta técnica se introdujo en 1971 siendo en la actualidad uno de los métodos diagnósticos más empleados. El número de exploraciones ha crecido muy rápidamente en

los últimos años debido en parte al advenimiento de la tomografía helicoidal hacia 1990 la cual posibilitó nuevas aplicaciones. Otras técnicas tomográficas con radiaciones ionizantes son la tomografía de aniquilación de positrones (PET) y la tomografía de emisión de un único fotón (SPECT). Ambas proporcionan imágenes radiológicas que contienen información de tipo funcional con muy baja resolución anatómica por lo que sus imágenes se fusionan con las imágenes TC. Por completud mencionemos que la tomografía se emplea también en la obtención de imágenes médicas que representan otro tipo de propiedades que no tienen que ver con las radiaciones ionizantes como son las de tipo acústico, óptico, eléctrico o magnético.

El presente trabajo está centrado en la estimación de la dosis de radiación que absorbe el paciente cuando es sometido a una prueba de TAC. Esta dosis va desde los 2 miliSievert en una tomografía de la cabeza hasta 15 miliSievert en una de abdomen. En términos de la radiación natural de fondo se abarca, muy a grosso modo, desde varios meses de exposición hasta varios años en una sola intervención. Aunque las exploraciones TC no son las pruebas médicas más frecuentes si son las que más dosis absorbida generan, según un estudio de NCRP160 [4] llevado a cabo sobre Estados Unidos las exploraciones TC ocupan casi el 50 % de la contribución a la dosis absorbida por la población.

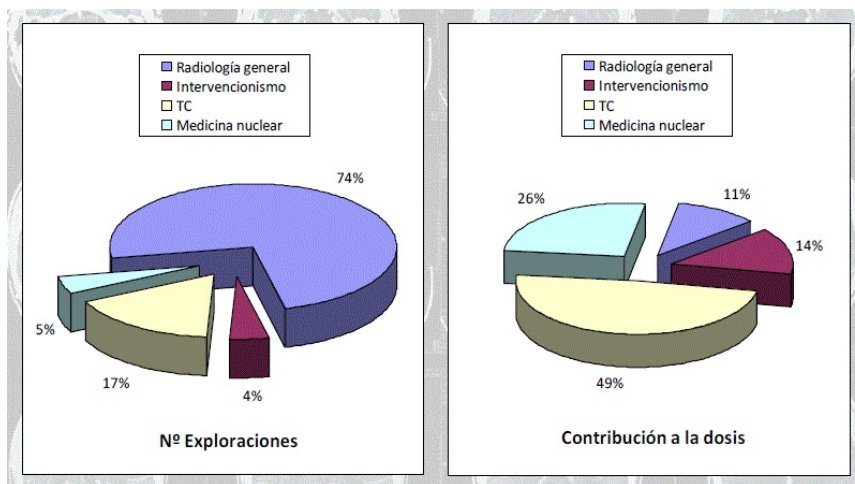


Figura 1: Recopilación del estudio de la NCRP160 sobre exploraciones médicas realizadas en USA. En la figura el término Radiología general designa las placas que se realizan en el hospital.

Las asignaturas del Grado en Física que contienen la mayor afinidad con este trabajo son las de Técnicas Experimentales de Física III y IV. En la primera se dispone de un equipo de difracción de rayos x con el que se obtiene el

espectro de los rayos X producidos en el tubo. También se hacen radiografías de objetos mediante los rayos X que tras atenuarse cuando atraviesan el objeto inciden sobre una placa fluorescente. En la segunda se estudia la interacción de la radiación ionizante con la materia en particular la de los fotones midiéndose el coeficiente de atenuación que es el parámetro que da el contraste en un escáner TAC. Se utilizan diferentes detectores de radiación, convertidor analógico digital y software multicanal para los espectros energéticos.

Para estimar la dosis al paciente se utilizará una metodología basada en medidas y simulaciones en distintos maniquíes y cuyos datos resultantes serán un dato de entrada en este trabajo. La metodología será aplicada a exploraciones realizadas en el Hospital Río Hortega. Además de dicha estimación de dosis al paciente se presentan algunas pruebas de control de calidad en los equipos TC realizadas por los radiofísicos que trabajan en el hospital.

4. El tomógrafo

4.1. Funcionamiento básico

Los rayos X se producen en un tubo que gira alrededor del volumen en estudio. Los fotones que salen de este volumen alcanzan los detectores situados en un arco que gira solidariamente al tubo como muestra la Fig. 2.

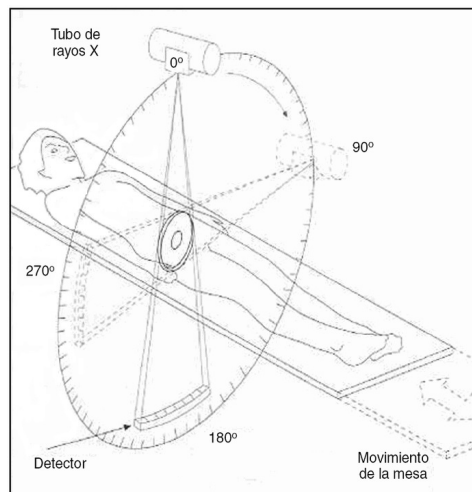


Figura 2: Elementos que forman el arco de un TC.

En el HURH disponen de dos modelos Siemens, el Somatom Emotion 16 y el Somatom Sensation 64. El segundo se muestra en la Fig. 3, en la que se pueden observar la camilla del paciente junto con la estructura toroidal que aloja tubo y detectores.

Los tiempos de rotación mínimos alcanzables son de 0.6 s y de 0.33 s para ambos modelos respectivamente. La limitación en el tiempo de rotación proviene de la fuerza centrífuga a la que está sometido el arco cuando gira en torno a la camilla.



Figura 3: Somatom Sensation 64.

Como indica la Fig.4 un haz delgado de rayos X ilumina cada vez un corte o tomo del paciente. Los rayos que lo atraviesan llegan a detectores que generan impulsos eléctricos cuya amplitud es proporcional a la intensidad de radiación. Las señales eléctricas se digitalizan y envían al ordenador para ser procesadas, posteriormente la imagen de los tomos son presentadas en la estación de control del TC.

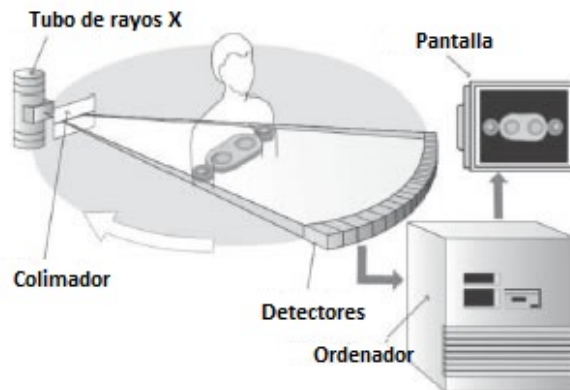


Figura 4: Esquema de funcionamiento de un equipo de tomografía.

En la Fig.5 se muestran imágenes de tomos de la cabeza. Juntando todos los tomos el ordenador se puede obtener la imagen 3D que no es sino el mapa tridimensional de las diferentes atenuaciones de los rayos X en pequeñísimos elementos de volumen en los que se descompone la geometría del cuerpo del paciente.

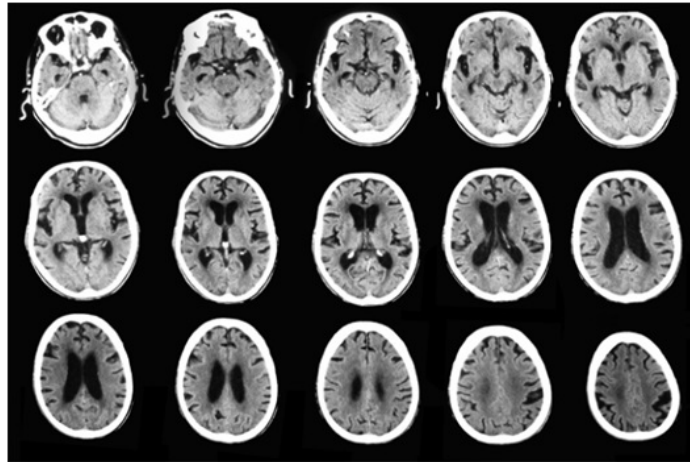


Figura 5: Imágenes de diferentes tomos de un cráneo realizadas por un aparato TC.

4.2. Rayos X e interacciones

Esta sección contiene un recordatorio de lo estudiado en el Grado. El tubo de rayos x consta de un cátodo y un ánodo inmersos en una válvula de vacío. El cátodo consiste en un alambre arrollado que cuando una corriente lo atraviesa, se calienta y se pone incandescente. Los electrones se desprenden cuando el cátodo se calienta con una corriente eléctrica de bajo amperaje a través del efecto termoiónico. Estos electrones se aceleran mediante una fuente de alto voltaje que, en el caso del TAC tiene un valor en torno a 120 kV, para hacerles chocar contra un ánodo que en general suele ser Tungsteno. El efecto de los electrones sobre el ánodo no es único. Por un lado, los electrones pueden impartir la energía suficiente a los electrones del ánodo para que puedan escapar a la atracción del núcleo y abandonar su nivel atómico. Esto hace que ese estado quede desocupado, los electrones pertenecientes a niveles energéticamente superiores lo ocupan emitiendo un fotón de energía igual a la diferencia entre los dos niveles atómicos y dando lugar a una línea de emisión característica. Por otro lado, los electrones también pueden ser desviados de su trayectoria por el campo eléctrico de los núcleos atómicos del ánodo, emitiendo Bremsstrahlung o radiación de frenado, de espectro

continuo, con la energía máxima igual a la correspondiente al kilovoltaje del tubo. Todo ello da lugar al espectro representado en la Fig. 6.

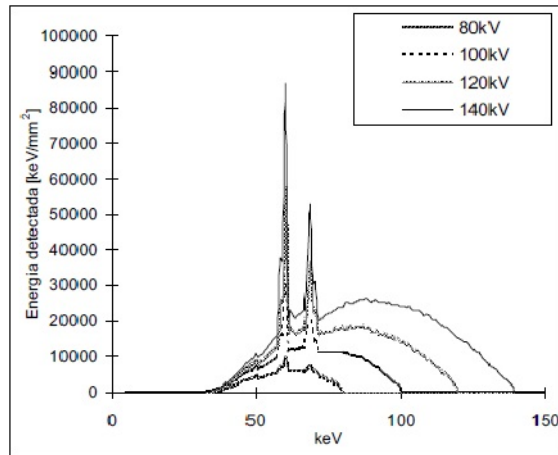


Figura 6: Espectro de rayos x para diferentes kilovoltajes.

Si el número de electrones emitidos por el cátodo es mayor la cantidad de fotones emitidos en el tubo también será mayor. Es decir la intensidad del haz de rayos X depende directamente de la intensidad de corriente catódica. A este parámetro se le denomina corriente del tubo y está estrechamente relacionado con la dosis, ya que a más fotones incidiendo sobre el paciente mayor será la energía absorbida.

Cuando el haz atraviesa el volumen bajo estudio interactúa a través de los procesos físicos esquematizados en la figura siguiente:

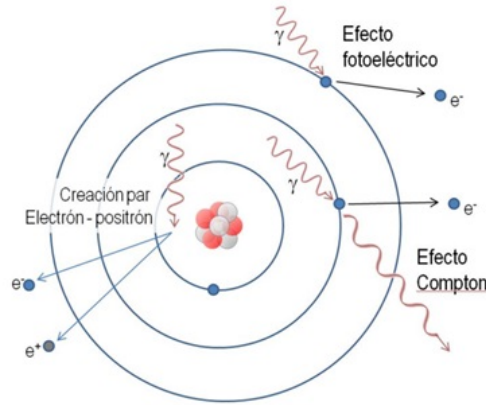


Figura 7: Esquema de las interacciones fundamentales que se producen entre la radiación y la materia en el rango de energías empleado en el TC.

Cuando el fotón interactúa con un átomo le cede parte de su energía a través del efecto Compton, o su energía completa si se produce el efecto Fotoeléctrico. En el primer caso aparece un fotón dispersado que posee menor energía. Por otro lado, dependiendo de la densidad de átomos que posea el medio habrá una mayor o menor cantidad de interacciones lo que determina una mayor o menor atenuación. La atenuación que sufre el haz sigue la ley exponencial siguiente:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

Donde μ es el coeficiente lineal de atenuación del material atravesado.

La probabilidad relativa de ocurrencia de dichos procesos depende de la energía de los fotones incidentes a través del coeficiente de atenuación másico, o cociente entre μ y la densidad, para el cual las diferencias entre diferentes materiales son mucho menores que para μ . El contraste de la imagen se debe a que unos tejidos absorben un mayor número de fotones que otros.

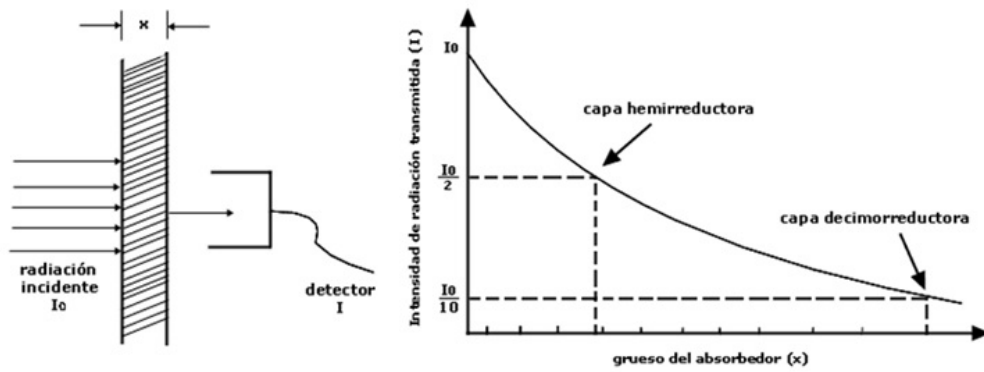


Figura 8: Transmisión de un haz de fotones a través de un medio de espesor x .

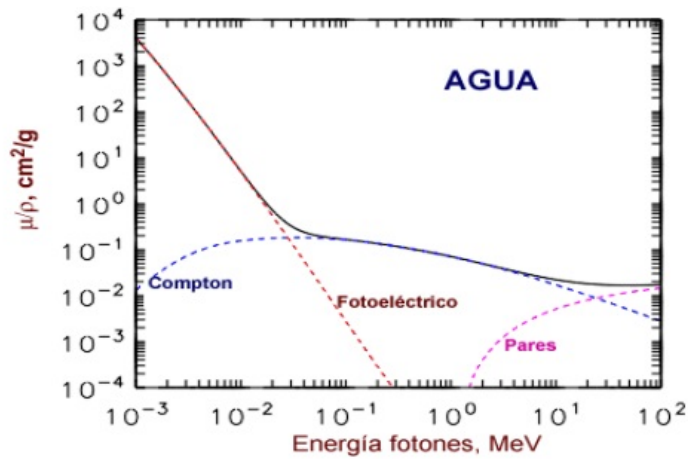


Figura 9: Coeficiente de atenuación másico en la transmisión de un haz de fotones a través de agua

4.3. Formación de la imagen

La imagen radiológica se forma con los rayos X que salen del paciente y alcanzan el sistema de detectores (Fig.10).

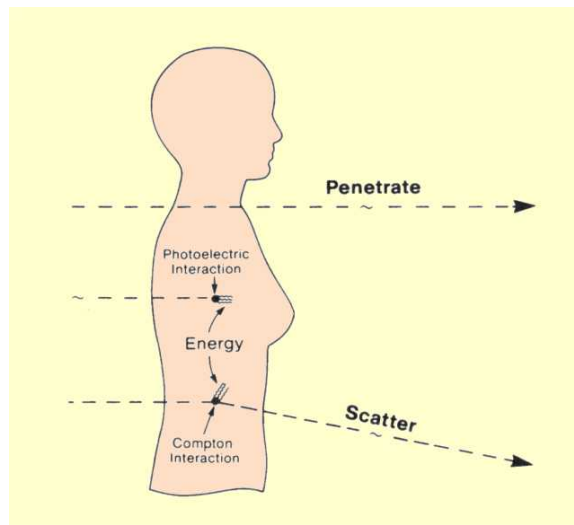


Figura 10: Posibilidades de los rayos X a su paso por el paciente.

Los fotones primarios son los que transportan la información útil para la imagen, ya que su intensidad en cada parte del haz transmitido depende de que el coeficiente de atenuación varíe en función del tejido que es el responsable del contraste en la imagen. Como no se ha modificado la dirección de los rayos se puede decir que la imagen obtenida es una proyección del cuerpo. Por esto las imágenes producidas por este efecto tienen una gran calidad y contraste. Los fotones dispersados Compton emborronan la imagen por lo que se disponen de unos materiales entre los detectores que absorben una parte de ellos.

Supongamos el volumen en estudio descompuesto en subvolúmenes tridimensionales con forma de tomos o rodajas perpendiculares al eje de rotación. Cada rodaja se descompone en voxels de forma paralelepípedica dentro de cada uno de los cuales el coeficiente de absorción se supone constante. Esto se representa en la parte izquierda de la Fig.11. El contraste en la imagen se debe a las diferencias entre los diferentes coeficientes de absorción de todos los voxels.

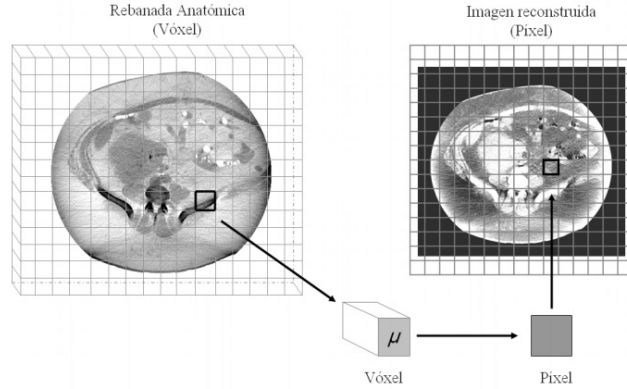


Figura 11: A través de un proceso de reconstrucción se proyectan los resultados en una imagen bidimensional, que esta representada por píxeles.

Típicamente un voxel tiene dimensiones de 1 mm^2 en la sección transversal mientras que en profundidad corresponde a la anchura de la rodaja, en el caso del modelo Siemens Somatom Sensation 64 es de 0.6 mm [5]. A partir del mapa de voxels se obtiene una matriz de píxeles de diferente ennegrecimiento (escala de grises), en la que cada pixel está asociado a un voxel (parte derecha de la Fig.11).

Las intensidades del haz de rayos X a la entrada I_{In} y a la salida I_{Out} de la rodaja para cada ángulo de giro obedecen a la siguiente ecuación:

$$\mu_1 L_1 + \mu_2 L_2 + \mu_n L_n = \ln\left(\frac{I_{In}}{I_{Out}}\right) \quad (2)$$

Para los coeficientes de absorción μ_i y las distancias L_i recorridas en cada voxel. La intensidad saliente es detectada por los sensores que envían sus señales al ordenador. A partir de los diferentes valores de las intensidades I_{Out} para un cierto número de direcciones se pueden despejar los valores de los μ_i resolviendo dichas ecuaciones. Los algoritmos y técnicas empleados usan la transformada de Radon y su explicación está fuera del alcance de este trabajo.

El ordenador, una vez obtenidos los μ_i los convierte a una nueva escala de números Hounsfield HU o números CT que se definen en función del coeficiente de atenuación del agua:

$$HU = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad (3)$$

Para la visualización de la imagen en pantalla, se pueden emplear dos escalas;

- *Escala A*: Se realiza una escala de grises que va desde el número TC del hueso (+1000) representado en blanco, hasta el número TC del aire(-1000) representado en negro.
- *Escala B*: Se puede seleccionar un pequeño rango de números TC, para ser representados en toda la escala de grises, esta función llamada ventana permiten diferenciar con gran claridad estructuras que poseen una pequeña diferencia de números TC, al asignar una escala entera de grises a un estrecho rango de números se obtiene un gran contraste entre ellos.

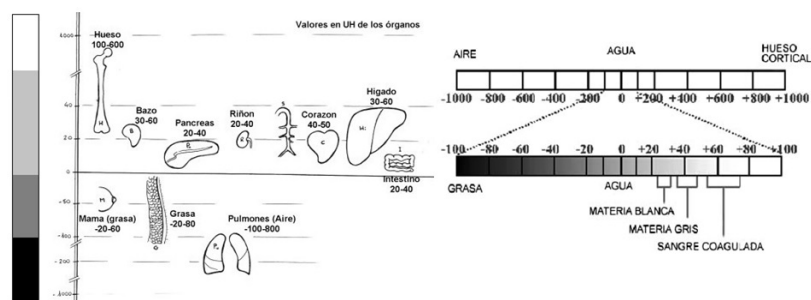


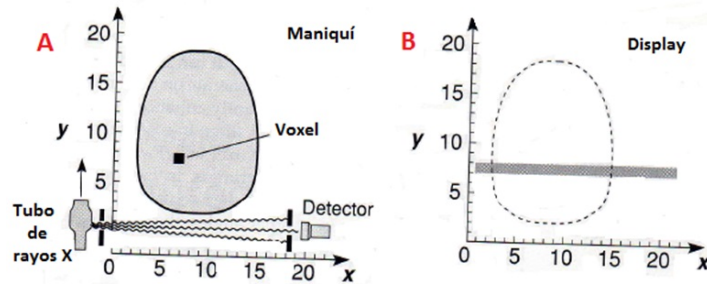
Figura 12: Valores de HU para diferentes tejidos humanos, la figura de la izquierda designa la escala A y la figura de la derecha la escala B.

La parte superior de la Fig.12 muestra una escala de grises que va desde el número TC del hueso (+1000) representado en blanco, hasta el número TC del aire(-1000) representado en negro. En la imagen de la derecha se presenta la escala B. La atenuación de la radiación al atravesar un tejido depende de su grosor, densidad y su número atómico efectivo. Mientras que los huesos absorben mucha radiación, los tejidos blandos absorben poca, esto hace que en la imagen reconstruida los huesos aparezcan claros y los tejidos blandos oscuros. Además aunque los músculos y los pulmones tienen la composición química muy parecida la densidad del pulmón es muchísimo menor, en consecuencia la distancia atravesada por el haz para atenuarse en la misma proporción es mayor.

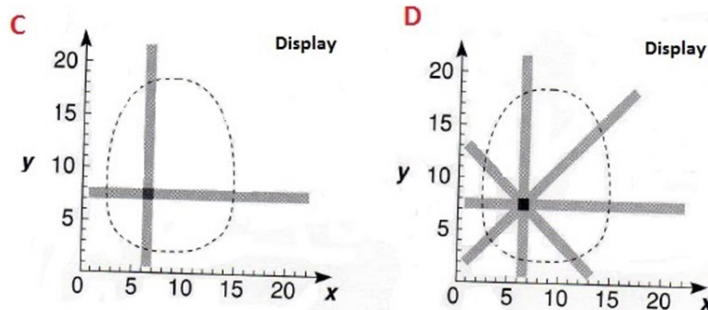
A continuación se presenta un método de obtención de los números TC de los voxel de la matriz, a este método se le conoce como Retroproyección Filtrada. Para explicarlo se parte del caso más sencillo posible. Se escanea un maniquí que es completamente transparente a los rayos X salvo en un voxel opaco cuya localización se desconoce. El objetivo del método es determinar la posición de este punto.

- *Imagen A* : Orientado el haz paralelo al eje x del maniquí, se barre este eje. Midiendo la transmisión voxel a voxel.

- *Imagen B* :Para cada voxel se pinta una banda, cuyo ennegrecimiento es proporcional a la atenuación. Se registra en la pantalla.

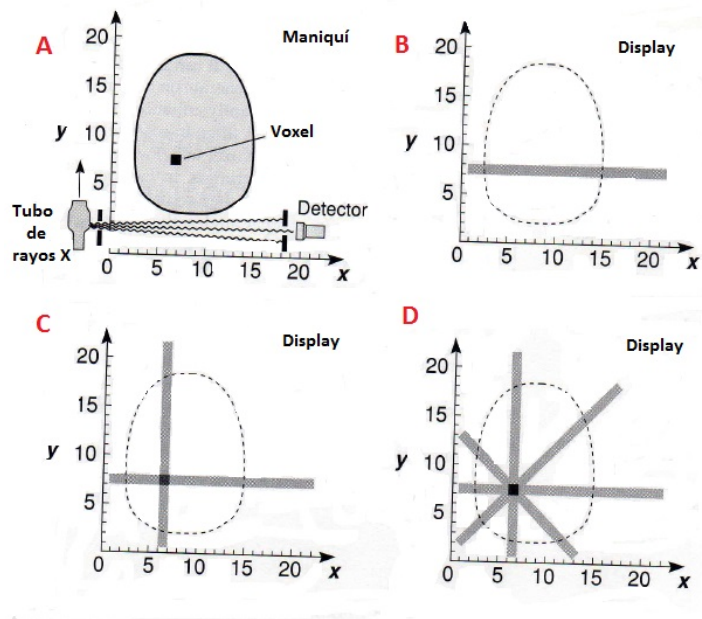


- *Imagen C* : Se orienta el haz de manera paralela al eje y, y se repite el proceso anterior. En el punto en el que se cruzan ambas bandas, aparece un punto dos veces más oscuro. Con estas dos intersecciones el punto queda determinado.
- *Imagen D* :Retroproyectando ángulos adicionales la diferencia del número CT con el entorno se acentúa.



Ahora se trata una ampliación del caso anterior, se supone un maniquí idéntico al anterior pero que posee dos voxels opacos, uno el doble de opaco que el otro. En este caso, si se realizan dos retroproyecciones (paralela a x, paralela a y) se produce una intersección en cuatro puntos, por lo que no es posible determinar la imagen del maniquí sin ambigüedad, un tercer ángulo resuelve el problema.

Generalizando a más de dos voxels, se obtiene que con 180 proyecciones se genera una matriz de 256 x 256 píxeles. Los tomógrafos actuales emplean un número mayor de proyecciones, tanto el modelo Siemens somaton 16 como el 64 poseen una matriz de 512 x 512 píxeles. Después de obtener μ sección por sección, se integra y obtiene la imagen de la zona total escaneada.



4.4. El sistema de detección

A lo largo de la historia de la tomografía computarizada se han ido empleando nuevos tipos de detectores [6] conforme la tecnología se desarrolla. Se ha pasado de los tradicionales detectores de gas Xenón hasta complejos e innovadores detectores de estado sólido, que surgen de la combinación de una lámina centelleadora y un fotodiodo.

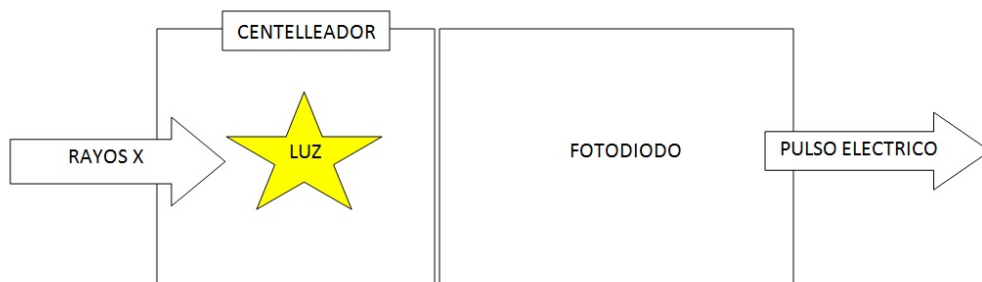


Figura 13: Conversión de rayos X a luz y a pulso eléctrico.

Entre estos se encuentran los centelleadores cerámicos UFC (Ultra Fast Ceramic) denominados así por poseer un tiempo de decaimiento o emisión luminosa muy corto. En los tomógrafos del Río Hortega [7] el material del detector es Oxisulfuro de Gadolinio GOS. Su luminiscencia (512 nm y 669 nm) decae en un factor de 10^{-4} en 1 milisegundo. Esta característica per-

mite una alta resolución temporal puesto que durante la rotación del tubo de rayos X hay tiempo suficiente para que se pase toda la información de todas las proyecciones al ordenador.

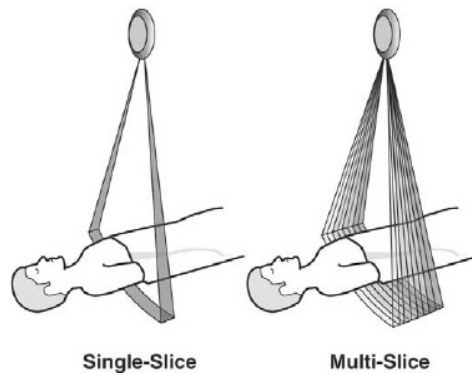


Figura 14: Esquema de la localización de los detectores dentro del arco.

La Fig. 14 muestra la tecnología multicorte (multi-slice) en la que se disponen de varios arcos de detectores en lugar de solamente uno. Estos se extienden a lo largo del eje Z (eje de rotación) y permiten adquirir varios tomos en una sola vuelta. El modelo Siemens Somatom Sensation 64 empleado en el hospital posee en total 4640 detectores [8]. Los 64 cortes submilimétricos se pueden efectuar en menos de 0.5 segundos. Los detectores están separados por una pared que impide que la luz generada en cada elemento sea detectada por el vecino. En los tomógrafos que se usan actualmente el número de cortes va desde los dieciséis hasta los trescientos veinte que ha conseguido la casa japonesa Toshiba. En cuanto a la reducción del tiempo hay que considerar que cuanto menor es el tiempo de rotación mayor tiene que ser la potencia del tubo de rayos X para conseguir el mismo número de fotones. Si este número está por debajo de un límite la razón ruido/señal se incrementa de modo nefasto reduciendo considerablemente la resolución.

De la mano de la tecnología multicorte surgió la técnica helicoidal en la que la adquisición de datos se hace con el tubo de rayos X rotando a la vez que la camilla se desplaza en el eje Z (Fig. 15).

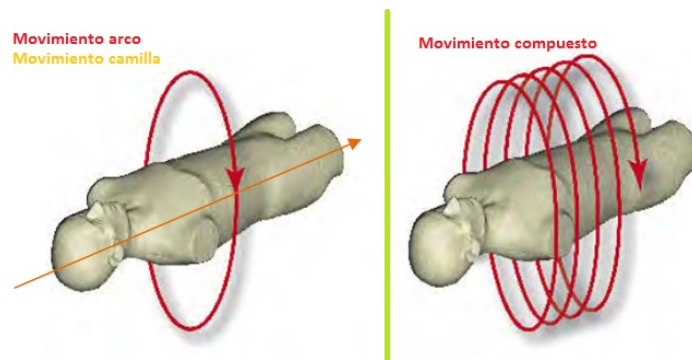


Figura 15: Movimiento helicoidal del tubo de rayos X relativo al paciente.

El cociente entre el desplazamiento de la camilla en una rotación de 360° del tubo y la anchura del haz se denomina factor de paso pitch.

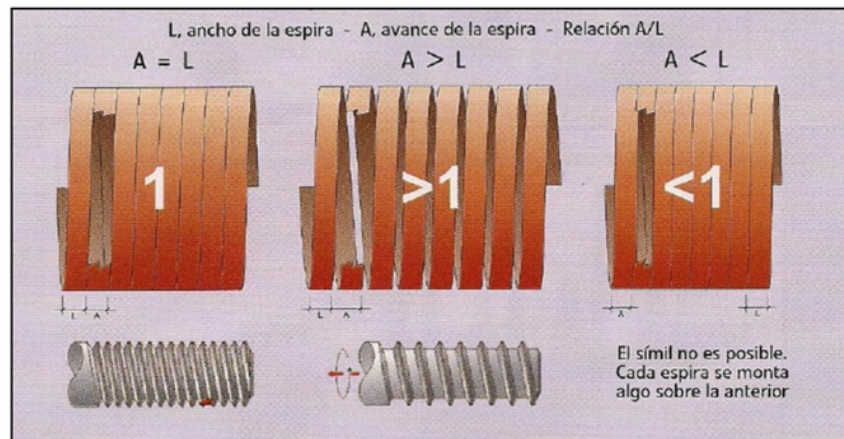


Figura 16: Símil entre el factor de paso y un tornillo sin fin.

En la Fig. 16 se observa que en función de la relación A/L el comportamiento de cada espira sobre la anterior es diferente. Para el caso Pitch igual a uno, se tiene tomografía de manera semejante a una axial ya que aunque se hace una espira completa y a continuación sin solaparse ni dejar hueco, hace falta software para reconstruir cortes topográficos. Para el caso Pitch mayor a uno hay zonas del cilindro que no se registran, por lo que será necesario un software que interpole la falta de información asociada. Para terminar por el caso menor que uno ocurre lo contrario ya que cada espira se solapa con la anterior. Cuando el Pitch es mayor que uno, hay zonas del volumen total que no se toman, como el área irradiada es menor, también lo será la dosis que recibe el cuerpo del paciente. En cambio cuando el Pitch es menor que uno las espiras se solapan, luego la intensidad de irradiación aplicada, comparada con el caso Pitch igual a uno y comparada para la misma área es mayor.

5. Estimación de la dosis al paciente

En general gran parte de la comunidad médica y el público no conocen la dosis a la que se someten los pacientes durante los estudios TC, incluso algunos desconocen los riesgos asociados a la misma.

En un estudio publicado en el año 2004 [9] se reportó que el 64% de los pacientes, el 56% de los radiólogos y el 44% de los médicos de urgencias creían que una TC de abdomen equivalía a menos de diez tomografías de tórax. La realidad es que una radiografía de tórax implica una dosis de en torno a 0.02 mSv, equivale a exponerse 2.4 días a la radiación de fondo natural, en cambio según el estudio [10] una exploración TC implica en general una dosis efectiva de 10 mSv, es decir 3.3 años de radiación de fondo, que equivale a 500 radiografías de tórax. A los encuestados también se les preguntó si el riesgo de padecer en un futuro cáncer aumentaba al realizarse una prueba de tomografía, para la mayoría de los encuestados paso casi desapercibida, uno de los objetivos de este proyecto es dar herramientas a cabezas curiosas para que de cara a futuras encuestas el desconocimiento sobre la radiación y sus efectos sea menor.

La radiación puede ocasionar daño celular a través de diversos mecanismos que afectan al ADN, de todos estos, el que más se a relacionado con el desarrollo de padecer cáncer es la ruptura de las cadenas de ADN. El daño a la doble hélice afecta a la expresión de algunos genes que se transmitirá a nuevas generaciones[11]. El grupo de investigación liderado por Löbrich[12] ha demostrado que existe una relación en la ruptura de las cadenas en pacientes después de la realización de estudios TC con dosis comprendidas entre 4.8 y 17.4 mGy.

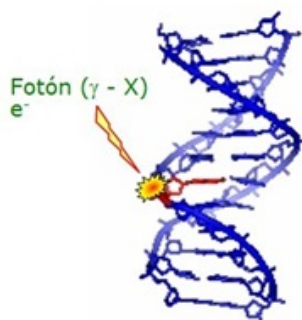


Fig. 1. Acción directa de la radiación sobre la cadena de ADN

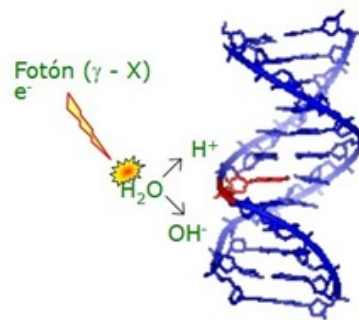


Fig. 2. Acción indirecta de la radiación sobre la cadena de ADN

Figura 17: La radiación ionizante puede alterar estructuras críticas para la supervivencia celular o material genético.

Los efectos posibles a nivel del organismo pueden ser de dos tipos. Aleatorios, estos procesos no necesitan de una dosis umbral para producirse (aunque al aumentar la dosis también lo hace la probabilidad de que aparezcan), a estos procesos los denominamos Estocásticos. Los efectos deterministas precisan de una dosis umbral para empezar a producirse, por debajo de esta la probabilidad no se producen. Un ejemplo de daño estocástico es el cáncer, y un ejemplo de daño determinista son las cataratas en los ojos.

5.1. Dosimetría

A continuación se introducen las magnitudes que fundamentan el estudio de la cantidad de radiación absorbida por un material así como del daño biológico.

5.1.1. Magnitudes básicas

- *Exposición (Roentgen)*: Es el cociente del valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones absorbidos en la masa dm sean detenidos completamente en el aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (4)$$

La unidad en el SI de la exposición es el culombio por kilogramo (C/kg), que se relaciona con el Roentgen (R), a través de la conversión: $1 \text{ C/Kg} = 3876 \text{ R}$. Se trata de una magnitud definida exclusivamente para un campo de radiación X o gamma en un medio específico, el aire.

- *Dosis absorbida (Gray)* : Es la energía absorbida por unidad de masa de material:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (5)$$

En el sistema internacional se expresa en $J \times Kg^{-1}$, si bien se utiliza con toda generalidad el Gray (Gy) que corresponde a $1Gy = 1J \times Kg^{-1}$. Esta magnitud es válida para partículas de todo tipo y cualquier material. La radiación medida en Gy no toma en cuenta los efectos biológicos producidos por la radiación, por eso se propuso utilizar una magnitud que refleje el daño producido en los tejidos biológicos, a esta magnitud se la denomina dosis equivalente.

- *Dosis equivalente (Sievert)* : Esta magnitud se define exclusivamente para las personas y es la dosis absorbida multiplicada por un factor de calidad Q , que da cuenta del daño relativo ocasionado por los diferentes

tipos de radiación. El daño en un punto del tejido viene dado por:

$$Q = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D_L \cdot dL \quad (6)$$

Donde L es la transferencia lineal de energía y $Q(L)$ es el factor de calidad en ese punto. La integración se realiza sobre la distribución de D_L debida a todas las partículas cargadas, excluyendo a electrones secundarios. La transferencia lineal de energía es el cociente entre la energía perdida por partícula al colisionar con los electrones cuando atraviesan una cierta distancia.

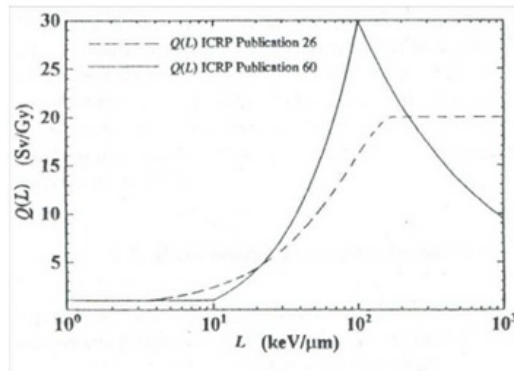


Figura 18: Factor de calidad en función de L , en las publicaciones ICRP 26 e ICRP 60, el cálculo de dosis en este trabajo se ha realizado considerando el factor de calidad publicado en la ICRP 60.

La unidad de la dosis equivalente en el sistema internacional (SI) es $J \times Kg^{-1}$, utilizándose con toda generalidad el Sievert, $1Sv = 1Gy \times Q$, si consideramos el caso de los rayos X: $Q = 1$.

- *Dosis efectiva* : Experimentalmente se ha observado que la relación entre la probabilidad de aparición de efectos estocásticos y la dosis equivalente depende del tejido irradiado. De aquí surge la necesidad de definir una nueva magnitud proveniente de la dosis equivalente, para expresar la combinación de diferentes dosis equivalentes en diferentes tejidos, de forma que permita correlacionar con el efecto estocástico total, este factor se denomina factor ponderal de tejido y se denota por w_T .

La unidad de la dosis efectiva es también el Sievert (Sv), viene dada por la suma de la dosis equivalente en un tejido ponderada por el factor w_T .

$$E = \sum_T w_T E_T \quad (7)$$

La dosis efectiva es un indicador de la probabilidad de que se produzca un efecto estocástico en un paciente irradiado, generalmente cáncer, que es de naturaleza azarosa y estadística.

5.1.2. Indicadores de dosis suministradas por el equipo

La única forma de obtener mediciones reales de las dosis de radiación recibidas por un paciente en un estudio TC sería implantando detectores en sus órganos internos, esto no se hace en la práctica ya que no resulta práctico. En su lugar, se realiza las medidas de radiación en un maniquí estandarizado. Como nos vamos a centrar en estudios TC, la medida estándar de dosis se conoce como índice de dosis en TC o Computed Tomography Dose index (CTDI), el cual tiene varios índices derivados, de todos ellos el estudio se centra en: $CTDI_{100}$ que es el índice anterior en 100 mm, el índice ponderado $CTDI_w$ y el producto dosis longitud, todos ellos se explican a continuación:

- $CTDI$: Representa la dosis promedio a lo largo del eje z (En el que se desplaza la camilla), durante una rotación completa del tubo de rayos X. Su medición se realiza mediante detectores termoluminiscentes colocados en el interior de un maniquí, que en función de su diámetro representa una parte del cuerpo. Por ejemplo, mientras que el de 16 cm representa la cabeza de un adulto, el de 32 cm representa el abdomen [13]. El CTDI se define matemáticamente como la integral del perfil de dosis de un único corte a lo largo de una dirección z paralela al eje de simetría, dividida por el espesor nominal del corte T:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad (8)$$

Esta definición nos permite ajustar la dosis del perfil real de radiación a un perfil lineal rectangular de base igual al espesor de corte, T y de altura el valor de CTDI. Esta medición es muy compleja y fuera del alcance de este trabajo, por lo que no ha sido detallada.

- $CTDI_{100}$: Se obtiene colocando cámaras de ionización con forma de lapicero y con una longitud de 100 mm en la parte central y periferia de los maniqués, los valores de CTDI se tabulan siempre considerando exploraciones normalizadas a 100 mA s de intensidad de corriente en el tubo de rayos [14], si el corte fuese realizado a 200 mAs la dosis recibida sería y doble y así sucesivamente... Los valores suelen darse en mGy/100mAs. Estas mediciones se suman considerando que la parte central corresponde a la tercera parte del volumen del maniquí, y el resto es periferia. De esta forma obtenemos el $CTDI_w$:

$$CTDI_w = \frac{CTDI_{centro}}{3} + \frac{2 \cdot CTDI_{periferia}}{3} \quad (9)$$

Por lo tanto, este índice considera la radiación que se ha absorbido en el plano de la exploración, es decir en el plano XY[15].

- $CTDI_{vol}$: Para obtener este índice se divide el $CTDI_w$ entre el pitch:

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{CTDI_{centro}}{3} + \frac{2 \cdot CTDI_{periferia}}{3}}{Avance \ mesa(mm) \cdot ciclo(360^\circ) / Grosor \ corte(mm)} \quad (10)$$

Luego, considera la radiación en los tres ejes de un volumen de tamaño estandarizado, cuyo esquema se representa en la fig. 19.

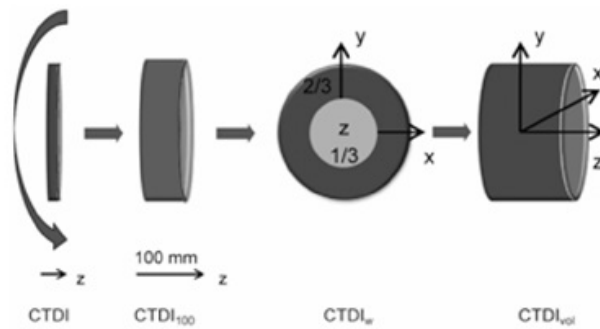


Figura 19: Representación esquemática de los diferentes tipos de índice empleados en tomografía computarizada.

El DLP se obtiene al multiplicar el $CTDI_{vol}$ por la longitud de la exploración en centímetros, este dato es proporcional a la radiación absorbida, por lo que a mayor DLP mayor riesgo relacionado con la exposición a la radiación.

La estación de adquisición del tomógrafo nos informa de este valor al final de cada exploración basándose en un software que relaciona los parámetros introducidos y los datos de CTDI ya tabulados. Tanto la DLP como el CTDI se almacenan en un historial junto con las reconstrucciones obtenidas.

5.2. Metodología para el cálculo de la dosis efectiva

Para obtener la dosis efectiva (En Sievert) que un paciente pudo haber recibido en un estudio de TC, se multiplica el DPL por un factor constante que depende de la región explorada y la edad. El problema es que el valor de esta constante no esta estandarizada globalmente, depende de la normativa que la organización interesada siga. Las dos normativas más empleadas son la que establece la Asociación Americana de Físicos en Medicina o The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [18], y la que establece el Consejo Europeo de TCDM [17]. Las publicaciones realizadas por ambas comisiones determinan valores distintos para el coeficiente k, a continuación se presenta un ejemplo en el que esto se introduce.

Tomemos como referencia una exploración de TC, por ejemplo una realizada con el modelo Siemens sensation 64 en el hospital que ha facilitado los datos, la exploración se realizó sobre el cráneo de un paciente de 26 años de edad cuyo nombre no se revela para mantener la confidencialidad, la pantalla del tomógrafo del equipo esta recreada por el programa TC dosimetry, se muestra un $CTDI_{vol}$ de 52.1 mGy, longitud de la exploración ha sido de 14.5 cm(Fantoma estándar) y un DLP de 756 $mGy \cdot cm$.

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator	
Version 1.0.4 27/05/2011	
Scanner Model:	
Manufacturer:	Siemens
Scanner:	Siemens Sensation 64
kV:	120
Scan Region:	Head
Data Set	MCSET19 <input type="button" value="Update Data Set"/>
Current Data	MCSET19
Scan range	
Start Position	79,5 cm <input type="button" value="Get From Phantom Diagram"/>
End Position	94 cm
Acquisition Parameters:	
Tube current	1997 mA
Rotation time	0,33 s
Spiral pitch	1,5
mAs / Rotation	659,01 mAs
Effective mAs	439,34 mAs
Collimation	5 mm
Rel. CTDI (Look up)	0,99 at selected collimation
CTDI (air) (Look up)	16,0 mGy/100mAs
CTDI (soft tissue)	17,1 mGy/100mAs
n CTDI _w (Look up)	11,9 mGy/100mAs
CTDI _w	78,2 mGy
CTDI _{vol}	52,1 mGy
DLP	756 mGy.cm

Figura 20: Datos que entrega el tomógrafo para esa exploración realizada por la hoja de cálculo ImPACT CT Patient Dosimetry, en la que la longitud de la exploración viene dada por un fantoma estándar.

Mientras que la AAPM para la edad del paciente establece un valor del coeficiente igual a 0.0021 [16] que se referencia en la publicación IRCP60, la TCDM establece un valor de 0.0023[17]. Con estos datos es posible obtener la dosis efectiva:

- *Dosis efectiva(AAPM) :*

$$E(AAPM) = 756(mGy \cdot cm) \cdot 0,0021(mSv \cdot mGy^{-1} cm^{-1}) = 1,5876mSv.$$

- *Dosis efectiva(TCDM) :*

$$E(TCDM) = (mGy \cdot cm) \cdot 0,0023(mSv \cdot mGy^{-1} cm^{-1}) = 1,7388mSv.$$

La diferencia entre ambas medidas es del 10 %.

En el HURH se emplea un programa de cálculo llamado **Radiance**, que usa como referencia el informe publicado por la organización; American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [18], basándose en los parámetros establecidos por: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (IRCP60) [19]. En la IRCP60 se considera un volumen cilíndrico (fantoma) que hace referencia a una zona del cuerpo (cabeza, pecho, abdomen . . .), la dosis efectiva al cuerpo se obtiene con este método empleando únicamente una constante (k) ya tabulada[18].

$$E \simeq DLP \cdot k \tag{11}$$

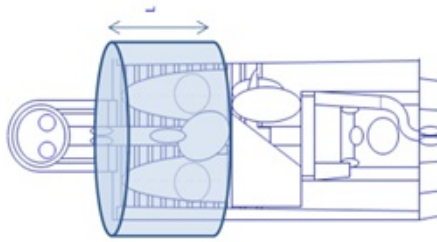


Figura 21: Esquema de dosis absorbida en el volumen de una rotación a lo largo de una longitud L.

Los valores de k tabulados en la AAPM están recogidos en la siguiente tabla:

$k(mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1})$					
REGIÓN DEL CUERPO	0 Años	1 Años	5 Años	10 Años	Adulto
Cabeza y Cuello	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeza	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Cuello	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Pecho	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen y Pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tórax	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Tabla 1: Normalización de la dosis efectiva para adultos, y niños (Con el rango de edad comprendido en 0 y 10 años) sobre varias regiones del cuerpo.

Como a un niño le queda más vida por vivir que a un adulto, posee más tiempo en el cual puede manifestar un daño [20,21], luego la edad es un factor que se ha de tener en cuenta a la hora de determinar k, para estimar correctamente la dosis en niños y minimizarla lo máximo posible. Además, a esto se le suma el hecho de que los órganos en desarrollo son mucho más sensibles a la radiación ionizante ya que las células se reproducen mucho más. El coeficiente de dosis efectiva normalizada da cuenta de cómo influye la edad y tipo de tejido en el cálculo de la dosis efectiva a partir de la DLP.

5.3. Cálculo de dosis

Las dosis de radiación impartidas a los pacientes en los exámenes de TC son en general significativamente más altas que las de los estudios convencionales, además recientemente se ha incrementado el uso de TC para el diagnóstico por lo que cada vez más parte de la población mundial es irradiada. Para evaluar el caso de la población vallisoletana, se ha realizado un estudio dosimétrico de exámenes de TC basado en los datos de las pruebas

realizadas en el pasado mes de Enero de 2016 en el hospital Río Hortega de Valladolid.

De las 1394 tomografías realizadas con los dos aparatos TC disponibles en el hospital; 472 se realizaron para estudiar la cabeza, 158 para el abdomen y 250 para el tórax. Las pruebas sobre estas regiones constituyen el aproximadamente el 63 % de la totalidad de medidas realizadas, por lo que el estudio se centra en ellas.

Tomografías Enero 2016

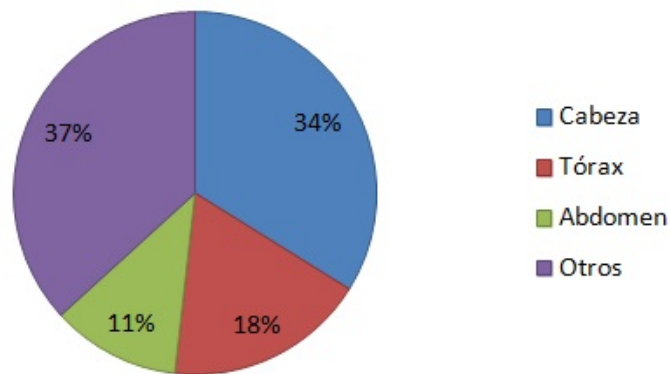


Figura 22: Tomografías más frecuentes llevadas a cabo en el hospital Río Hortega de Valladolid a lo largo del mes de enero de 2016.

El objetivo de este trabajo de fin de grado es presentar y comparar dos métodos de estimación de dosis empleados en la actualidad. Uno de ellos está basado en una hoja de cálculo llamada TCDosimetry, que emplea los coeficientes obtenidos por el método Monte Carlo y unos valores de ponderación w_T , ya establecidos en el reporte IRCP60. El otro método obtiene la dosis efectiva multiplicando la DLP por los valores de k establecidos por la AAPM y que se basan en este reporte (IRCP60), a este método lo llamaremos método del hospital. Antes de continuar, conviene recordar que la dosis efectiva tiene en cuenta la sensibilidad de cada tejido a la radiación ionizante, por esto dependiendo de la región irradiada el valor de esta será diferente.

A continuación se presenta la distribución de los valores de DLP correspondiente a la exploración de cabeza con el TC de 16 cortes (fig.23), el resto de los histogramas se encuentran recogidos en el **Anexo 1 :Histogramas de Exploraciones de cabeza, Tórax y abdomen..** Estos histogramas corresponden a las exploraciones realizadas con los modelos Siemens: Emo-

tion 16 y Sensation 64. En ellos está representada la cantidad de exploraciones realizadas en cada intervalo de DLP para cada región de exploración. La forma de la curva del diagrama facilita información de la diferencia de requerimientos en cada región explorada; El histograma de la región del cráneo presenta todas las medidas centradas en un intervalo muy concreto de DLP, esto se debe a que es una región muy bien definida, además como la población suele en general tener un cráneo semejante en tamaño el camino que atraviesa el haz de rayos X no difiere mucho para cada paciente. En contraposición a esto, los histogramas correspondientes a tórax y abdomen presentan los datos mucho más dispersos, esto se debe a que como el abdomen y el tórax difieren mucho de paciente en paciente, también difiere la distancia que recorre el haz en cada uno, traduciéndose esto en que para obtener la misma calidad de imagen un paciente delgado recibirá menos dosis que uno con mayor volumen corporal, ya que la atenuación del haz se produce de manera exponencial con la distancia (Ecuación 1).

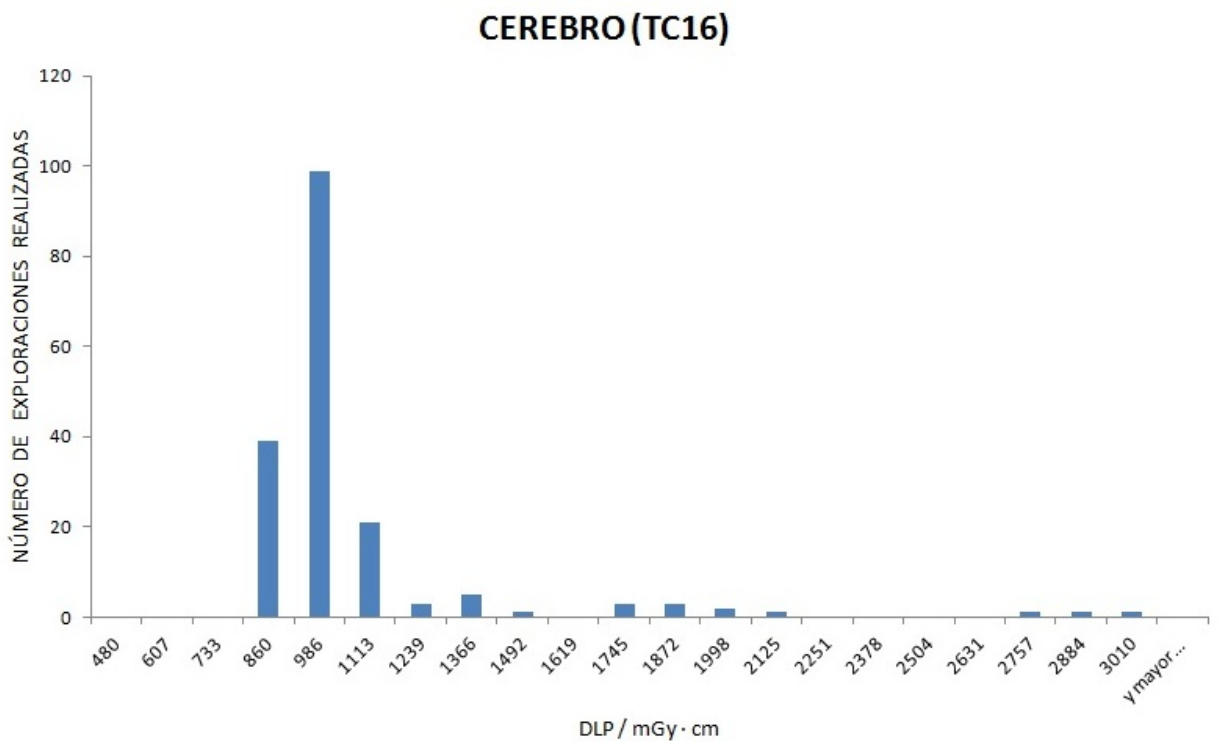


Figura 23: Distribución de los valores de DLP correspondientes a las exploraciones realizadas en el cerero por un aparato Siemens Emotion 16.

5.3.1. Método de estudio 1:

Los coeficientes obtenidos del método Monte Carlo indican la cantidad de radiación que llega a cada parte del fantoma virtual, que representa todos los órganos del cuerpo y lo modela, además este es antropomórfico y al tener a la vez ovarios y testículos también es hermafrodita. Con estos datos la hoja de cálculo se encarga de multiplicar la cantidad de radiación que llega a cada parte por un factor que obtiene de la IRCP60 y que da cuenta del daño biológico al órgano que esa región representa $W_T \cdot H_T(mGy)$, después de hacer esta operación suma todos estos productos. Es la suma total la que entrega una estimación de la dosis efectiva al cuerpo explorado. A continuación se presenta una captura de la hoja de cálculo para una exploración completa realizada sobre la cabeza, que será la exploración de TC representada en la figura 20, ya introducida anteriormente:

Organ	w_T	H_T (mGy)	$w_T \cdot H_T$
Gonads	0,2	0	0
Bone Marrow	0,12	2,7	0,32
Colon	0,12	0,00015	0,000018
Lung	0,12	0,094	0,011
Stomach	0,12	0,0033	0,00039
Bladder	0,05	0	0
Breast	0,05	0,026	0,0013
Liver	0,05	0,0076	0,00038
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,065	0,0032
Thyroid	0,05	1,9	0,095
Skin	0,01	2,9	0,029
Bone Surface	0,01	12	0,12
Not Applicable	0	0	0
Not Applicable	0	0	0
Remainder	0,025	0,93	0,023
Brain	0,025	39	0,98
Total Effective Dose (mSv)			1,6

Figura 24: Pantallazo de los valores de las dosis en cada órgano y dosis efectiva total que entrega la hoja de cálculo ImPACT CT Patient Dosimetry. Los valores de w_T son los establecidos en la ICRP60.

5.3.2. Método de estudio 2 / Método del hospital(Radiance):

El segundo método consiste en multiplicar el DLP por una única constante, como el DLP lo da directamente el monitor del tomógrafo no es necesario emplear la hoja de cálculo si ya se conoce la tabla de equivalencias ya establecidas por la AAPM. Este método simplificado y más rápido es el que emplean actualmente los radiofísicos del hospital en la práctica rutinaria.

La dosis efectiva se obtiene de multiplicar por el factor k correspondiente a exploraciones de cráneo que recomienda la AAPM, en este caso de valor $0.0021 (mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1})$:

$$E(AAPM) = 756(mGy \cdot cm) \cdot 0,0021(mSv \cdot mGy^{-1}cm^{-1}) = 1,5876mSv.$$

Después de cada exploración llevada a cabo por el TC, se registra en la base de datos del hospital tanto las imágenes tomográficas, como un breve resumen de la información dosimétrica de la exploración. El programa Radiance es capaz de interpretar esta imagen y procesarla, para después multiplicar la DLP total del estudio por la constante pertinente a cada caso.

13-Apr-2018 09:25							
Sección:							
Médico examinador:		Genérica RGª Radiologo					
Técnico:							
mAs total 4135		DLP total 879					
	Scan	KV	mAs / ref	CTDIvol	DLP	TI	cSL
Posición del paciente H-SP							
CerebrumSeq	1	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	2	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	3	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	4	130	270	57.24	92	1.5	8.0
CerebrumSeq	5	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	6	130	270	79.65	19	1.5	0.6
CerebrumSeq	7	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	8	130	300	90.00	65	1.0	0.6
CerebrumSeq	9	130	300	90.00	65	1.0	0.6
CerebrumSeq	10	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	11	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	12	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	13	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	14	130	270	58.32	58	1.5	5.0
CerebrumSeq	15	130	270	58.32	58	1.5	5.0

Figura 25: Imagen entregada por la estación de control y que contiene la información dosimétrica de la exploración realizada después de cada exploración. Esta exploración se realizó sobre el maniquí de cerebro durante las pruebas del control de calidad del Siemens Somatom Emotion 16 disponible en el HURH.

5.3.3. Datos método 1:

A continuación se encuentran resumidos los valores de las dosis efectivas estimadas correspondientes a las exploraciones realizadas. El valor de la dosis recibida es proporcional a la intensidad de corriente del tubo de rayos X (Ecuación 1), ya que si se aumenta la corriente habrá más electrones que

choquen contra el ánodo produciendo fotones (En las mismas condiciones de diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo), por esto al aumentarla se verá mejor la imagen, a costa de la dosis absorbida. Dependiendo del requerimiento de la exploración el técnico introduce un valor de la corriente, por esto en el resumen de los datos se presenta el valor máximo, el mínimo y la media de todas las medidas, así como la desviación estándar que está producida por la existencia de un rango en las estimaciones realizadas con respecto de la media de la región explorada.

$E(mSv)$			
TC 64	Cerebro	Tórax	Abdomen
Media / mSv	1,8	11,9	15,4
Máximo / mSv	9,8	59,8	44,8
Mínimo / mSv	1,0	1,0	4,0
Desviación estándar / mSv	0,7	9,6	8,8

$E(mSv)$			
TC 16	Cerebro	Tórax	Abdomen
Media / mSv	2,2	8,6	13,8
Máximo / mSv	6,5	28,0	52,6
Mínimo / mSv	1,8	1,4	5,1
Desviación estándar / mSv	0,7	6,2	8,5

Tabla 2: Tablas de dosis efectivas correspondientes a las exploraciones realizadas por el hospital Río Hortega, obtenidos a través de la hoja de cálculo TCDosimetry. Como las exploraciones se han realizado con dos tomógrafos diferentes, cada tabla recoge los datos de las exploraciones de cada uno por separado.

En las tablas se observa que para las exploraciones en el Tórax y Abdomen la dosis efectiva al cuerpo es mucho mayor, esto se debe a dos factores: La región explorada es mucho mayor, la sensibilidad del cerebro a la radiación es menor, según el IRCP60 está ponderada por 0.025, en cambio para otros órganos puede valer hasta 0.12 como en el caso del colon [18] (Estos valores están tabulados en la Figura: (Fig.24).

5.3.4. Datos método 2:

La agrupación de estos datos sigue las mismas pautas del método anterior, recogido en forma de tabla, queda como:

$E(mSv)$			
TC 64	Cerebro	Tórax	Abdomen
Media / mSv	1,8	9,9	13,2
Máximo / mSv	5,9	49,8	38,4
Mínimo / mSv	1,0	0,8	3,4
Desviación estándar / mSv	0,6	8,0	7,6

$E(mSv)$			
TC 16	Cerebro	Tórax	Abdomen
Media / mSv	2,1	8,0	12,0
Máximo / mSv	6,3	25,9	45,7
Mínimo / mSv	1,7	1,3	4,5
Desviación estándar / mSv	0,7	5,8	7,5

Tabla 3: Tablas de datos correspondientes a las exploraciones realizadas por el hospital Río Hortega, obtenidos a través de la multiplicación de la DLP por el coeficiente k [18]. Como las exploraciones se han realizado con dos tomógrafos diferentes, cada tabla recoge los datos de las exploraciones de cada uno por separado.

5.3.5. Diferencias y relación entre los dos métodos:

En el método de estudio primero, se tiene que establecer en la hoja de cálculo la región explorada, de forma que el programa conoce que órganos son irradiados de manera directa por el haz de radiación y a cuales les llega solamente radiación dispersa. Así, sumada a la contribución ponderada de cada órgano se obtiene la dosis efectiva. La región explorada está representada en la figura que se presenta a continuación. En cambio para el otro método la longitud para una exploración de cráneo es promedio, obtenida a través del análisis de muchos datos obtenidos de la manera anterior o análoga, por lo que se puede decir que simplemente en el segundo método no es necesario conocer más que la región explorada y el DLP.

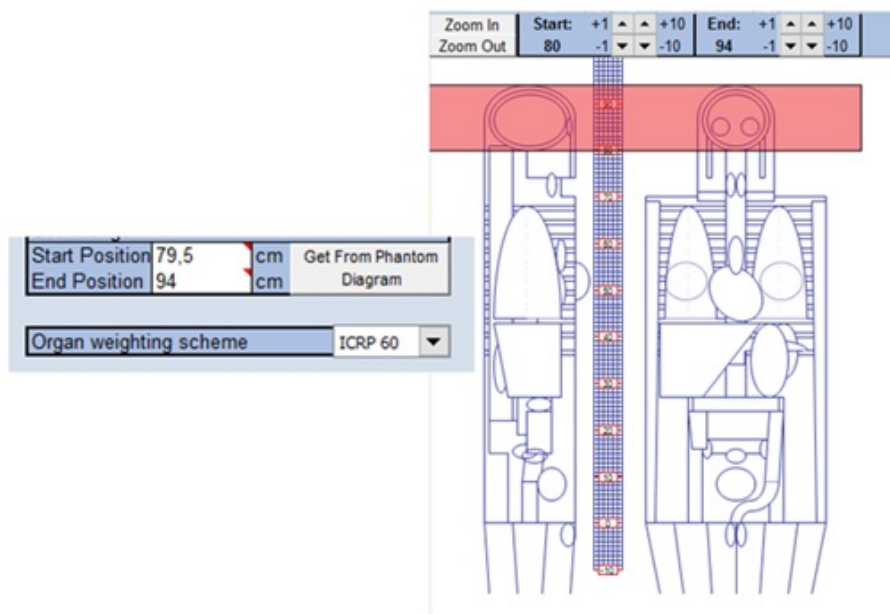


Figura 26: Pantallazo de los valores de la región de exploración introducida en la hoja de cálculo ImpACT CT Patient Dosimetry, para una exploración de cráneo.

En el caso del cráneo la diferencia en el valor de las dosis entre los dos métodos de cálculo es muy pequeña, pero para el caso de una tomografía de abdomen la diferencia en el valor del cálculo de la dosis puede ser mucho mayor. Las diferencias pueden venir sobre todo por la incertidumbre en el posicionamiento y longitud de la región escaneada ya que la base de datos empleada es la misma[19,16]. En cabeza y tórax es bastante fácil determinar la región explorada, pero definir desde dónde hasta dónde es abdomen ya no es tan fácil y el cálculo de dosis en órganos puede variar bastante según irradies más o menos región, por lo que la dosis efectiva también va a variar.

La desviación estándar da cuenta de la dispersión de las medidas, es decir para una región, por ejemplo el tórax, de las 101 exploraciones solo cuatro superan los 20 mSv, pero desplazan la tendencia aritmética aumentando su magnitud, es la desviación estándar la que da idea de esta desviación. En contraposición a que la desviación estándar correspondiente a la zona del cerebro es muy pequeña, en las otras dos regiones de interés esta es mayor. Esto se debe a que en el interior del tren superior e inferior se encuentran alojados multitud de órganos muy sensibles a la radiación, por lo que una pequeña diferencia en la región explorada puede conducir a dosis efectivas al cuerpo diferentes.

Una de las grandes diferencias entre estos métodos es que mientras que para el método del TC Dosimetry es necesario calcular la dosis paciente a paciente, para el método del hospital solo es necesario multiplicar la DLP por una constante. Esto hace que el ahorro del tiempo sea muy significativo al ser el método menos tedioso.

El método que emplea el TC Dosimetry posee un potencial increíble, si el objetivo del estudio es un paciente determinado, ya que posee información de la dosis a cada órgano del cuerpo, en cambio empleando el método del hospital esta información se desconoce. Como el empleo del TC como herramienta de diagnóstico va en aumento, de cara a un futuro puede interesar abrir un registro de dosis absorbida a cada paciente, hay una directiva europea que se debe transponer a la legislación española antes de Febrero de 2018, que obligará a registrar las dosis en todas las exploraciones, incluido TC[22]. Otro de los puntos fuertes del empleo del TC Dosimetry, es que es posible estimar la dosis en cualquier órgano aunque el análisis se haya realizado en una zona para las cuales el otro método no tiene establecidos los factores k correspondientes, por ejemplo algunas pruebas del hospital se han realizado en zonas específicas, a continuación dejo algunos ejemplos:

- SENOS SIN Y CON CONTRASTE.
- BIOPSIA CON AGUJA GRUESA CON TC.
- TC DE CUELLO SIN Y CON CONTRASTE.

6. Control de calidad

Una de las tareas de los radiofísicos es controlar el correcto funcionamiento de los equipos, para ello se realizan periódicamente una serie de pruebas que evalúan tanto aspectos dosimétricos y de calidad de imagen sin abrir el equipo, como la cantidad de radiación que recibe el personal del hospital, así como la evaluación de las dosis que reciben los pacientes.

6.1. Calidad de imagen

Las pruebas de calidad no se realizan directamente sobre tejido vivo, sino que se realizan sobre maniqués que simulan partes específicas del cuerpo humano. Aunque el hospital posee dos tomógrafos, se va a testear únicamente el tomógrafo Siemens Somatom Emotion 16.

Se incluye solamente el test con el maniquí que simula un cráneo, el modelo empleado es el Catphan 500. Esta pieza está compuesta por diferentes subsecciones cilíndricas las cuales están representadas en el plano facilitado

en la figura 27. Cada una de estas secciones se emplea para evaluar diferentes características de la imagen como contraste, resolución y correcto funcionamiento de los detectores.

Catphan® 500

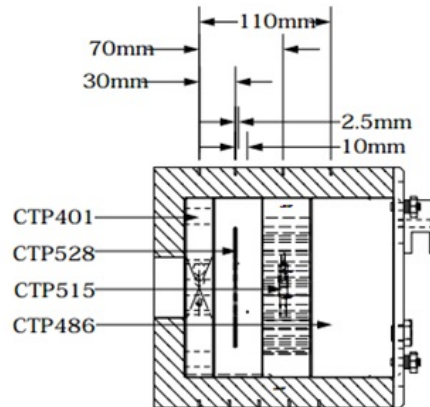


Figura 27: Plano de las secciones de un Maniquí Catphan 500.

Antes de comenzar el testeo es fundamental que la pieza este bien colocada en el centro del arco del TC. y nivelada. El centrado se realiza con los láseres con los que cuenta el equipo para el centraje de los pacientes, en este caso actúan de guía y un nivel.

6.1.1. SECCIÓN CTP401 : Valores de los números CT en distintos materiales. Linealidad y escala de contraste.

A continuación se irradia la sección CTP401 con un haz de rayos x que sigue unos parámetros que podrían emplearse en una adquisición de cráneo, para la prueba del control de calidad siempre se emplean los mismos para poder comparar los datos con lo obtenido en anteriores revisiones. Por lo que son simplemente de referencia no los únicos, no obstante aunque las adquisiciones en pacientes suelen ser en modo helicoidal continuo en este caso se ha empleado el modo axial.

- kV = 120 – 130
- Duración de la vuelta = 1.5 s – 1 s – 0.6 s
- Colimación del haz: 10 milímetros.
- Avance de la camilla 0.

Esta sección tiene como objetivos; La verificación de la exactitud de los números de CT obtenidos en la imagen reconstruida y la comprobación de la anchura del corte. Lo primero que se va a hacer es evaluar la exactitud de los números CT, para ello la parte relevante de la sección son los cuatro círculos grandes, que poseen diferentes tonalidades, estas son distintas para cada injerto porque el coeficiente de atenuación lineal difiere para cada tipo de material. Los círculos están rellenos de aire, LDPE (C_2H_4), teflón (CF_2) y acrílico [23], ya que estos materiales abarcan todo el abanico de la escala de números Hounsfield que se pueden encontrar en el cuerpo humano, este rango de tonalidades de grisáceas va desde el número CT -1000 , de color negro correspondiente al aire, hasta el $+1000$, de color blanco, que corresponde al hueso representado con teflón. La prueba consiste en comparar los números CT medidos en cada círculo con los valores teóricos patrón.

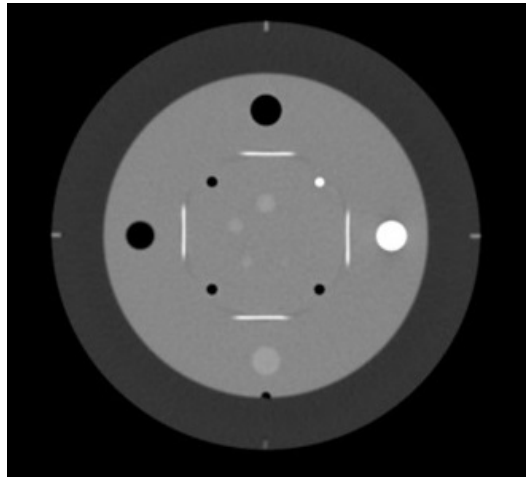


Figura 28: Imagen obtenida de la primera rodaja del maniquí CatPhan.

A continuación se presentan los resultados obtenidos:

CIRCULO	ABSORCIÓN / UH	ABSORCIÓN / UH (referencia)
Negro Izquierda	-1013,9	-1000
Negro arriba	-98,7	-100
Blanco	118	+ 120
Gris	933,4	+ 990

Tabla 4: Números CT obtenidos en las zonas de interés.

El haz generado por el tubo de rayos X debe ser adaptado a las dimensiones deseadas para su empleo en radiodiagnóstico. En general el ancho del haz a lo largo del eje longitudinal es pequeño, del orden de unos milímetros. El Siemens Sensation 16 permite una anchura de colimación que va desde los 1.2 mm hasta los 24 mm, en esta parte de la prueba se han empleado diferentes espesores, ya que en la práctica clínica se emplea el espesor adecuado a cada tipo de exploración. La colimación del haz determina la anchura del corte, ya que delimita la zona irradiada del objeto test (Fig.29).

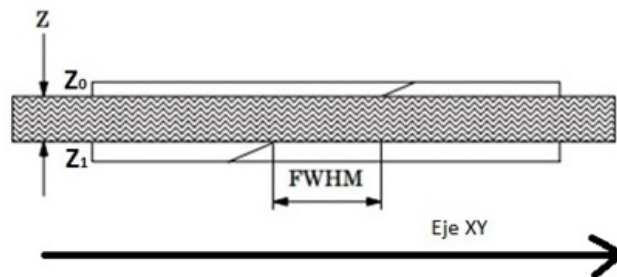


Figura 29: Plano que representa el espesor del área irradiada por el haz de rayos X colimado.

La prueba va a consistir en evaluar la dispersión en la medida de la anchura del corte (Z) obtenida en los detectores a partir de la imagen reconstruida, comparada con el haz colimado introducido. Esta primera sección consta de dos pares de barras inclinadas veintitrés grados, de las cuatro barras nos fijamos en una, la que se encuentra en la parte inferior de la sección y que verifica que es paralela al eje x (fig.30).

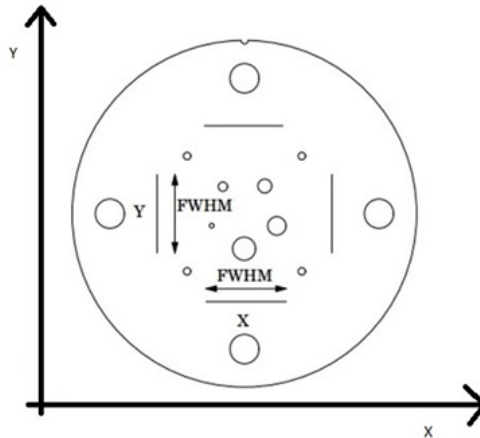


Figura 30: Esquema del testeo del espesor de corte ofrecido por el TC.

Aplicando la definición de la tangente, se puede obtener la anchura del corte si se conoce la longitud de la proyección de la barra en el plano XY. Como la inclinación es 23° ;

$$\tan(23^\circ) = 0,42 = \frac{Z}{FWHM} \quad (12)$$

La radiación que atraviesa al maniquí no es una función escalón perfecta, por lo que como es habitual en el análisis de espectros, cuando un pico no es puntual se trabaja sobre la mitad del máximo, en inglés a la anchura del pico en este punto se la conoce con el nombre FWHM [23]. Siendo FWHM la anchura a media altura (Full Width at Half Maximum) representada en la Fig31.

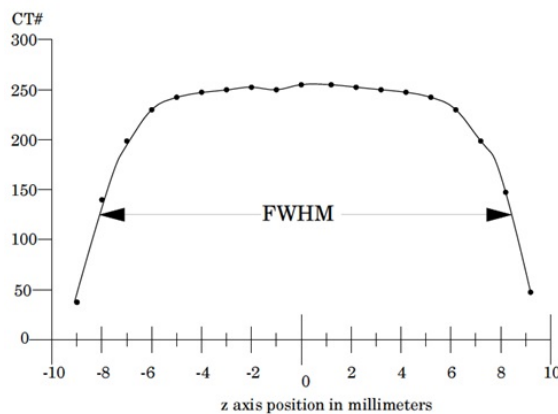


Figura 31: Perfil de radiación que atraviesa la barra paralela al eje X del maniquí en función de la distancia.

A continuación se detalla el procedimiento para calcular esta incógnita:

1. Medir el número TC del fondo usando una región de interés próxima a la barra, este valor será considerado el cero.
2. Medir el valor del número TC del objeto, para ello se desplaza el nivel de contraste hasta el límite en el que la barra desaparece, de esta forma se magnifica el contraste, de manera que solo se ve blanco o negro, sin grises intermedios.
3. Restar los dos valores anteriores y divide el resultado entre dos.
4. Suma este dato al fondo, de esta forma se obtiene el valor TC correspondiente a la mitad del máximo, en esta posición es donde se debe colocar el nivel.
5. Con la herramienta de medida de distancias del software, se mide la anchura de la barra, que corresponde al FWHM representado en la figura 30.
6. Para obtener Z , aplicamos la fórmula explicada anteriormente.

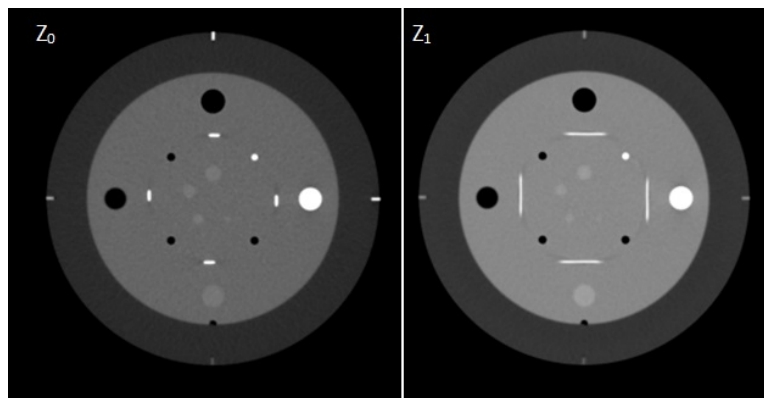


Figura 32: Imágenes de dos espesores de corte distintos, uno corto denotado por la imagen Z_0 y otro grande denotado por Z_1

FWHM/mm	CORTE/mm	HAZ COLIMADO/mm	$ Z_{Corte} - Z_{Colimado} $ /mm
23,1	9,702	10	0,298
36,3	15,246	16	0,754
11,3	4,746	5	0,254
5,6	2,352	2,4	0,048

Tabla 5: Tabla correspondiente al cálculo de los espesores efectivos de corte medidos de la imagen a través de la medida de FWHM.

Como la precisión del tomógrafo es milimétrica, los valores obtenidos son aceptables.

6.1.2. SECCIÓN CTP528: Resolución espacial.

Esta sección del maniquí sirve para evaluar la resolución de alto contraste, o resolución espacial. Que consiste en la capacidad de observar en la imagen reconstruida los contornos de objetos pequeños en el volumen explorado, estos objetos solo se pueden resolver bien en la imagen cuando la diferencia entre la señal y su entorno directo sea lo suficientemente grande. Esta capacidad depende principalmente de la geometría de adquisición del escáner, el algoritmo de reconstrucción empleado y el grosor de corte reconstruido. La imagen obtenida por el tomógrafo permite la evaluación de la resolución espacial a través de la evaluación de los grupos de líneas que se pueden llegar a observar, ya que el interespaciado de las líneas decrece en cada grupo. El radiofísico se encarga de decidir si se ve o no por lo que la decisión puede considerarse un poco subjetiva. La Tabla 7 muestra los parámetros del tubo y el tipo de algoritmo de reconstrucción empleados.

METODO	RESOLUCIÓN ESTANDAR	MÁXIMA RESOLUCIÓN
ALGORITMO EMPLEADO	ESTANDAR NÚMERO H31	FILTRO DE RECONSTRUCCIÓN ULTRADEFINIDO NÚMERO U90s
TENSIÓN (Kv)	120	130
CORRIENTE- TIEMPO	180 mA – 1,5 s	300 mA – 1s
ESPEJOR CORTE (mm)	10	0,6
MATRIZ	512 x 512	512 x 512

Tabla 6: Condiciones bajo las que se ha realizado cada exploración.

Para el algoritmo estándar se pueden apreciar todas las rayas contenidas en su correspondiente grupo coplanario hasta el grupo número 7, mientras que para el método de reconstrucción de ultra definición se logra vislumbrar completamente el grupo 13 y parcialmente el grupo 14 tal y como aparece en la Fig.33.

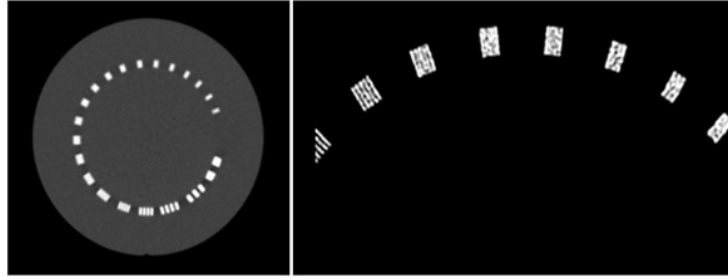


Figura 33: Imágenes con reconstrucción estándar y alto contraste en la sección CTP528.

El interespaciado de las líneas es conocido [23], por lo que gracias a este dato se puede evaluar de manera cuantitativa la resolución espacial de la reconstrucción de la imagen:

Grupo de Líneas	GAP	PARES DE LINEAS / cm
7	0.071 cm	7-8 pl/cm
13	0.038 cm	13-14 pl/cm

Tabla 7: Normalmente la resolución en TC se da en función del número de pares de líneas que se pueden distinguir como líneas separadas, por centímetro.

Esta prueba testea la resolución máxima que se puede llegar a obtener observando tejidos que absorben radiación de forma completamente diferente, pero ciertas regiones del cuerpo, como el cerebro presentan fluidos muy semejantes. Estas zonas obviamente ofrecerán muchísima menos resolución espacial, es en este punto en el que entrara en juego la resolución de bajo contraste que se analiza y explica en la sección siguiente.

6.1.3. SECCIÓN CTP515: Espesor de la radiación. Eficiencia geométrica.

La tercera sección permite analizar el bajo contraste, que es la capacidad de diferenciar estructuras que ofrecen una pequeña diferencia en la señal, que esta expresada en función de los números HU (Hounsfield Units), en comparación con el entorno en el que están inmersas. La principal limitación del bajo contraste es el ruido de la imagen que depende de la corriente del tubo, la tensión del tubo, de la filtración del haz y del algoritmo de reconstrucción. Dado que un buen contraste es imprescindible para garantizar la calidad del diagnóstico se puede plantear disminuir el ruido a costa de la exposición que recibe el paciente de ser necesario, mediante un aumento de la corriente del tubo. A continuación se presenta una tomografía de un hígado real tratada

con un algoritmo de reconstrucción que simula para los mismos datos, imágenes obtenidas con diferente corriente, se observa que a medida que esta disminuye la patología se observa peor, de hecho para el caso de corriente al 25 % respecto del original una parte ya no se aprecia bien[24].

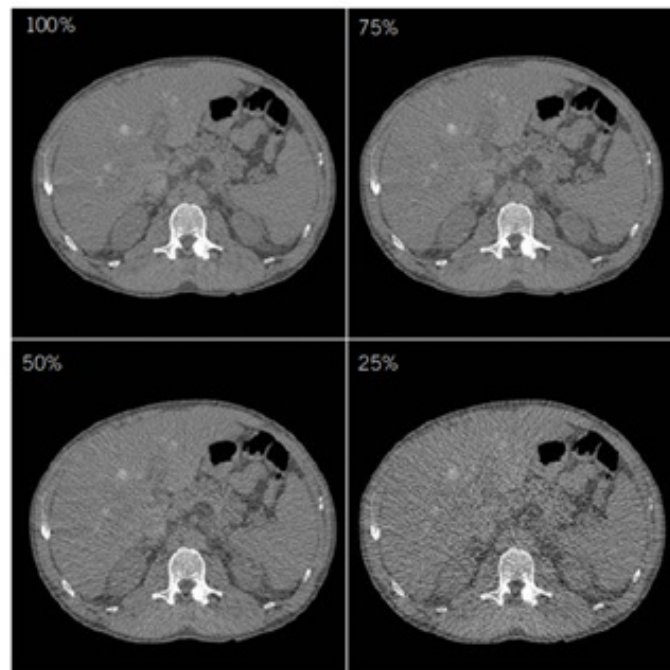


Figura 34: Tomografía de hígado llevada a cabo con un algoritmo que construye diferentes imágenes simulando diferentes valores de la corriente del tubo en la adquisición clínica. Estos valores son 75%,50% y 25% de la corriente original.

La tercera sección del Maniquí Catphan 500 consta de insertos de bajo contraste de diferente tamaño. Con las tomografías de esta sección se evalúa esta resolución, de manera subjetiva el radiofísico ha de decidir hasta que injerto la visibilidad es máxima ajustando el brillo y contraste hasta ver un determinado grupo de círculos correctamente.

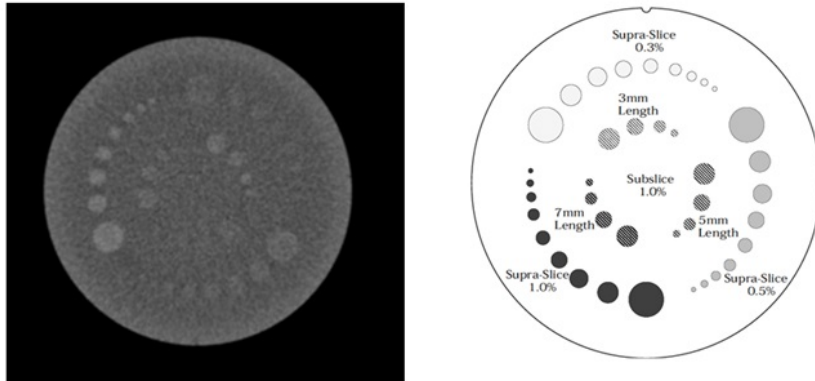


Figura 35: Imagen obtenida de la prueba de bajo contraste ajustada a brillo 16 y constaste 52 para la correcta visualización del grupo Supra-Slice 0,1%,0,5% y 0,3% entregada por el TC en la sección SECCIÓN CTP515 del maniquí Catphan 500.

El testeo se ha llevado a cabo en los grupos Supra-Slice, que son los que en el HURH emplea rutinariamente para evaluar la resolución de contraste. Ajustando para un mismo grupo unos parámetros de brillo u contraste estándares. Para el primer grupo se observan de 9 a ocho círculos, para el segundo se observan de 7 a seis círculos y para el tercero se observan 5 círculos. Que corresponde a [23]:

2 mm al 0,1%, 4 mm al 0,5% y 6 mm al 0,3%

6.1.4. SECCIÓN CTP486: Uniformidad espacial del número TC. Ruido de la imagen.

En esta sección se lleva a cabo un estudio de la uniformidad de la imagen reconstruida de un cuerpo homogéneo con el objetivo de ver si hay algún artefacto generado en la reconstrucción de la imagen, es típico que ocurran artefactos con forma de anillo en la imagen reconstruida cuando uno o varios detectores del TC tiene una sensibilidad algo mayor o menor que el resto. De ser así, en la imagen reconstruida se apreciaría uno o varios anillos concéntricos cuando se obtiene la imagen con todas las proyecciones que se obtienen alrededor del paciente. Estos anillos pueden ser negros si el detector no funciona, aunque en general no suele darse este caso, pero si la

sensibilidad del detector es diferente, implicaría la existencia de un anillo de número TC distinto. Esta prueba es la única que se realiza diariamente antes de iniciar las exploraciones programadas para calibrar los detectores y así evitar que aparezcan este tipo de artefactos. La prueba diaria consiste en disparos en aire, no con el maniquí, los detectores reciben el haz y se autocomparan, si hay diferencias en sus lecturas el sistema las compensa en sentido contrario para lograr la uniformidad. Con los resultados obtenidos se comprueba que ningún detector está dañado y que la media del número TC es constante para toda la sección.

La imagen se realiza con las siguientes características del haz:

- Tensión aplicada 130 Kv.
- Tiempo adquisición 1,5 s.
- Retardo 3 s.

Se observa lo esperado, es decir ningún anillo dentro del medio homogéneo, esto significa que ningún detector está averiado. Por otro lado, la uniformidad se mide obteniendo los números TC en los puntos cardinales y centro de la muestra, el parámetro importante es el valor del número TC, que indicará si es uniforme o no en toda la región. Pero esta prueba también sirve para evaluar el ruido en la imagen, evaluado en las mismas regiones en las que medimos el número TC. Los valores de ruido se estiman a partir de la desviación estándar y se comprueba que son estables en cada verificación realizada a unas condiciones dadas. Este ruido proviene de los detectores, efecto Compton, ruido cuántico, simplemente por el “número de fotones” que se ha empleado para construir la imagen. En definitiva, que a más dosis menos ruido y viceversa.

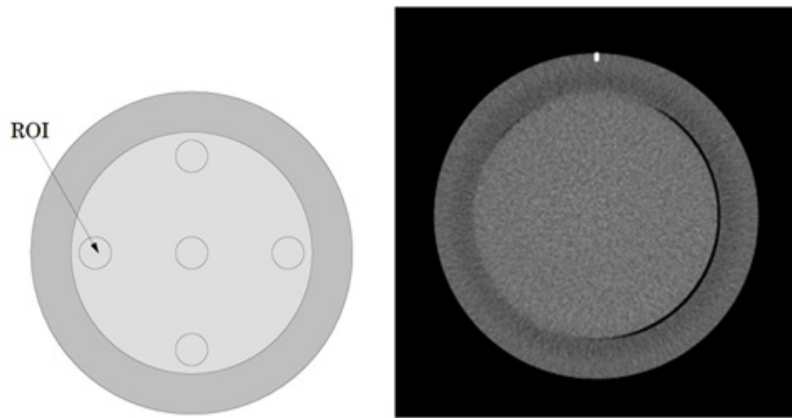


Figura 36: Lugares estratégicos de la imagen reconstruida de la cuarta sección del maniquí, y la imagen real reconstruida por el tomógrafo Siemens Emotion 16.

A continuación se presentan los resultados medidos en la imagen reconstruida, el número UH no se obtiene en un único punto, se obtiene tomando la media entre el máximo valor y el mínimo contenido en un círculo de $2,63\text{cm}^2$, a este círculo se le denomina Region of interest (ROI) [23].

Punto cardinal	Número TC	RUIDO / %
NORTE	6,0	0,19
ESTE	7,0	0,18
OESTE	6,8	0,19
SUR	7,0	0,19
CENTRO	7,7	0,23

Tabla 8: Uniformidad espacial del número TC y ruido.

7. Conclusiones

Las pruebas de TC son actualmente muy importantes debido a que aportan mucha información de la anatomía del paciente. La realización de una tomografía busca aportar información para realizar un diagnóstico, por lo que se busca un beneficio para el paciente que se evalúa aplicando el principio de justificación recogido en el ICRP103[25]. Desgraciadamente el logro de una buena imagen no es inocuo, ya que para lograr esta calidad más alta; se precisa de un espesor de voxel más fino, más intensidad de corriente en el tubo, un aumento del tiempo que se mantiene girando el tubo del arco, e incluso la elección de un pitch inferior a uno.

La evaluación de la dosis es un estudio muy complejo y comprometido, ya que requiere diferentes evaluaciones que van desde lo que podemos llamar “las cuentas”, hasta los aspectos de administración, ética y legalidad que lleva implícita. Para la evaluación de las dosis suministradas existen varios métodos, aquí se han utilizado dos de ellos y se han comparado los resultados. Analizando estos resultados se ha observado que los datos de las dosis estimadas son similares, pues ambos métodos se basan en el fondo en lo mismo. Además de basarse en los mismos coeficientes Monte Carlo, emplean los mismos pesos w_T para dar cuenta del daño biológico.

No obstante hay algunas diferencias entre los dos métodos; El programa TC Dosimetry hace cálculos individualizados y permite conocer dosis en órganos concretos, lo que permite estimar dosis en órganos relevantes, como el cristalino o dosis al feto en pacientes embarazadas, etc. El programa Radiance es más simple, ya que simplemente multiplica el DLP por una constante, esto hace que sea un método muy práctico para su empleo en el ámbito rutinario del personal hospitalario.

En función de los requerimientos de la exploración y el tipo de información que se quiere obtener se puede emplear un método u otro. El programa Radiance únicamente tiene tabulado las regiones de estudio más habituales por lo que si se quiere conocer la dosis absorbida en otras regiones no quedará más remedio que recurrir a hojas de cálculo similares al TC Dosimetry.

A la vista de los resultados obtenidos sobre las zonas del cuerpo más habituales, se obtiene que los equipos de TC proporcionan dosis relativamente altas; Una TC de tórax implica una dosis efectiva al cuerpo que en general está comprendida entre 8 y 9,9 mSv, una de abdomen 12-13,4 mSv y una en el cerebro implica una dosis de unos 2 mSv. El valor de la dosis efectiva para cada zona es diferente ya que en el tren superior e inferior del cuerpo se encuentran multitud de órganos alojados y la longitud de la exploración es diferente.

Por otro lado, se ha observado que la desviación estándar es mucho mayor para el tórax y abdomen que para el cerebro. Esto se debe a que al contener más órganos, si en una exploración se irradia más o menos un órgano cambia su contribución a la dosis efectiva al cuerpo entero.

Al igual que todos los equipos de Rayos X, los equipos TC son sometidos a pruebas de control de calidad periódica donde básicamente se comprueban tres aspectos: calidad de imagen, protección radiológica de la instalación y evaluación de las dosis suministradas a los pacientes. Estas pruebas dan información de la precisión del aparato, en la evaluación del Siemens Emotion 16 han resultado aceptables.

8. Agradecimientos

A mi tutora MARIA DEL PILAR LUISA IÑIGUEZ DE LA TORRE BAYO, que me ha permitido ver que la investigación implica un aprendizaje basado en que la resolución de gran cantidad de cuestiones supone la formulación de muchas más. Por su labor como correctora y gestora del presente trabajo.

A MANUEL AGULLA OTERO, por su amabilidad y disposición. Muchas gracias por haberme invitado a ver el equipo de TC de cerca, por dejarme estar presente y formar parte de algunas pruebas llevadas a cabo in situ en el hospital. Asimismo, gracias por suministrarme todos los datos del los cuales este trabajo se sustenta y facilitarme un completo asesoramiento.

A la colaboración Hospital-Universidad que ha permitido llevar a cabo este estudio, para que se siga realizando en un futuro, ya que nutre al estudiante de enseñanzas que solo se pueden obtener de la colaboración con profesionales de otros ámbitos.

Al tribunal, porque una evaluación justa supone un gran esfuerzo.

A mi familia, por ser mi pilar durante estos años de aprendizaje.

A todos vosotros, muchas gracias.

Diego Granados López.

Referencias

- [1] A. Brosed, *Fundamentos de Física Médica Vol. 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*, ed. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2011.
- [2] A. Brinton, *Physics of radiology*, international edition.
- [3] L.W. Goldman, *Principles of CT and CT technology, Journal of Nuclear Medicine and Technology*, 115-128, 2007.
- [4] *Ionising radiation exposure of the population of the united states: NCRP report no. 160*, 136-138, 2009.
- [5] U. Feuerlein, *SOMATOM Sensation 40/64 Application Guide*. Siemens Medical.
- [6] A. Brosed, *Fundamentos de Física Médica, Vol. 1 Medida de la radiación*, ed. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2011.
- [7] <http://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/technologies-innovations/ufc-ultra-fast-ceramic/>
- [8] *Comparative specifications 64 slice scanners*, NHS, 2009
- [9] C. I. Lee et al, *Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks*, *Radiology* 231,393-398, 2004.
- [10] M. Baeza et al., *Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas*, *Revista de Física Médica* 4, 7-17, 2003.
- [11] B. Lewin. *Genes*. Volumen 1, 2º edición, ed. Reverté, 1993.
- [12] Lobrich M. *In vivo formation and repair of DNA double-strand breaks after computed tomography examinations*, *Proc Natl Acad Sci USA* 102, 25, 2005.
- [13] P.C. Shrimpton, *Assesment of patient dose in CT National Radiological Protection Board*, UK, 2004.
- [14] M. Dunn . *Doses from Tomography (CT) examinations in the UK.NRPB-W67 report*, 2003.
- [15] J.T. Payne, *CT radiation dose and image quality*. *Radiol Clin North Am* 43, 6, 2005.
- [16] D. Cody. *The Measurement, Reporting, and Management of radiation Dose in CT*. AAPM Report NO.96 . 2008.

- [17] *Appendix MSCT Dosimetry*, guidelines on radiation dose to the patient.2000-2003.
- [18] *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*, Recommendations International Commission on Radiological Protection. Report 60, 1990.
- [19] P C Shrimpton, *Assessment of Patient Dose in CT*,NRPB, 2004.
- [20] D.J. Brenner, C. D. Elliston, E.J. Hall, W.E. Berdon, *Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT*, Am. J. of Roentgenology 176, 289-296, 2001.
- [21] L.F. Donnelly, K.H. Emery, A.S. Brody, *Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital*, Am. J. of Roentgenology 176, 303, 2001.
- [22] *Directiva*, Euratom del consejo, 59, 2013.
- [23] *Catphan® 500 and 600 Manual*, The phantom laboratory, 2006.
- [24] *Frush DP, Computer-Simulated Radiation Dose Reduction for Abdominal Multidetector CT of Pediatric Patients*, AJR Am J Radiol 179:1107-13, 2002.
- [25] *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*,ICRP publicación 103, 108,2007

9. Anexo: Histogramas de Exploraciones de cabeza, Tórax y abdomen.

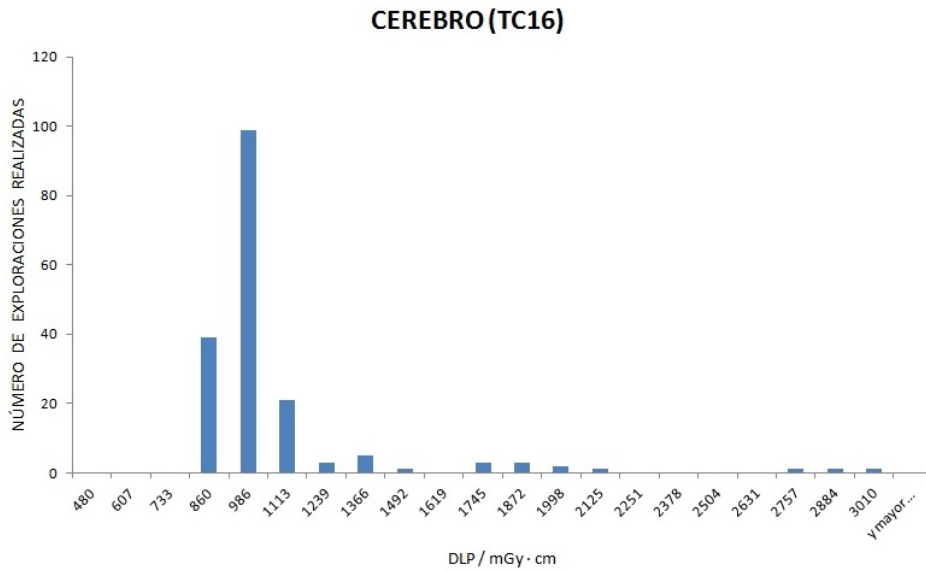


Figura 37: Distribución de los valores de DLP correspondientes a las exploraciones realizadas en el cerebro por un aparato Siemens Emotion 16.

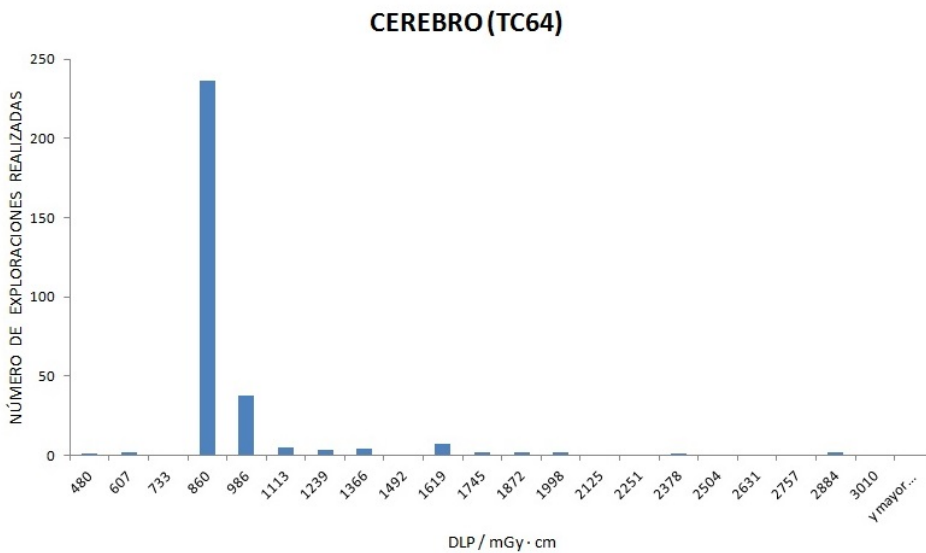


Figura 38: Distribución de los valores de DLP correspondientes a las exploraciones realizadas en el cerebro por un aparato Siemens Sensation 64.

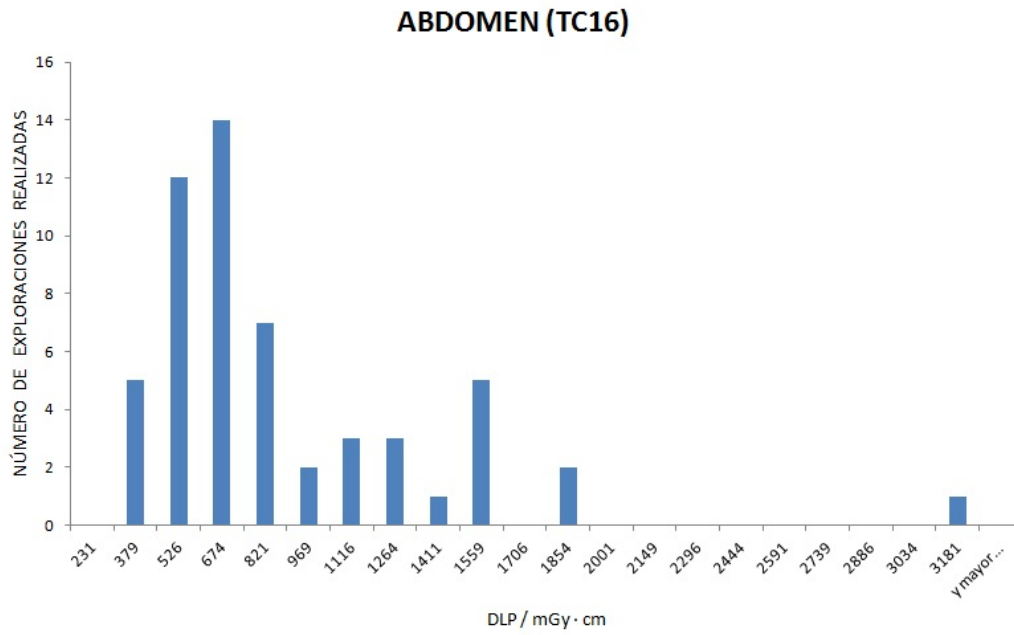


Figura 39: Distribución de los valores de DLP correspondientes las exploraciones realizadas en el abdomen por un aparato Siemens Emotion 16.

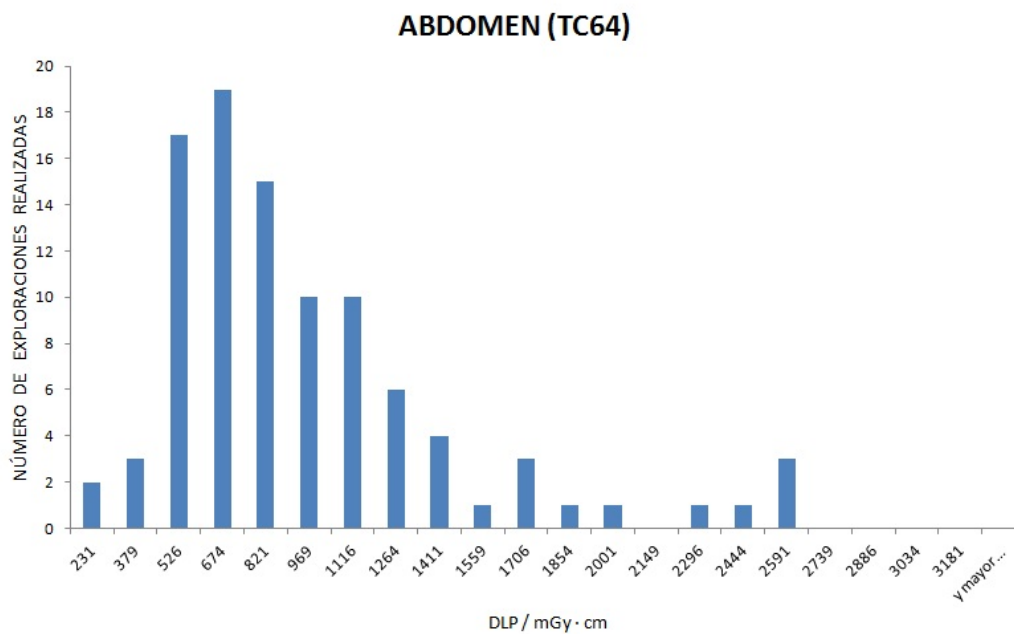


Figura 40: Distribución de los valores de DLP correspondientes a las exploraciones realizadas en el abdomen por un aparato Siemens Sensation 64.

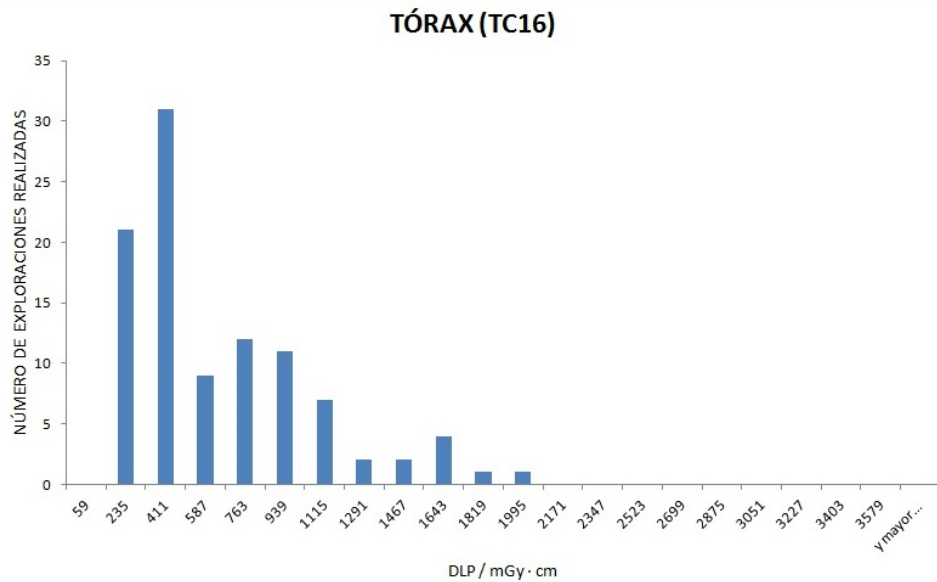


Figura 41: Distribución de los valores de DLP correspondientes a las exploraciones realizadas en el Tórax por un aparato Siemens Emotion 16.

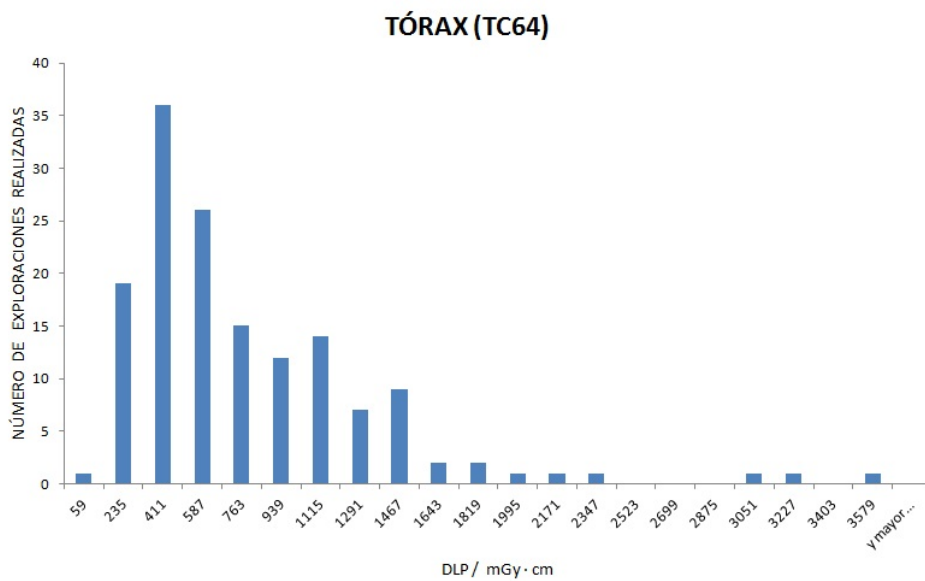


Figura 42: Distribución de los valores de DLP correspondientes a las exploraciones realizadas en el Tórax por un aparato Siemens Sensation 64.