



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

**Tomografía computarizada de doble energía: Fundamentos,
descripción y análisis de las dosis de radiación a pacientes**

Autor: Eduardo Rojo Revenga

Tutores: Manuel Agulla Otero (SRFyPR)

Carlos Andrés Rodríguez (SRFyPR)

Ana Cristina López Cabeceira (UVa)

Antes de empezar, me gustaría agradecer a Carlos Andrés Rodríguez y Manuel Agulla Otero del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFyPR) de Valladolid su labor y disposición para cotutorizar este Trabajo Fin de Grado de la Universidad de Valladolid. Su entrega, junto con las correcciones, comentarios y consejos que me han dado a lo largo de estos meses han sido de incalculable valor para la elaboración de este trabajo.

De igual forma, agradezco a mi tutora académica Ana Cristina López Cabeceira su atención, ayuda y complacencia con esta colaboración entre la Facultad de Ciencias y el servicio hospitalario mencionado.

Valladolid, septiembre de 2020.

Índice de contenidos

1. Abstract/Resumen	1
2. Relación del trabajo con los estudios	2
3. Introducción	4
4. Capítulo 1: Aspectos teóricos de radiofísica	7
4.1. Generación de Rayos X	7
4.1.1. Funcionamiento y partes de un tubo de Rayos X	8
4.1.2. Emisión, transmisión y detección del haz	12
4.1.3. Imagen radiológica	15
4.2. Radiación ionizante	17
4.2.1. Interacción de la radiación con materia	17
4.2.2. Efectos biológicos	20
4.2.3. Magnitudes y unidades en protección radiológica	21
5. Capítulo 2: Equipos de Tomografía Computarizada (TC)	25
5.1. Origen y generaciones	26
5.2. Desarrollo y componentes de equipos de TC	33
5.2.1. Equipos TC helicoidales y multicorte	33
5.2.2. Componentes de un equipo TC	36
5.3. Procesamiento en equipos de TC	40
5.4. Medidas de protección radiológica con equipos de TC	42
6. Capítulo 3: TC de doble energía	51
6.1. Fundamentos y clasificación de equipos de doble energía	52
6.2. Aplicaciones clínicas y técnicas disponibles	60
6.2.1. Técnicas y aplicaciones en descomposición de materiales	60
6.2.2. Otras aplicaciones: Caracterización de materiales	66
6.2.3. Reducción de artefactos	71
6.3. Análisis de dosis a pacientes	73
7. Conclusiones del trabajo	82
8. Bibliografía	84

Índice de figuras

3.1. Imagen de Wilhelm Röntgen	4
3.2. Primer equipo TC ideado por Godfrey Hounsfield	5
3.3. Siemens SOMATOM Drive perteneciente al Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid	6
4.1. Esquema simple de un tubo de rayos X donde la coraza absorbe la radiación emitida en direcciones no deseadas indicadas por las flechas	8
4.2. Algunas de las partes que se pueden encontrar en un tubo de rayos X	9
4.3. Ejemplo de distintos filamentos en un cátodo con sus copas de enfoque	10
4.4. Ilustración del foco real y el foco aparente	10
4.5. Esquema de intensidades relativas de los RX del haz útil por efecto talón	11
4.6. Esquema de la situación que produce la radiación característica	12
4.7. Esquema de la situación que produce la radiación de frenado	13
4.8. Espectro de emisión de rayos X producidos por un blanco de molibdeno a 35 kV	13
4.9. Distintos grados de penetración según el tipo de radiación que, en nuestro caso, serán rayos X	14
4.10. Ejemplos de radiografías de tórax convencionales, la de la izquierda se ha realizado con una tensión entre cátodo y ánodo de 80 kV y la de la derecha con un voltaje de 2 MV	15
4.11. Esquema de la situación producida por el efecto fotoeléctrico	17
4.12. Esquema de la situación producida por el efecto Compton	18
4.13. Gráfica sobre la dominancia de algunas formas de interacción de la radiación electromagnética con la materia según cuál sea la energía de los fotones incidentes	19
4.14. Tabla de factores de ponderación recomendados por la ICRP para cada radiación	23
4.15. Dependencia funcional del factor de ponderación W_R según la energía del neutrón	23
4.16. Valores recomendados por la ICRP para los factores de ponderación de tejidos	24
5.1. Esquema de modelización de una sección en voxels	27

5.2. Primera tomografía computarizada realizada a un cráneo de un adulto donde puede apreciarse un tumor cerebral	27
5.3. Equipo TC de primera generación	28
5.4. Equipo TC de segunda generación	29
5.5. Equipo TC de tercera generación	30
5.6. Equipo TC de cuarta generación	31
5.7. Equipo TC de sexta generación	32
5.8. Trayectoria helicoidal sobre el paciente	33
5.9. Forma de la hélice según el valor del pitch	34
5.10. Ejemplos de haces más anchos para equipos multicorte	35
5.11. Diferentes reconstrucciones a partir de distintos espesores de corte (izquierda: 2 mm, derecha: 0.6 mm)	35
5.12. Gantry de un equipo de TC abierto	36
5.13. Esquema de un detector de centelleo	37
5.14. Esquema de lo que ocurre en una celda de un detector de gas	38
5.15. Fragmento de una matriz de detectores de estado sólido	38
5.16. Efecto sombra en matriz simétrica (izquierda) y asimétrica (derecha)	39
5.17. Diagrama de los pasos en el proceso de reconstrucción	41
5.18. Detector de radiación ambiental RaySafe 452	43
5.19. Conjunto de electrómetro RTI Piranha y sonda RTI CT Dose Profiler	43
5.20. Zona sobre la que integrar (verde) en un perfil de dosis sencillo para obtener el $CTDI_{100}$	44
5.21. Zona central y periférica en el maniquí	45
5.22. Valores del factor k según la región de estudio	46
5.23. Fantoma CATPHAN 500	47
5.24. Gráfica elaborada por la OCDE sobre el número de exploraciones TC realizadas anualmente por millar de habitantes en algunos países de la UE	48
5.25. Diagrama sobre el origen de las radiaciones ionizantes que afectan a la dosis media recibida	49
5.26. Tabla de valores típicos de dosis efectiva para distintas exploraciones de TC	50
6.1. Esquema de un equipo de TC de doble energía y con doble tubo	55
6.2. Esquema de un equipo de TC de doble energía con un tubo de cambio de voltaje rápido	56
6.3. Esquema de las capas del detector mencionado	57
6.4. Esquema de un equipo de TC de doble energía con un tubo y detector de doble energía	58
6.5. Ilustración de los métodos mencionados. Tecnología de doble fuente (1), tubo con cambio de voltaje rápido (2), detector de doble capa (3), filtro dividido (4) y doble escáner secuencial (5)	59
6.6. Diagrama de flujo de procesos habituales para un cierto TC de doble energía	61

6.7. Reconstrucciones 3D de la zona posterior torácica. (Izquierda) Imagen VMC de 40 keV. (Centro) Imagen en la que se opacifica la zona cardiaca para ver otras zonas con contraste aumentando, eso sí, el ruido. (Derecha) Reducción del ruido mediante software	62
6.8. Mejora en la apreciación de isquemia cerebral (flecha) con imagen VNC	63
6.9. Venograma cerebral obtenido mediante supresión de hueso con DECT	64
6.10. Tomografía computarizada de la zona del cuello. (Derecha) TC convencional. (Centro) TC con supresión de yodo. (Derecha) TC con separación de yodo y calcio	65
6.11. (Izquierda) Imagen de 70 keV en la que se aprecia un émbolo sospechoso señalado por la flecha. (Centro) Mapa de yodo en el que se aprecia el defecto en forma de cuña. (Derecha) Mapa de número atómico efectivo donde se observa aún mejor	66
6.12. Imagen convencional de la zona de la muñeca (izquierda) en la que, con la tecnología de TC de doble energía, se pueden identificar los cristales de ácido úrico y otras lesiones en las articulaciones de los dedos (derecha)	67
6.13. Imágenes de cortes axiales en la zona del tórax obtenidas por TC de doble energía. (Izquierda) Vasos pulmonares resaltados en azul claro. (Derecha) Tomografía análoga en paciente con problemas pulmonares y vasos obstruidos	68
6.14. Diferenciación mediante las técnicas de DECT de una simple concentración de yodo en el paciente A y una pequeña hemorragia en el paciente B que podrían parecer similares con un TC convencional (primera columna). Ambos se han sometido previamente a una tromboectomía (extracción de un trombo que bloquea la circulación de la sangre)	69
6.15. Imágenes de TC monoenergéticas (A, D), mapas de yodo en grises (B, E) y coloreados (C, F) de zona abdominal en paciente con metástasis en el hígado	70
6.16. Reducción de artefacto metálico debido a clip de aneurisma craneal para voltaje alto (derecha) en comparación con uno más bajo (izquierda)	72
6.17. Artefacto en la piel (flecha) observado en una imagen DECT coronal de dos dedos de los pies	72
6.18. Fragmento de informe RSDR en el que se dan los datos dosimétricos y técnicos de un evento (el topograma) de la exploración	74
6.19. Diagrama de barras sobre la técnica utilizada en cada exploración del Siemens SOMATOM Drive entre enero de 2019 y junio de 2020 . . .	75
6.20. Diagrama de barras de DLP recibido para cada exploración TC de abdomen sin uso de la doble fuente	76
6.21. Diagrama de barras de DLP recibido para cada exploración TC de abdomen con uso de la doble fuente	77
6.22. Histograma de número de exploraciones según la dosis efectiva recibida en cada exploración de abdomen con técnica de TC convencional . . .	78
6.23. Histograma de número de exploraciones según la dosis efectiva recibida en cada exploración de abdomen con TC de doble energía	79

1.- Abstract/Resumen

Resumen:

La Tomografía Computarizada (TC) constituye un método de diagnóstico esencial en el ámbito hospitalario. Tradicionalmente, los equipos que permitían esta técnica utilizaban un único espectro de energía de rayos X. En los últimos años han surgido dispositivos de última generación que utilizan dos espectros de energía distintos para la formación de imagen, los equipos de TC de doble energía (DECT). Las posibilidades que estos equipos ofrecen suponen un avance enorme en la calidad del diagnóstico. No obstante, no debemos olvidar los peligros de la radiación ionizante y, por tanto, hay que controlar la dosis utilizada.

El objetivo de este Trabajo Fin de Grado es explicar el proceso de generación de rayos X y su utilización en el ámbito hospitalario, así como describir el funcionamiento y desarrollo de los equipos de TC con especial hincapié en los TC de doble energía. Se hace un estudio de las ventajas que ofrecen, sus limitaciones y la cantidad de aplicaciones en el mundo clínico. Además, a partir de las medidas tomadas de un equipo real de estas características, se lleva a cabo un análisis sobre las dosis de radiación que reciben los pacientes cuando se les realiza exploraciones con las técnicas de doble energía.

Abstract:

Computed Tomography (CT) constitutes an essential diagnostic technique in hospital environment. Traditionally, these devices used a single energy spectrum of X-rays. In the last few years, cutting edge machines using two different energy spectra for the image formation have emerged. They have been called Dual-Energy CT (DECT). The possibilities offered by these devices entail a great advancement in terms of diagnostic quality. Nonetheless, we should not forget about the hazards of ionizing radiation and, thus, we should control its dose.

The aim of this Final Degree Project is to explain the generation of X-rays and its use at hospital, as well as describing the foundations and the development of CT devices, with a special focus on the Dual-Energy ones. A review of the advantages, limitations and clinical applications is provided. Furthermore, based on measurements from a real DECT device, an analysis of the radiation dose received by patients during some dual-energy explorations have been carried out.

2.- Relación del trabajo con los estudios

Este trabajo está íntimamente relacionado con la física médica. Se plantea como una continuación y profundización de las Prácticas en Empresa que se realizaron en el Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFyPR).

En particular, la radiofísica hospitalaria conjuga los principios y leyes físicas que se han estudiado a lo largo del grado con el interés por mejorar la salud humana. Se encarga de analizar los agentes físicos y las técnicas de diagnóstico o terapia utilizadas en pacientes. En esta rama, cobran especial importancia las radiaciones ionizantes como, por ejemplo, los rayos X con los que estamos familiarizados y que pueden resultar muy beneficiosos manejándose siempre con precaución para reducir las posibilidades de sufrir sus efectos perjudiciales.

Los rayos X no dejan de ser un tipo de radiación electromagnética por lo que los conceptos aprendidos en las asignaturas relacionadas con electromagnetismo o electrodinámica son de bastante utilidad para entender algunas propiedades que se verán a lo largo del trabajo. Además, en ocasiones, haremos referencia a estos rayos con un tratamiento cuántico y usaremos el concepto de fotón como partícula elemental portadora de energía y responsable de las interacciones electromagnéticas. Es conveniente tener claros los conceptos básicos vistos en las asignaturas relacionadas con la mecánica cuántica. A su vez, he podido comprobar como algunos de los conocimientos de electrónica, semiconductores y física del estado sólido han sido útiles ya que he podido observar su aplicación en la vida real, por ejemplo, en el funcionamiento de los detectores digitales de radiación que se encuentran en equipos hospitalarios que utilizan este tipo de rayos.

No obstante, las asignaturas con la que más se puede encontrar relación son las que tratan el tema de la física nuclear. Particularmente, tuve la oportunidad de familiarizarme con los distintos tipos de radiación, su origen y aplicaciones en la parte correspondiente a la física nuclear en la asignatura experimental del último curso.

La física médica es una rama que no se trata apenas en la carrera y se deja para cursos de posgrado por lo que este trabajo ha sido una oportunidad muy buena para conocer más de este tema y, en particular, de la radiofísica hospitalaria. La radiación en los hospitales puede utilizarse para el diagnóstico, exploración e incluso tratamiento de algunos pacientes. Sin embargo, los rayos X, al tener poder ionizante, pueden

resultar dañinos para la salud, por lo que han de tenerse en cuenta medidas de seguridad recogidas en la legislación nacional y europea. También, se realizan controles y verificaciones de calidad periódicamente a los equipos que usan este tipo de radiación. El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, que cuenta con radiofísicos, se ocupa de estas tareas además del control de la dosimetría de profesionales y espacios públicos del hospital entre otras cosas. La radiofísica hospitalaria contiene también otras áreas de actuación como la medicina nuclear, que utiliza fármacos radiactivos, la radioterapia, muy frecuente en tratamientos contra células tumorales, o la dedicada a imagen radiológica, encargada del estudio sobre la instrumentación y equipos de alta tecnología para obtener imágenes diagnósticas de calidad.

En este trabajo se desarrollan también bastantes contenidos referidos a los equipos de Tomografía Computarizada (TC) y, en particular, a uno de los modelos más recientes y con proyección futura como es el de doble energía. He podido profundizar en los términos médicos y fundamentos físicos que subyacen en el uso de estos equipos en el ámbito hospitalario. De esta forma, he podido estudiar y comprender la importancia de las aplicaciones de la física en la mejora de la vida humana, algo que me parece motivo suficiente para haber cursado este grado.

3.- Introducción

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética que, junto con otros tipos de radiación (algunas de tipo corpuscular y origen nuclear como la α o la β), forma parte de las conocidas como radiaciones ionizantes. Esto significa que son capaces de ionizar los átomos que conformen una porción de materia alcanzado por ellos.

La historia de este tipo de radiación empieza con William Crookes y sus observaciones experimentales sobre distintas propiedades de gases al aplicarles descargas de energía. Sin embargo, no sería hasta 1895 cuando el científico alemán Wilhelm Röntgen (fig. 3.1), Premio Nobel de Física en 1901 por la potencialidad de su descubrimiento^[3], realizaría la primera radiografía. La naturaleza desconocida de estos rayos los hizo ser denominados inicialmente con el nombre de la incógnita “X”. A lo largo del trabajo se podrá hacer referencia a ellos por las siglas “RX”. Röntgen se negó a patentar su descubrimiento por considerar que las aplicaciones que pudiera tener pertenecían a la humanidad.

A partir de entonces, comienzan a estudiarse más los elementos radiactivos y la radiación, aunque los efectos negativos de la misma no eran todavía conocidos. A modo de anécdota, durante las primeras décadas del siglo XX, muchas empresas introducían artificialmente componentes de elementos radiactivos en sus productos para hacerlos más llamativos al público. Al mismo tiempo, el matemático Johann Radon prueba un resultado que asegura que, conocidas las infinitas proyecciones de un objeto, se puede reconstruir perfectamente el interior del mismo. Cada proyección del objeto a un determinado ángulo se caracteriza por una integral de línea. Este resultado será clave para el posterior desarrollo de equipos de tomografía computarizada que inicialmente eran conocidos como TAC (Tomografía Axial Computarizada) puesto que la reconstrucción era exclusivamente de cortes axiales. Actualmente, aunque esa denominación sigue utilizándose en la sociedad, la reconstrucción es volumétrica y se pueden obtener cortes en los tres ejes (axial, transversal y sagital) e incluso en 3D, por lo que es preferible hablar de equipos de TC.



Figura 3.1: Imagen de Wilhelm Röntgen

En el marco de la Segunda Guerra Mundial se potenció la investigación en este campo aunque el uso de las bombas nucleares cambió de forma negativa la percepción social sobre la radiactividad. En los años sesenta, el físico Allan M. Cormack evidencia la viabilidad de un equipo teórico de visualización de tejidos biológicos mediante radioisótopos. Desarrolla un método que permite obtener, mediante medidas de atenuación, la distribución de radiación recibida en el cuerpo humano. Paralelamente, en el año 1971 la empresa EMI financia el primer prototipo de TC construido e ideado por el ingeniero Godfrey N. Hounsfield (fig. 3.2). Este dispositivo combinaba por primera vez el uso de cálculos computacionales con la irradiación de RX para la obtención de una imagen de corte axial del cerebro^[3]. En 1979, Cormack y Hounsfield reciben el Premio Nobel de Medicina por sus descubrimientos.



Figura 3.2: Primer equipo TC ideado por Godfrey Hounsfield

En los siguientes años se han ido produciendo numerosos avances en las técnicas que estos equipos pueden incorporar (tipos de detectores, tiempos de adquisición, modelos de cálculo de atenuación y reconstrucción, etc.). Esto se debe a la evolución de otras ramas como la ciencia de materiales y la electrónica. Además, ha dado lugar a más de cuatro generaciones distintas de equipos de TC que se verán más adelante. Actualmente constituyen una herramienta esencial de cualquier hospital por su capacidad para generar imágenes de calidad que permiten el diagnóstico de bastantes enfermedades.

El término de “tomografía computarizada” hace referencia al procedimiento por el que se obtienen imágenes reconstruidas de una zona del cuerpo a partir del procesado de diferentes proyecciones. Estas son obtenidas por medio de la irradiación de un haz estrecho de rayos X que va girando solidariamente con los detectores alrededor del paciente. Cada corte o imagen transversal obtenida se denomina imagen tomográfica y contiene mayor información espacial que la que proporciona una radiografía convencional. En la actualidad, la metodología en la reconstrucción ha cambiado y, a partir de una imagen tridimensional reconstruida, se obtienen los cortes sucesivos que se quieran.

Al utilizar rayos X, se está exponiendo a un tipo de radiación ionizante al paciente. En la actualidad conocemos y veremos los riesgos de esta radiación cuando entra en contacto con tejido humano. Resulta, entonces, importante el equilibrio entre la dosis aplicada al paciente y la calidad de la imagen que necesitamos según cuál sea nuestro fin. El uso controlado de radiación está justificado por motivos clínicos o diagnósticos y siempre que sea llevado a cabo por expertos. El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid se encarga en su área de actuación, que incluye a las

provincias de Valladolid, Segovia y Palencia, de la revisión de este tipo de aparatos para garantizar su correcto funcionamiento y que las dosis que reciben los pacientes sean las adecuadas.

En este contexto, el primer capítulo de este trabajo presenta un análisis de los fenómenos que dan lugar a la generación de los rayos X y las partes del dispositivo básico que los produce. También se analizarán los fundamentos teóricos e implicaciones biológicas que involucra este tipo de radiación electromagnética utilizada en tantos aparatos hospitalarios.

El segundo capítulo se centra en el estudio del funcionamiento, evolución y técnicas de los equipos de Tomografía Computarizada (TC) debido a su gran relevancia y frecuente uso en los hospitales. Además, sienta las bases y establece los principios que serán de gran ayuda para entender cómo otros funcionan equipos más sofisticados como los de doble energía.

Finalmente, en el tercer capítulo se abordará el tema particular de los TC que utilizan dos espectros de energía distintos, unos equipos de última generación y que se presentan como algo prometedor en cuanto a la calidad de imagen diagnóstica. Se verán sus características, aplicaciones y un análisis de un conjunto de muestras de dosis recibidas por pacientes en un equipo de estas características perteneciente al Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. El equipo en cuestión es el Siemens SOMATOM Drive desarrollado por Siemens Healthcare que se muestra en la figura 3.3. Se concluye con una valoración del trabajo y las implicaciones que estos equipos tienen en el campo de la física médica.



Figura 3.3: Siemens SOMATOM Drive perteneciente al Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid

4.- Capítulo 1:

Aspectos teóricos de radiofísica

En este primer capítulo se abordan los aspectos principales referentes a la radiofísica hospitalaria. Todos los equipos a los que nos referimos sirven para generar imágenes diagnósticas y tienen un componente común, el tubo de rayos X. Es ahí donde se genera el haz y, por ello, en este capítulo se analizan sus partes y la finalidad que tienen. También es importante saber cómo se propaga haz de rayos una vez que se ha generado y cómo puede ser detectado por estos equipos.

Además, los rayos X pasan a través del paciente y debemos conocer los riesgos que esto implica. Por eso, se verá también cómo interacciona la radiación con la materia y, en particular, los efectos que puede tener en el ser humano. Este potencial peligro motiva la presencia de radiofísicos en el hospital ya que la revisión periódica de estos equipos aporta más garantía de que el funcionamiento sea el adecuado. Por esto, se incluye una sección dedicada a la radioprotección y a las unidades de dosis frecuentemente utilizadas en el ámbito hospitalario.

4.1. Generación de Rayos X

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética caracterizada por tener una longitud de onda comprendida entre 10 nm y 0.01 nm . Los que tienen mayor longitud de onda se conocen como blandos, mientras que los de menor longitud de onda se conocen como duros. Esto se debe a que según va aumentando la frecuencia de la onda, los rayos tienen mayor energía y poder de penetración. Es común usar el adjetivo blanco para referirse a un haz de este tipo de rayos con distintas energías, mientras que se conocerán como monocromáticos aquellos haces formados por rayos que tengan prácticamente la misma longitud de onda.

La generación de los rayos X puede deberse a varios fenómenos. En esta sección se estudiarán cuáles son, junto con los componentes y el funcionamiento de los tubos de rayos X, construidos con el fin de producirlos.

4.1.1. Funcionamiento y partes de un tubo de Rayos X

El tubo de rayos X es un componente presente en todos los equipos que utilizan este tipo de radiación ya que es la pieza donde se generan los rayos X. La radiación se produce porque los electrones del filamento del cátodo del tubo se liberan por efecto termiónico y son acelerados debido a la gran diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo (del orden de varias decenas de kiloVoltios) hacia un *target*. Al impactar, producen, entre otras cosas, radiación de frenado y radiación característica que da lugar al espectro de RX que interesa. Todo esto se verá en detalle a continuación.

Generalmente, si el equipo es sofisticado, se alimenta de un generador o armario eléctrico que cuenta con transformadores, rectificadores y otros componentes eléctricos que se encargan de dotar al tubo con la tensión y corriente necesarias para generar el haz con las características determinadas. El tubo está siempre formado por dos partes^[2]:

- La **coraza**, una carcasa que rodea a la ampolla y cuya función es absorber los rayos X, emitidos de forma aproximadamente isotrópica en su generación, que no se quiere que salgan del tubo por su efecto ionizante. Posee únicamente una abertura para que salga el haz útil de rayos, tal y como se esquematiza en la figura 4.1, que irradiará sobre el paciente. Además, sirve de protección física de la ampolla que es más frágil. Las corazas suelen estar hechas de plomo, por su gran poder absorbente de radiación, y con un revestimiento que actúa de aislante eléctrico como medida de seguridad frente a los altos voltajes que se pueden alcanzar dentro. No obstante, siempre existe una mínima parte de radiación que consigue escapar de la ampolla en direcciones no deseadas y que se conoce como radiación de fuga. La efectividad del blindaje para limitarla debe seguir las especificaciones y marcadores de la *International Commission of Radiation Protection* (ICRP). Para impedir cortocircuitos entre los cables de tierra y el tubo, el espacio entre ellos se rellena con un aceite mineral que actúa como aislante eléctrico y refrigerante.

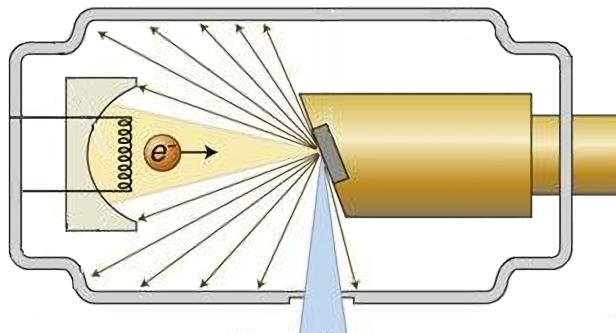


Figura 4.1: Esquema simple de un tubo de rayos X donde la coraza absorbe la radiación emitida en direcciones no deseadas indicadas por las flechas

- La **ampolla** se trata de un cilindro de cristal Pirex o, en los últimos años, metal, ya que alarga su vida media y conserva mejor un potencial constante. En ella se practica el vacío para evitar un flujo no deseado de electrones en su interior que podría hacer menos efectiva la producción de rayos X. Suele ser de una longitud cercana a los 30 *cm* y puede tener hasta 25 *cm* de diámetro. Encontramos una abertura que coincide con la de la coraza y que será la ventana de salida para el haz útil. Dentro de la ampolla podemos encontrar a su vez dos elementos.
 - El **cátodo** es la parte negativa del tubo. Está formado por un filamento en forma de espiral de aleaciones de wolframio, similar al de las bombillas, por el que circula una corriente intensa del orden de 5A. Se produce un fenómeno conocido como **emisión termoiónica** o efecto Edison por el que los electrones de las capas externas de los átomos del filamento son excitados y expulsados del mismo. Debido a la dispersión por la repulsión electrostática entre los electrones emitidos que forman una nube, se añade una pieza llamada **copa de enfoque**^[5]. Esta pieza se carga negativamente y permite que se condense el haz de electrones en una zona más pequeña que se dirige hacia el ánodo. En ocasiones, la copa puede sustituirse por una rejilla entre el cátodo y el ánodo.

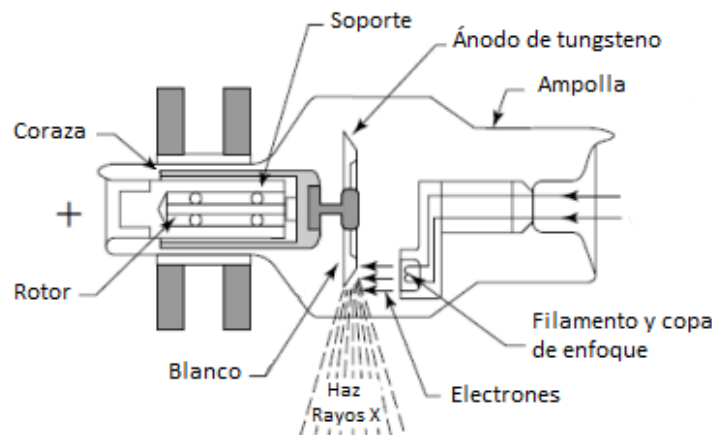


Figura 4.2: Algunas de las partes que se pueden encontrar en un tubo de rayos X

- El **ánodo** es la zona positiva. Se trata de un soporte del **blanco** donde impactan los electrones emitidos desde el cátodo. Debe ser buen conductor térmico, ya que un alto porcentaje de la energía de los electrones se deposita en forma de calor, y buen conductor eléctrico, para ser capaz de transmitir bien los electrones recibidos hasta el generador y así cerrar el circuito. Los ánodos pueden ser fijos (en unidades que no requieren mucha potencia como los equipos de RX portátiles o equipos de radiología dental y ortopantomografía) o rotatorios (en la mayoría de equipos como los de TC o mamografía). Estos últimos son los más comunes ya que permiten que el haz de electrones interactúe con una mayor área del blanco disminuyendo,

así, el calentamiento y permitiendo mayores corrientes que en el caso del ánodo fijo. La velocidad de giro será mayor cuanto mayor sea la capacidad que se pretenda para el tubo. El ánodo suele estar formado de cobre mientras que el material del blanco suele ser de materiales con átomos pesados como el tungsteno o el molibdeno. Estos materiales son escogidos por ser más eficientes en la producción de rayos X, tener un punto de fusión elevado y una conductividad térmica elevada como la del cobre.

Una vez conocidas las partes, algunas de las cuales se pueden observar en el esquema del tubo con ánodo rotatorio de la figura 4.2, resulta más sencillo imaginarse los procedimientos que ocurren dentro del tubo. La resistencia del **filamento** aumenta con la temperatura por lo que, cuando se pone en marcha el dispositivo con el tubo, se deja pasar una corriente umbral que prepara al filamento para el aumento, del orden de varios amperios, que sucederá cuando se requiera la producción de rayos X. En ese momento, la corriente se intensifica rápidamente y se empieza a producir el efecto Edison en el cátodo. Esto da lugar a un flujo de electrones emitidos que van desde el cátodo hasta el ánodo. La emisión puede ser dificultada por la distribución espacial de la carga de la nube electrónica como ya se mencionó antes.

La mayoría de tubos de los equipos de rayos X suelen tener dos filamentos de distinto tamaño para poder combinar técnicas de trabajo donde se necesitan imágenes de mayor resolución (filamento de menor tamaño) y otras que requieran altas intensidades de corriente (mayor disipación de energía y mayor tamaño del filamento). Suelen conocerse como foco fino y grueso, respectivamente, y se encuentran ambos en un mismo cátodo. Algunos incluyen un tercer foco medio.

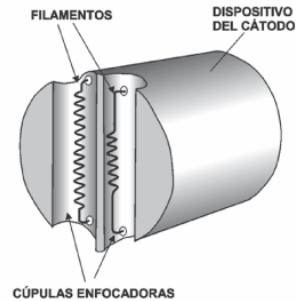


Figura 4.3: Ejemplo de distintos filamentos en un cátodo con sus copas de enfoque

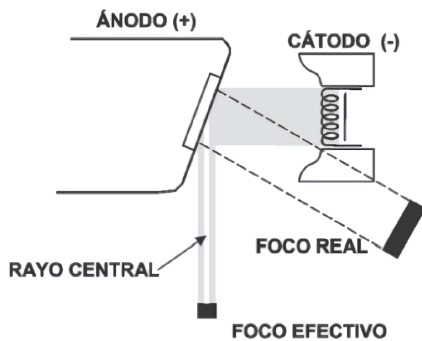


Figura 4.4: Ilustración del foco real y el foco aparente

El área del ánodo en la que incide el haz se denomina **punto focal** y es donde se generan los rayos X. El tubo puede fabricarse para tener áreas focales de distinto tamaño que puede seleccionar el técnico que opera con el equipo. Además, cuanto más grande sea el área focal, mayor cantidad de calor podrá disipar a costa, eso sí, de pérdida de nitidez en las imágenes radiológicas. Para conciliar ambas cosas, se suele angular el blanco con respecto a la posición del cátodo.

do para obtener imágenes de mejor resolución con una disipación mayor de calor. Esto hace que el tamaño del foco efectivo sea menor que el foco real y, a la vez, el área sometida al impacto de electrones sea mayor que si no hubiera inclinación, favoreciendo la disipación. Hay que tener en cuenta que gran parte de la energía de los electrones se degrada en forma de calor y solo cerca del 1 % lo hace en forma de RX.

Sin embargo, la angulación también tiene limitaciones. La intensidad del haz que abandona el tubo por la ventana no es uniforme sino que hay una dependencia del ángulo en que se han emitido los fotones y la profundidad del blanco a la que lo han hecho. La intensidad es menor en la zona más próxima al ánodo debido a la absorción de algunos de los fotones por el propio material del ánodo^[2]. Además, también influye que la radiación se va atenuando con el cuadrado de la distancia y aquellos que salen por los extremos acaban recorriendo más espacio que los que salen paralelos al eje del haz. Estas diferencias de intensidades son lo que se conoce como **efecto talón** y puede dar lugar a la falta de homogeneidad en las imágenes obtenidas. A nivel práctico, es menos relevante cuando se toman distancias grandes entre el tubo y el detector o cuando se usan tamaños de campo menores. También se puede compensar colocando las zonas menos absorbentes del cuerpo del paciente en la zona del ánodo^[4]. De hecho, para exploraciones de zonas con espesores no uniformes, como la mamografía, puede ser beneficioso. En ese caso particular, se aprovecha el efecto talón para observar mejor la zona de la pared costal ya que introduciendo la mama por la zona del cátodo se compensa el descenso de espesor según se llega al pezón con la disminución de dosis producida por el efecto talón en la zona del ánodo.

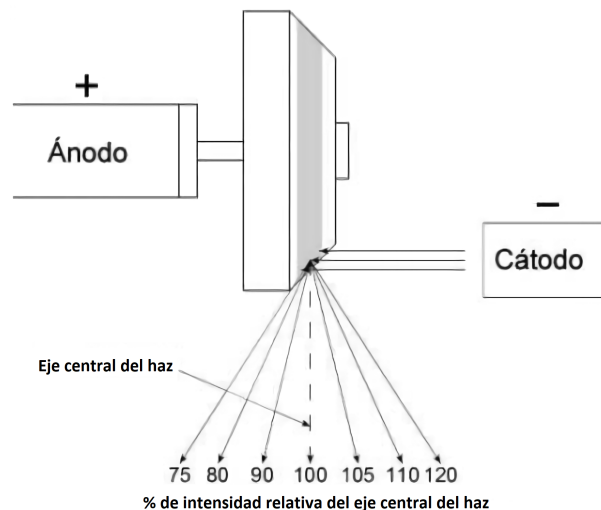


Figura 4.5: Esquema de intensidades relativas de los RX del haz útil por efecto talón

Una vez van perdiendo energía los electrones, son conducidos por el ánodo hacia los demás circuitos asociados. La parte de energía que no ha sido disipada en forma de calor da lugar a la formación de los rayos X como se verá en el siguiente epígrafe.

4.1.2. Emisión, transmisión y detección del haz

Los electrones proyectil que alcanzan el blanco pueden interactuar con los átomos del mismo de alguna de las siguientes formas.

- Excitando, sin llegar a ionizar, a los electrones más externos de los átomos del blanco. Los electrones vuelven rápidamente a su estado fundamental emitiendo energía en forma de **radiación infrarroja**. Como consecuencia, el blanco se calienta bastante y de forma proporcional a la corriente del tubo y a la tensión pico aplicada. Casi la totalidad, entre el 95 % y el 99 %, de la energía cinética de los electrones emitidos desde el cátodo se degrada de esta manera^[2]. El proceso de producción de RX no es, por tanto, muy eficiente pero se puede optimizar cuando se aumenta la energía de los electrones proyectil, es decir, el voltaje aplicado al tubo.
- Otro tipo de interacción que se puede producir es la **radiación característica**. Esto ocurre cuando los electrones de las capas más internas del átomo son excitados con suficiente energía para ser expulsados e ionizar al átomo. Se produce entonces la transición de otro electrón de una capa más externa a esa capa libre^[4]. Esa transición ocurre con la emisión de un fotón de rayos X con energía igual a la diferencia de energías de ligadura de las capas. Su nombre se debe a que este espectro es discreto y característico del material del que está hecho el blanco.

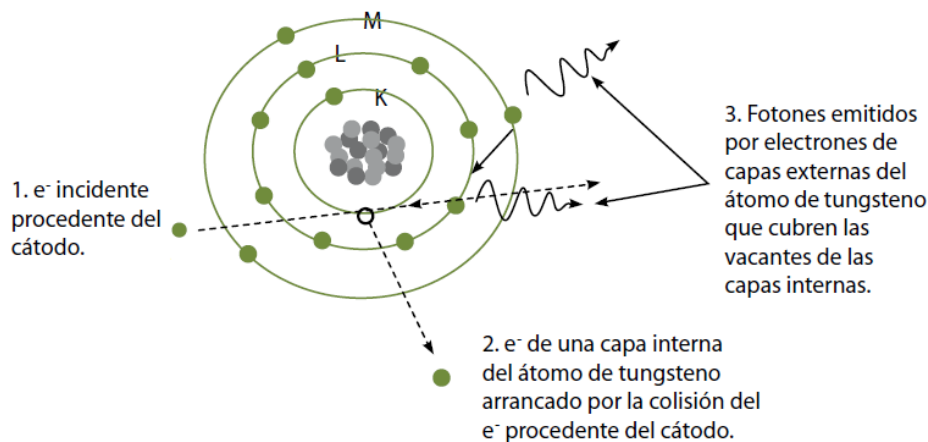


Figura 4.6: Esquema de la situación que produce la radiación característica

- Por último, puede suceder que el electrón proyectil pase cerca del núcleo del átomo blanco. Debido al potencial de atracción electrostático, el electrón se frena y se desvía. Todo ello resulta en la emisión de un fotón cuya frecuencia y energía dependen de la que haya perdido el electrón desviado. Produce, por tanto, un

espectro de emisión continuo^[2]. En la práctica, la mayor parte de los rayos del haz que recibe el paciente con fines diagnósticos se debe a este tipo de radiación conocida como **radiación de frenado** o “**bremsstrahlung**”.

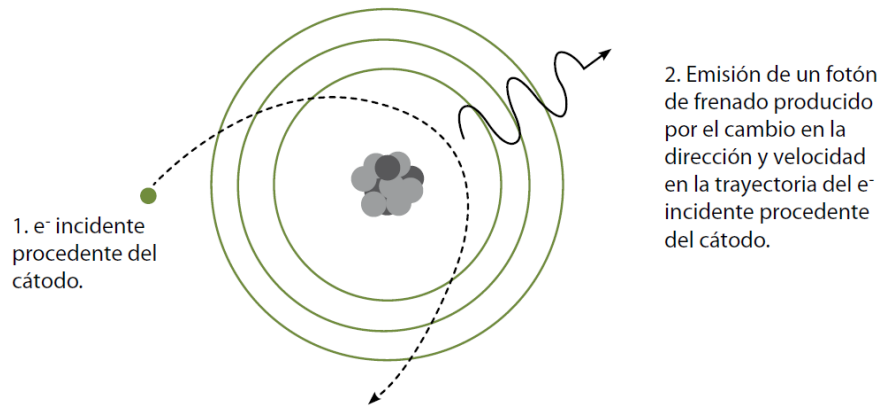


Figura 4.7: Esquema de la situación que produce la radiación de frenado

Con todo esto, tenemos que los rayos X emitidos son una mezcla de los generados por la radiación de frenado y la radiación característica de los átomos que forman el blanco. Tenemos en conjunto un espectro de emisión similar al que se muestra en la figura 4.8.

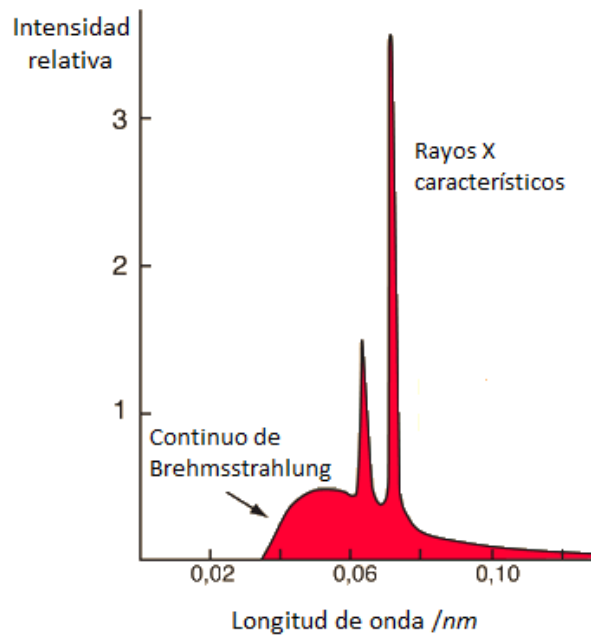


Figura 4.8: Espectro de emisión de rayos X producidos por un blanco de molibdeno a 35 kV

Parte de los fotones emitidos son absorbidos a su paso por la ampolla de vidrio, el aceite refrigerante y la ventana del blindaje. Esto se conoce como **filtración inherente** del tubo y se mide en milímetros de aluminio que equivaldrían a la misma absorción^[4]. Además, se pueden colocar en la zona de salida del haz láminas metálicas que absorban parte de la radiación y constituyan una **filtración añadida**. Fundamentalmente absorberán los fotones de baja energía que, por su poco poder de penetración, no contribuyen apenas a la formación de imagen pero sí aumentan la dosis al paciente. Una situación habitual es encontrar una combinación de filtros de diferentes materiales como, por ejemplo, la de aluminio y cobre (Al-Cu)^[4]. El cobre, de mayor número atómico, se sitúa más cerca del foco emisor y filtra radiación de mayor energía. El aluminio, en cambio, absorbe principalmente la radiación característica producida en el cobre. La atenuación por la filtración añadida es más notable cuando se tienen fotones con energías entre 10 y 70 keV . Los rayos X que salen de la coraza colimados lo hacen en forma de haz y se propagan de forma cónica. Conviene recordar que los rayos X se tratan de una radiación ionizante bastante penetrante en comparación con otros tipos de radiación como la de partículas α o β .

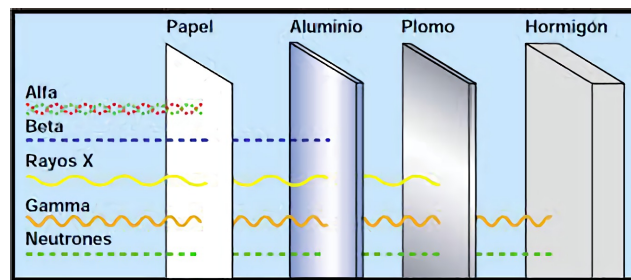


Figura 4.9: Distintos grados de penetración según el tipo de radiación que, en nuestro caso, serán rayos X

La intensidad de los rayos X, por ser una onda electromagnética, decrece con la ley de la inversa del cuadrado, es decir, de forma inversamente proporcional al cuadrado de la distancia al foco donde se originan. Por tanto, si se localiza el tubo a un metro del paciente, recibirá una cuarta parte de la radiación que recibiría a medio metro. Además, cuando interactúa con la materia, la atenuación que se produce en la intensidad de los rayos X es exponencial y con un coeficiente de atenuación másico que dependerá del tipo de material que atraviese (por ejemplo, no se produce la misma atenuación cuando interacciona con el aire, que se puede considerar casi como el vacío, a cuando lo hace con el agua) y de la energía del haz de fotones (que no es monoenergético)^[18].

4.1.3. Imagen radiológica

La diferencia mencionada en la absorción de los fotones según cuál sea el material es la que hará posible la formación de la imagen radiológica. La absorción y dispersión de los fotones del haz al interactuar con los tejidos del paciente da lugar a alteraciones en distintas partes del haz. Esto contiene información sobre la estructura de las zonas atravesadas. Si esa proyección sobre el detector se registra en forma de imagen se conoce como radiografía. A priori, las propiedades de aquellos tejidos situados en la misma línea de proyección contribuyen de manera indiscernible a un mismo punto de la imagen. Para casos en los que se necesita saber con más detalle el tipo de lesión o la profundidad se pueden utilizar técnicas como la Tomografía Computarizada que genera una reconstrucción de la zona después de tomar numerosas proyecciones radiográficas.

Cuando se empezaron a desarrollar equipos radiográficos, las placas que se utilizaban para recoger la imagen estaban formadas por un soporte de plástico y una película sobre la que se encontraban distintas capas de emulsión de cristales de bromuro y otros componentes sensibles a la radiación de los rayos X. Este proceso requería de un posterior revelado y fijado de la imagen. El resultado era que las zonas del haz que atravesaban estructuras más complejas o tejidos más densos, daban lugar a señales débiles que se traducían en una baja densidad óptica en la película^[11]. En cambio, los rayos del haz que no sufren tanta atenuación dan lugar a zonas más oscuras en la radiografía.

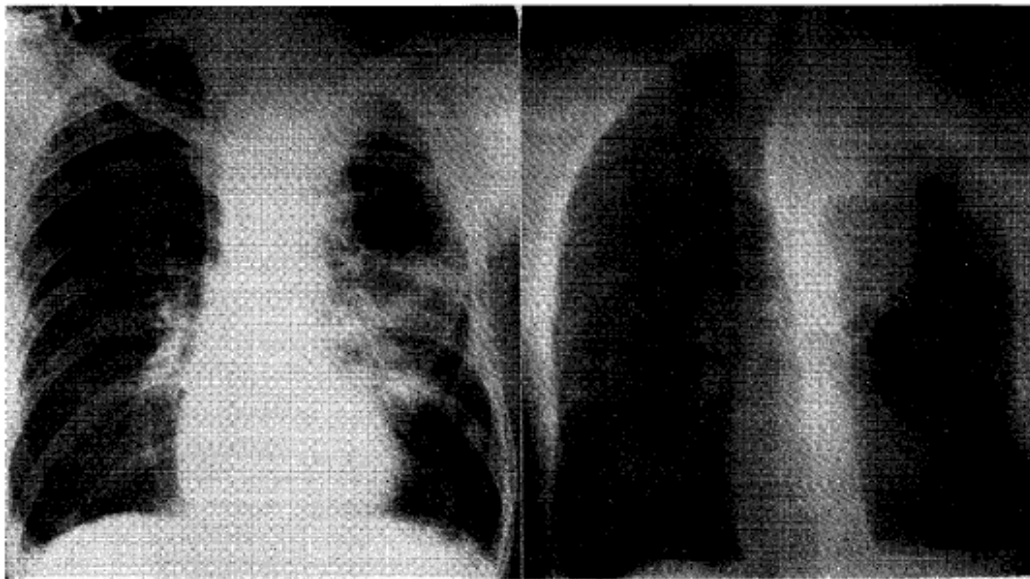


Figura 4.10: Ejemplos de radiografías de tórax convencionales, la de la izquierda se ha realizado con una tensión entre cátodo y ánodo de 80 *kV* y la de la derecha con un voltaje de 2 *MV*

Con la llegada de la era digital, se empezaron a utilizar nuevos sistemas digitales de registro de imagen como, por ejemplo, el sistema de radiografía computarizada o CR que utiliza películas fotosensibles de fósforo dentro de unos chasis. Se fue imponiendo su utilización en detrimento de las radiografías convencionales debido a la versatilidad, tiempo de obtención y facilidad de almacenamiento que ofrece. Después del CR, se comenzaron a introducir los detectores digitales de panel plano en equipos de radiología, si bien en el caso de equipos de TC, debido a su forma particular de obtención de imagen, se han utilizado desde su origen sistemas de detección digital como se explicará más adelante. Se han desarrollado en los últimos años también monitores y equipos de visualización de alta calidad y contraste para facilitar la tarea diagnóstica.

El objetivo de todos los equipos que consideramos es obtener imágenes diagnósticas, por lo que se pretende que las radiografías o reconstrucciones obtenidas sean lo más fieles posibles a la realidad. La fidelidad suele evaluarse en términos de la calidad que posee la imagen. Para esto, hay distintos parámetros como la visualización de detalles finos, bordes nítidos u objetos pequeños. Para cuantificar estas situaciones, surge el concepto de **resolución espacial**. Por otra parte, el concepto de **resolución de contraste** es el que cuantifica la capacidad para discernir entre estructuras de composición diferente como ocurre con muchos tejidos del cuerpo. Por último, otro parámetro importante es el **ruido** debido al comportamiento cuántico de la interacción radiación-materia. El ruido cuántico, por tener un comportamiento poissoniano, aumenta con \sqrt{N} , siendo N el número de fotones del haz. Como la señal aumenta linealmente con N , al aumentar la dosis se mejora la relación entre la señal y el ruido en la imagen. No obstante, hay que buscar un equilibrio entre el aumento de dosis y la calidad de la imagen.

Además, se verá en la siguiente sección que a bajas energías la interacción predominante de los rayos X con la materia es el efecto fotoeléctrico. Esto implica que tendremos un mayor contraste entre distintos tejidos pero habrá mayor absorción del haz incidente, por lo que la dosis será mayor. Cuando se trabaja a altas energías, predomina el efecto Compton lo que se traduce en un menor contraste entre los tejidos (véase figura 4.10) y una mayor dispersión del haz. Es, por tanto, necesario buscar de nuevo un compromiso entre la calidad de la imagen que se pretende adquirir y la dosis de radiación ionizante que se le imparte al paciente.

4.2. Radiación ionizante

El ser humano no es capaz de detectar por medio de los sentidos la radiación electromagnética con las frecuencias correspondientes a los rayos X. Sin embargo, no debemos olvidar que, además de muy penetrante, este tipo de radiación puede interactuar e ionizar los átomos que componen los tejidos de nuestros órganos dando lugar a efectos perjudiciales para nuestra salud. Veamos las formas en las que puede afectarnos la radiación de este tipo, cuáles son los efectos y la forma de cuantificarla.

4.2.1. Interacción de la radiación con materia

Cuando un haz de rayos X atraviesa la materia, cada fotón sigue una trayectoria distinta. Algunos se transmiten a través de la materia sin problemas, otros ceden toda su energía al material y otros pueden interactuar cediendo parte de su energía y saliendo dispersados. Los mecanismos más importantes de interacción de la radiación electromagnética ionizante con la materia son los que se indican a continuación.

- **Efecto fotoeléctrico:** Ocurre cuando el fotón de rayos X incidente interactúa con un electrón de las capas más internas y le cede toda su energía. Como consecuencia, el fotón desaparece y el átomo se ioniza ya que el electrón escapa con energía igual a la diferencia entre la energía inicial del fotón y la de ligadura^[2]. La vacante puede ser rellenada por otro electrón del átomo dando lugar a un fotón de radiación X característica que no suele contribuir a la formación de imagen (aunque en algunos casos, como en mamografía con ánodo de molibdeno, sí contribuye de forma crucial)^[18]. Es un proceso de absorción pura ya que el haz de rayos pierde de forma efectiva un fotón. En la figura 4.11 se puede observar un esquema de la situación. La probabilidad de interacción fotoeléctrica aumenta con el número atómico del material y disminuye a medida que se aumenta la energía de los fotones.

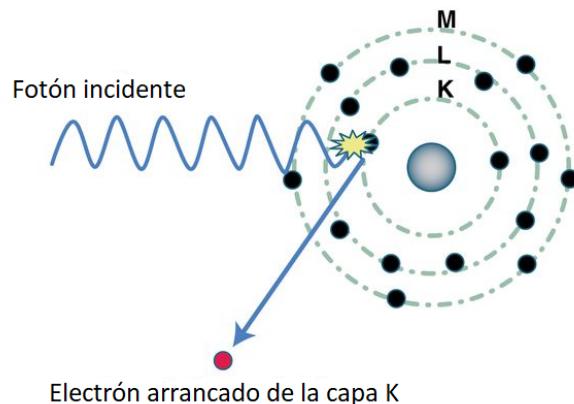


Figura 4.11: Esquema de la situación producida por el efecto fotoeléctrico

- **Efecto Compton:** También conocido como dispersión inelástica, ocurre generalmente cuando la energía del fotón incidente es bastante mayor que la energía de enlace del electrón con el que interactúa. En particular, suele ocurrir cuando el fotón interactúa con los electrones de las capas más externas del átomo. Cuando tiene lugar este efecto, el fotón no cede toda su energía al electrón sino que se desvía y cede solamente una parte de su energía, según cuál sea el ángulo de dispersión, al electrón. La probabilidad de interacción Compton está correlacionada con la densidad electrónica del material, aproximadamente igual para casi todos los átomos de los tejidos biológicos. La probabilidad de que suceda este efecto también disminuye al aumentar la energía, aunque se hace dominante frente al fotoeléctrico conforme se produce este aumento^[2].

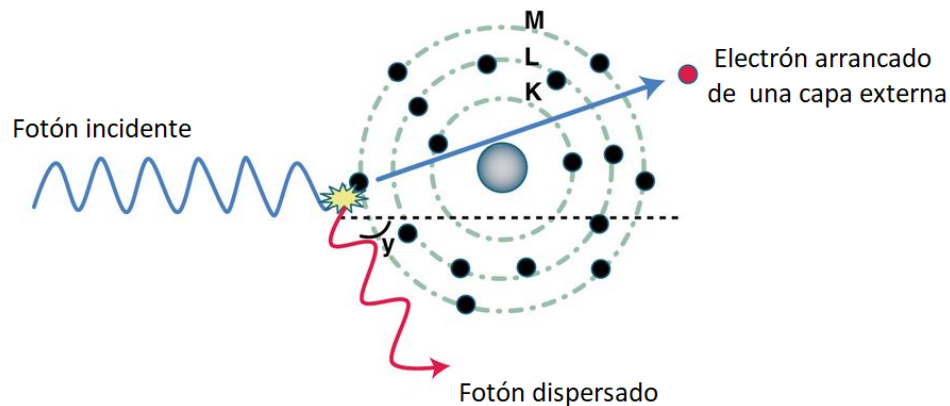


Figura 4.12: Esquema de la situación producida por el efecto Compton

- **Producción de pares:** Ocurre cuando un fotón se desintegra dando lugar a un electrón y un positrón que se propagan en direcciones opuestas^[11]. Para que esto ocurra es necesario que la energía del fotón sea igual o superior a dos veces la masa en reposo del electrón (1.022 MeV). Este proceso es dominante a energías mucho mayores de las que vamos a utilizar para obtener imágenes diagnósticas.
- **Dispersión Rayleigh:** También conocida como dispersión coherente. Se produce cuando el fotón incidente excita al átomo en conjunto pero no lo ioniza. Tiene lugar a bajas energías (del orden de 20 keV) y el fotón es dispersado en una dirección similar a la incidente^[11]. No tiene efectos biológicos apreciables por lo que no se considera una interacción tan dañina como las demás.

De los cuatro mecanismos anteriores, los que nos interesan son los tres primeros. De hecho, los únicos relevantes en Radiología diagnóstica son el fotoeléctrico y el Compton ya que, contando todas las modalidades (radiografía, mamografía, TC, etc.), el rango de energías es de entre 20 y 150 keV. La producción de pares juega un papel más importante en otras áreas de la física médica como la radioterapia (energías de 6 a 18 MeV) o la medicina nuclear (algunos isótopos, como el Y90, pueden superar el MeV)^[18]. En la figura 4.13 se muestra una relación de la incidencia de algunos de los efectos mencionados según cuál sea la energía de los fotones incidentes en la materia.

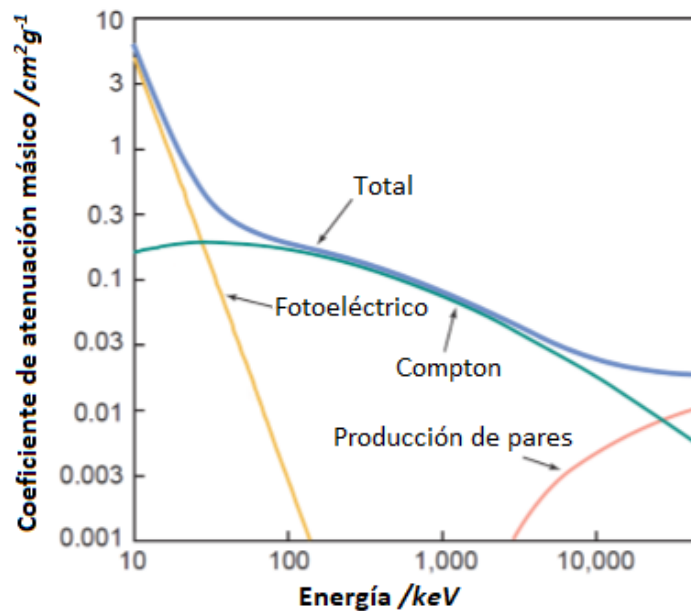


Figura 4.13: Gráfica sobre la dominancia de algunas formas de interacción de la radiación electromagnética con la materia según cuál sea la energía de los fotones incidentes

Cuando estos fenómenos mencionados producen la ionización de átomos que componen tejidos humanos, hay una posibilidad de que se produzcan cambios biológicos. Esto se puede aprovechar para, de forma deliberada, tratar con células tumorales utilizando dosis altas de radiación tal y como se hace en radioterapia. En radiodiagnóstico se usan dosis sustancialmente más bajas pero también llevan consigo una probabilidad pequeña, pero no nula, de producir algún daño a los pacientes a largo plazo.

4.2.2. Efectos biológicos

Los rayos X pueden pasar a través del cuerpo y, en la mayoría de los casos, no ocurrir nada. No obstante, podría suceder que ionizase algún átomo o alterase alguna molécula. Las alteraciones se suelen producir a nivel del ADN y se puede llegar a romper algún enlace entre las bases nitrogenadas que forman la cadena (Adenina, Timina, Guanina y Citosina) dando lugar a aberraciones cromosómicas o mutaciones somáticas. Una vez que se producen las alteraciones, el organismo puede detectarlo y repararlo. Sin embargo, hay otras ocasiones en las que el organismo no es capaz de detectar las anomalías genotípicas y esto acaba derivando en la muerte celular en el tejido irradiado o mutaciones genéticas que, posteriormente, pueden suponer el desarrollo de tumores. Los efectos biológicos se producen en aquellas células irradiadas y puede ocurrir que también en su descendencia. Con esto en mente, podemos clasificar los efectos de la radiación ionizante en dos grandes categorías^[18]:

- Los **efectos deterministas** son aquellos que aumentan su gravedad conforme se aumenta la dosis de radiación. Producen la muerte de un gran número de células en el tejido irradiado. Además, se caracterizan por producirse cuando las células son expuestas a niveles altos de radiación y pierden su capacidad de reproducción o función fisiológica debido a que el daño es letal. Existe una dosis umbral para que estos efectos ocurran y en la práctica no se debe sobrepasar nunca. En caso de hacerlo, según el órgano afectado, los efectos pueden ser variados tanto en su forma como en el tiempo que tardan en manifestarse. Algunos ejemplos son las cataratas radioinducidas, la pérdida de pelo, aparición de eritemas, necrosis, esterilidad, etc.
- Los **efectos estocásticos** son debidos a una mutación de un grupo de pocas células. La probabilidad, aunque no la gravedad, aumenta también con la dosis recibida. Sin embargo, para estos efectos no existe una dosis umbral para la cual no se produzcan, por lo que existe inevitablemente cierta probabilidad de suceso a largo plazo en cualquier paciente irradiado. Además, este tipo de efectos no solo pueden aumentar la incidencia de algunas mutaciones espontáneas, sino que pueden dar lugar a patologías hereditarias. Un ejemplo de efecto estocástico es el de los tumores radioinducidos en personas que han estado expuestas de forma continuada a radiación de este tipo. Básicamente todo el conocimiento sobre los efectos estocásticos de la radiación proviene de poblaciones que han sufrido algún accidente o catástrofe nuclear como las de Chernobyl, Hiroshima, Nagasaki y Fukushima. Conviene ser conscientes de los riesgos de la radiación pero tampoco alarmistas sobre este tema. A pesar de los riesgos, el correcto manejo de los equipos de radiación y las medidas de seguridad hacen que el beneficio clínico de su uso sea muchísimo mayor que el posible perjuicio.

4.2.3. Magnitudes y unidades en protección radiológica

Para estudiar la cantidad de radiación que se emite y que recibe el paciente se utilizan distintas magnitudes y unidades^[18]. En esta sección veremos algunas de ellas que forman parte del argot habitual de los radiofísicos y que nos ayudarán a familiarizarnos con las unidades que utilizaremos más adelante cuando se haga el análisis de las dosis recibidas en pacientes por el TC de doble fuente.

Magnitudes dosimétricas:

- Primero consideramos la **exposición radiométrica** que se concibe con la intención de medir la capacidad de ionización que posee un haz de radiación en el aire. Se define como el cociente

$$X = \frac{dQ}{dm},$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en una masa dm de aire seco han sido detenidos por completo en el seno de aire. La unidad primitiva utilizada es el *röntgen* (R), en honor al descubridor de los rayos X, que equivale a la exposición a radiación electromagnética que produce una liberación de una unidad de carga electrostática en un volumen de 1 cm^3 de aire seco en condiciones normales. Actualmente, siguiendo las recomendaciones del Sistema Internacional, se prefiere el uso de la unidad de C/kg que equivale aproximadamente a 3876 röntgen .

Esta magnitud quedó en cierto desuso cuando se empezó a comprender mejor la relación de la interacción de la radiación con los materiales. Su utilidad es limitada al estar definida para el aire y no poder aplicarse adecuadamente a otro tipo de radiación como la de partículas alfa o electrones. De esta forma, surgieron las siguientes magnitudes que dan cuenta de la radiación depositada para cualquier medio.

- La **dosis absorbida** cuantifica la cantidad de radiación ionizante recibida en un material. Interesa saber la absorción de la radiación en un tejido por lo que se define como el cociente

$$D = \frac{dE}{dm},$$

siendo dE la energía absorbida por una cantidad de masa dm . La unidad primitiva utilizada es el *rad* (dosis radiación absorbida) definida como la dosis de radiación que deposita 10^{-5} J en un gramo de tejido. Se da el hecho de que un haz de rayos X que produce la exposición de 1 röntgen deposita en el tejido humano una dosis de $0,96 \text{ rad}$, por lo que a veces se confunden estas dos.

La unidad mencionada quedó obsoleta cuando el Sistema Internacional introdujo, en honor al radiobiólogo inglés Louis H. Gray, como unidad de dosis absorbida el *gray* (Gy). Esta unidad se define como la dosis que deposita 1 J por kilogramo de tejido. Es fácil comprobar que $1 Gy = 100 rad$.

Magnitudes en radioprotección:

- Aunque dos partículas depositen la misma cantidad de energía en un mismo diferencial de masa de un medio, el efecto biológico puede ser muy distinto según la naturaleza de la radiación. Surge así la necesidad de modificar la magnitud de dosis absorbida por otra magnitud conocida como **dosis equivalente** que tiene en cuenta los efectos sobre los tejidos biológicos. La unidad en el Sistema Internacional es el *sievert* (Sv), definido como la dosis de radiación equivalente a la absorción de 1 J/kg de rayos X. Aunque tanto el Sv como el Gy equivalen a J/kg , es necesario este cambio de unidades porque el Gy hace referencia a energía depositada, mientras que el Sv a daño biológico. Para la dosis equivalente es habitual utilizar el submúltiplo mSv .

La dosis equivalente se define para un órgano T sobre el que se puede irradiar distintos tipo de radiación, R , de la siguiente forma

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot W_R.$$

donde H_T es la dosis equivalente medida en Sv sobre el órgano T , $D_{T,R}$ es la dosis absorbida por el órgano o tejido irradiado en unidades de Gy y W_R es el factor de ponderación que depende de las características de la radiación. Es decir, se trata de un promedio de las dosis absorbidas en ese órgano ponderadas por un factor que depende de la naturaleza de cada radiación utilizada.

Esta magnitud es importante a la hora de estimar los efectos deterministas provocados por la radiación en el tejido u órgano considerado. En la tabla de la figura 4.14 se muestran los valores de este factor para las radiaciones ionizantes más comunes^[10]. En el caso que nos ocupa, radiodiagnóstico, el factor de ponderación para los fotones va a ser $W_R = 1$ por lo que a efectos prácticos los valores para dosis absorbida y dosis equivalente serán los mismos. En cambio, en medicina nuclear se suele trabajar con partículas alfa, cuyo factor de ponderación es considerablemente mayor, por lo que una pequeña dosis absorbida puede producir un daño considerable que se puede utilizar para tratar, por ejemplo, metástasis óseas.

TIPO DE RADIACIÓN	W_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión e iones pesados	20
Neutrones	Función continua de la energía, ver fig. 4.15

Figura 4.14: Tabla de factores de ponderación recomendados por la ICRP para cada radiación

El valor del factor de ponderación para un neutrón obedece el comportamiento de una función continua de la energía que posea, tal y como se muestra en la figura 4.15^[10]. En ocasiones se puede encontrar tabulado con distintos valores discretos aproximados según el intervalo de energías en el que se encuentre el neutrón. A modo informativo, los neutrones son relevantes en radioterapia, donde los aceleradores que generan haces con voltaje pico superior a 10 *MV* pueden producir neutrones libres que contribuyen a la dosis y han de ser tenidos en cuenta para el blindaje de las salas.

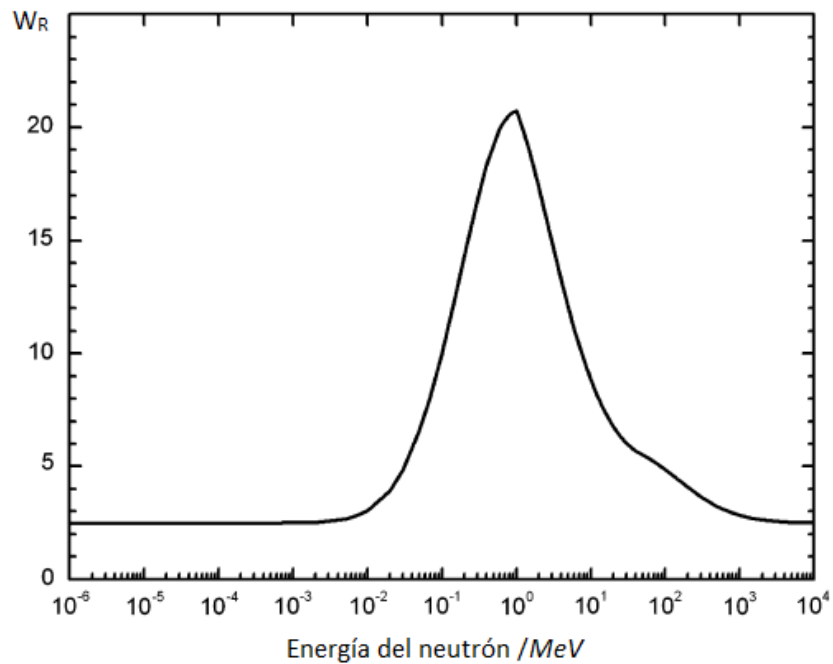


Figura 4.15: Dependencia funcional del factor de ponderación W_R según la energía del neutrón

- Por último, resulta comprensible que los posibles efectos de la radiación no son igual de peligrosos cuando se irradia un pie que cuando la misma radiación se aplica sobre el pulmón del paciente. Se sabe que existe una relación entre la dosis equivalente que recibe un órgano y la probabilidad de aparición de efectos estocásticos relacionados con él. Para correlacionar el efecto estocástico total se define apropiadamente, a partir de la dosis equivalente, el concepto de **dosis efectiva**, cuya expresión es

$$E = \sum_T H_T \cdot W_T,$$

siendo E la dosis efectiva y H_T la dosis equivalente en cierto órgano o tejido T , ambas medidas en Sv . El término adimensional, W_T , se conoce como factor de ponderación del tejido y toma distintos valores según cuál sea el tejido irradiado. Estos factores se encuentran tabulados^[10], tal y como se observa en la figura 4.16, y no se refieren a características de individuos particulares. La dosis efectiva debe entenderse a nivel poblacional y no individual. Además, estos factores se determinan experimentalmente y se actualizan cada cierto tiempo a partir de la evolución de personas que han sido víctimas de catástrofes nucleares.

Órgano/ Tejido	W_T	Órgano/ Tejido	W_T
Médula ósea (roja)	0,12	Hígado	0,04
Colon	0,12	Esófago	0,04
Pulmón	0,12	Tiroides	0,04
Estómago	0,12	Piel	0,01
Mama	0,12	Superficie ósea	0,01
Conjunto restante	0,12	Cerebro	0,01
Gónadas	0,08	Glándulas salivales	0,01
Vejiga	0,04	TOTAL	1,00

Figura 4.16: Valores recomendados por la ICRP para los factores de ponderación de tejidos

En la tabla anterior el conjunto restante hace referencia al grupo de tejidos suprarrenales, región extratorácica, vesícula biliar, corazón, riñones, ganglios linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata/útero, páncreas, intestino delgado, timo y bazo. Se puede comprobar que la suma de todos los factores de ponderación es la unidad.

Uno de los fines de este trabajo es evaluar la cantidad de dosis recibida en pacientes por un equipo de TC de doble energía. Para determinar la dosis efectiva en una técnica de tomografía computarizada es necesario conocer otras magnitudes como el Índice de Dosis en TC (CTDI), el factor k o el producto dosis-longitud (DLP). De todas ellas se hablará en una sección del próximo capítulo que está dedicado a este tipo de dispositivos.

5.- Capítulo 2:

Equipos de Tomografía Computarizada (TC)

Para algunos autores, la introducción de la tomografía computarizada es uno de los mayores avances producidos en diagnóstico médico a lo largo de la historia^{[2],[9]}. Supuso la conjugación de procedimientos computacionales con la radiología médica. A pesar de su potencialidad, el campo de la imagen radiológica presentaba algunas limitaciones a la hora de generar imágenes diagnósticas. Entre ellas se encontraban la baja eficiencia en la absorción para ciertas combinaciones película-pantalla, la superposición de elementos tridimensionales en imágenes bidimensionales y la alta contribución de la radiación dispersa a la formación de imagen cuando se utilizan haces más anchos. Algunos de estos problemas encontraron solución parcial mediante el uso de haces más estrechos o la invención de la **tomografía “convencional”**. Esta última consistía en mover el tubo en torno a un punto de referencia para que la imagen final mostrara un plano relativamente bien enfocado mientras que los demás se observaban difuminados por la borrosidad cinética propia del movimiento del tubo. Actualmente es una técnica que está prácticamente en desuso, aunque algunos equipos de RX convencionales aún la incorporan. Los inconvenientes mencionados, junto con el interés razonable de abordar desde distintas perspectivas el volumen a radiografiar, subyacen en el desarrollo de la tomografía computarizada. Con la TC se va más allá de la tomografía convencional mediante un enfoque diferente del problema y el uso de un tubo de RX y un sistema de imagen que giran solidariamente en torno al paciente obteniendo múltiples vistas del mismo desde distintos ángulos. La gestión posterior por un sistema computacional permite la reconstrucción del interior del paciente.

Para estos últimos equipos, el haz de rayos X emergente del tubo, esencialmente uniforme en un plano perpendicular a su eje, interacciona con los tejidos del paciente al atravesarlo y, debido a esa interacción, emerge al otro lado del mismo con información sobre las estructuras atravesadas. Una vez que incide sobre los receptores, llega al dispositivo de computación. Tras recibir esta información desde muchas perspectivas distintas, el equipo digital las traduce en una imagen diagnóstica. Los primeros aparatos eran capaces solamente de reconstruir cortes transversales de los pacientes, por lo que se hablaba inicialmente de equipos de **Tomografía Axial Computarizada**

(TAC). Los equipos actuales son capaces de hacer reconstrucciones volumétricas y ofrecen la visualización de distintos planos axiales, sagitales y coronales, por lo que la limitación axial ha desaparecido y se prefiere el uso de las siglas TC.

En este capítulo se verán en detalle todos estos aspectos sobre el origen, desarrollo y funcionamiento de un equipo de TC. Además, en la sección final del capítulo se comentan las magnitudes relacionadas con la radiación que más se utilizan en tomografías y las medidas de radioprotección que se llevan a cabo en el hospital para asegurar la protección del paciente y del entorno que rodea al equipo.

5.1. Origen y generaciones

Los primeros pasos hacia el desarrollo de estos aparatos los hicieron Cormack y Doyle en los años sesenta. Aunque su objetivo inicial era otro, se dieron cuenta de las posibilidades que ofrecía la reconstrucción a partir del uso de la distribución de los coeficientes de atenuación en una sección de un volumen^[2]. Formularon el problema en términos de una integral de línea,

$$\ln \left(\frac{I_0}{I} \right) = \int_L \mu(s) ds,$$

donde I_0 e I son, respectivamente, las intensidades de radiación a la entrada y salida de la línea L (trayectoria que sigue el rayo). Además $\mu(s)$ es el coeficiente de atenuación asociado a un elemento de espesor ds y localizado en la posición s del recorrido del rayo. El interés de Cormack era obtener información de la distribución de valores de estos coeficientes a partir de las medidas de I_0 e I a lo largo de todas las líneas posibles L que atravesaran la sección.

Cormack desarrolló un método para calcular esa distribución de la absorción de la radiación mediante el uso de transformadas de Fourier. Por entonces, no conocía la solución a la integral de línea que había publicado a principios del siglo XX Radon asegurando que la estructura interna de cualquier objeto se podía determinar conociendo el valor de las integrales asociadas a todas las proyecciones que pasan a través del objeto^[1]. Las soluciones de Radon se desarrollaban, eso sí, en el marco del desarrollo de la teoría gravitacional.

No sería hasta 1967 cuando Hounsfield diseñara con éxito el primer equipo de tomografía computarizada para uso clínico. A partir de las ideas de Radon y simulaciones de ordenador, consiguió comprobar la viabilidad del equipo. Hounsfield analizaba la sección del objeto de estudio como un conjunto de cubos tridimensionales, voxels, con coeficientes de atenuación característicos como se puede ver en la figura 5.1. Para la reconstrucción se resolvían conjuntos muy grandes de ecuaciones lineales en términos de estos coeficientes.

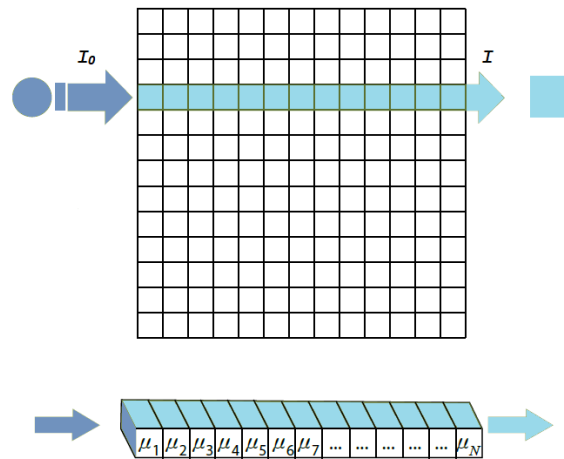


Figura 5.1: Esquema de modelización de una sección en voxels

En 1971 se construyó el primer equipo de esas características, denominado EMI Scanner (ver figura 3.2), que permitía albergar la cabeza del paciente. En octubre de ese mismo año se utilizó por primera vez con pacientes dando lugar a la primera generación de estos equipos^[1]. Los tiempos de adquisición y reconstrucción eran de horas (actualmente puede ser de hasta milisegundos por corte y hay equipos capaces de adquirir barridos completos hasta en 0.3 segundos por vuelta, cubriendo en cada vuelta una sección de varios centímetros de paciente). Su exitosa aplicación supuso un hito en el uso de la tecnología en el ámbito médico ya que se trataba de la implementación efectiva de un sistema de formación de imágenes bidimensionales de objetos por medio de una computadora.

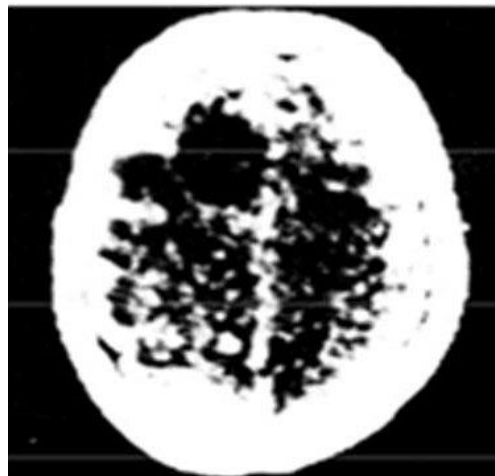


Figura 5.2: Primera tomografía computarizada realizada a un cráneo de un adulto donde puede apreciarse un tumor cerebral

Se considera uno de los mayores avances en radiodiagnóstico junto con el descubrimiento de los rayos X^[2]. Inicialmente más del 90% de las exploraciones eran neurológicas pero, progresivamente, se fue avanzando en técnicas para el resto de regiones del cuerpo. A día de hoy, todas las regiones anatómicas pueden ser exploradas, y de hecho lo son, con TC. Su comercialización se extendió de forma rápida en Estados Unidos y Europa a pesar del elevado coste de los equipos.

Los primeros equipos TAC que se instalaron en España lo hicieron en los años ochenta con precios muy elevados y larga lista de espera. Actualmente, estos equipos están presentes en prácticamente todos los hospitales del país y las exploraciones con ellos son rutinarias. A modo informativo, en los hospitales públicos de la provincia de Valladolid se encuentran 9 equipos de TC (1 en el Hospital de Medina del Campo, 2 en el Hospital Universitario Río Hortega y 6 en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid). Aproximadamente se realizan en el conjunto de estos centros entre 30000 y 40000 exploraciones de TC al año, lo que supone entre 600 y 700 a la semana.

- Los primeros equipos construidos siguiendo el modelo del de Hounsfield se conocen como **primera generación**. Se caracterizaban por tener un haz muy colimado que incidía sobre unos detectores de centelleo. El método se basaba en movimientos de traslación y rotación del conjunto formado por el tubo de rayos X y el detector que se encuentran en paralelo. Durante una vista, este conjunto se desplazaba solidariamente a lo largo de 160 posiciones. Posteriormente, ese mismo conjunto giraba 1 grado y volvía a realizar una vista. El arco de giro era de 180° por lo que en total se realizaban 28800 medidas^[2]. En la figura 5.3 se puede encontrar un esquema de este tipo de equipos.

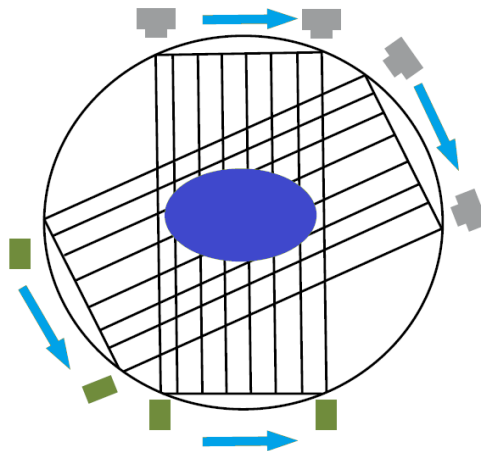


Figura 5.3: Equipo TC de primera generación

Los tiempos de adquisición eran del orden de minutos por lo que eran incómodos para el paciente. Las imágenes presentaban algunos inconvenientes como la resolución espacial limitada debido al tamaño del voxel o la presencia de ruido debido a la mejorable eficiencia de los detectores. Además, estaban limitados a exploraciones de la zona craneal que se envolvía en una bolsa de agua por motivos prácticos^[1]. El agua, además, se utiliza como referencia y los coeficientes de atenuación se expresan en función de su diferencia con el del agua. Normalizando esa relación podemos asociar a cada voxel “ x ” una cifra adimensional de atenuación definida como

$$N = 1000 \frac{\mu_x - \mu_{agua}}{\mu_{agua}}$$

donde se utiliza el factor de escala igual a mil. El número N se conoce como número CT y la unidad de atenuación es la unidad Hounsfield (HU). Según el material que componga cada voxel, el número será distinto. El valor de referencia es el del agua que equivale a $0 HU$. El resto de valores dependen en parte del escáner. Por ejemplo, en el caso de la sangre tenemos valores entre 45 y $65 HU$, mientras que para el aire son cercanos a $-1000 HU$. El hecho de que el valor de HU también dependa del kV será clave en el uso de equipos de doble energía (dual energy) que permitirán una mejor diferenciación entre tejidos tal y como se verá en el tercer capítulo.

- Algunos de los problemas mencionados se corrigieron con los tomógrafos de **segunda generación**. Las principales diferencias en estos equipos con respecto a los anteriores son que el haz de radiación aplicado presenta forma de abanico, incide sobre un conjunto de detectores y se elimina la bolsa de agua.

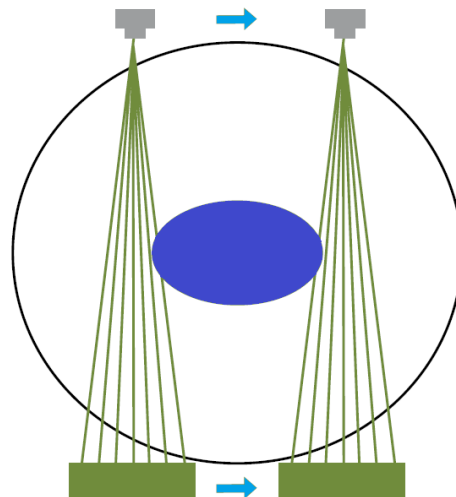


Figura 5.4: Equipo TC de segunda generación

La forma de abanico surge por la necesidad natural de ampliar el ángulo abarcado por el haz de rayos X^[2]. Además, el incremento del número de detectores, junto con las trayectorias no paralelas de los rayos, implicó el desarrollo de métodos de reconstrucción más sofisticados. Algunas de las ventajas que supuso esta generación de equipos fueron una mayor tolerancia frente a inestabilidades, la mejora en la eficiencia del sistema y el aumento de la densidad del muestreo.

Tal y como se observa en el esquema de la figura 5.4, el detector llegaba a exponerse al haz sin atenuar en cada movimiento de traslación por lo que se podía mantener una calibración actualizada del equipo. El incremento del número de detectores permitió también la reducción de tiempos al orden de segundos o pocos minutos por corte, lo cual hacía la técnica más viable y cómoda para el paciente.

- En los equipos de **tercera generación** se usa la geometría de rotación-rotación para obtener un número muy elevado de proyecciones que favorece la formación de la imagen. Se amplía el arco de detectores que va rotando solidariamente con el tubo de rayos X que emite un haz cónico. Presentan la ventaja de que los tiempos de exposición son mucho menores (de menos de 5 segundos por corte).

Sin embargo, estos equipos presentan algunos inconvenientes como la dificultad para la calibración dinámica de los detectores, ya que permanecen siempre en la sombra del paciente, y la poca tolerancia a la inestabilidad^[2]. Además, es necesario que la respuesta de todos los detectores sea lo más uniforme posible, el fallo en uno solo de los detectores puede dar lugar a artefactos en forma de anillo en la imagen.

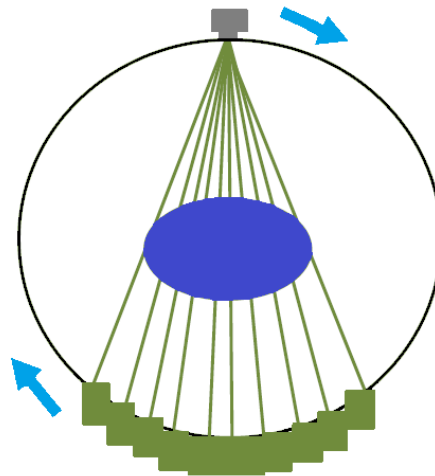


Figura 5.5: Equipo TC de tercera generación

Para dar solución a este problema se empezó a trabajar con detectores de Xenón. Estos detectores consisten en una cámara metálica, curvada y dividida en celdas individuales dispuestas en la dirección del abanico del haz de rayos X. Estableciendo inicialmente una diferencia de potencial común entre las celdas puede conseguirse que cada pareja de celdas forme una pequeña cámara de ionización conteniendo al gas noble en su interior. Como están interconectadas mantienen también una presión constante. Con todo esto, podemos obtener un conjunto de detectores de respuesta prácticamente idéntica.

En las últimas décadas, se han empezado a utilizar detectores de estado sólido que son suficientemente estables, uniformes y eficientes para asegurar una respuesta adecuada en un tiempo aún inferior. En la actualidad, prácticamente la totalidad de equipos de TC que se encuentran en hospitales se pueden clasificar dentro de esta generación.

- En los equipos de **cuarta generación** se utiliza para el conjunto emisor-detector la geometría de rotación-estacionario puesto que será únicamente el tubo de rayos X el que gire en torno al paciente. Los detectores cubren todo el arco que rodea al paciente y permanecen fijos. Un esquema de este tipo de equipos se muestra en la figura 5.6, donde se observa el anillo completo de detectores y, en particular, los que se activan al ser alcanzados por el haz cónico de rayos X.

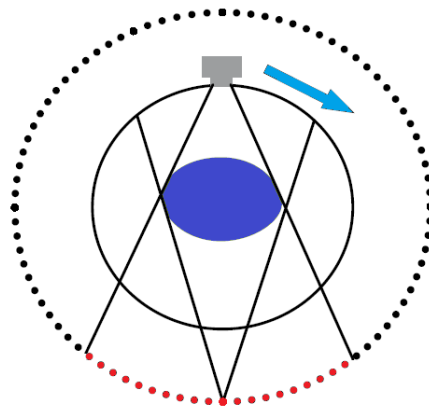


Figura 5.6: Equipo TC de cuarta generación

Algunas desventajas que presentan son el elevado número de detectores necesarios para su fabricación y el gran tamaño del estativo del equipo puesto que tiene que permitir que el tubo gire por dentro del círculo de detectores. Sin embargo, como ya se ha indicado, gracias al uso de detectores de estado sólido se ha podido mejorar

en estos aspectos obteniendo, así, equipos de alta resolución y muestreo angular^[1]. Debido a estas desventajas, actualmente la cuarta generación se ha descartado a nivel comercial y la tercera generación (o alguna evolución de la misma) se impone en prácticamente todos los escáneres que se encuentran en hospitales.

- Por último, se puede utilizar la terminología de equipos de **quinta generación** y **sexta generación** para los más recientes que utilizan metodologías muy distintas a los anteriores. La quinta generación suele referirse a aquellos equipos en los que tanto la fuente de rayos X como los detectores están fijos. Consiguen unos tiempos de corte muy pequeños. Los de sexta generación utilizan un chorro de electrones emitido por un cañón. Los electrones son dispersados al incidir sobre láminas de tungsteno colocadas en un anillo diana y generan el haz de rayos X que, por medio de un sofisticado sistema, se dirige al detector. Este último se encuentra en la zona opuesta al anillo. Se muestra en la figura 5.7 un dibujo de un equipo de estas características. Consigue ocho cortes continuos en menos de la cuarta parte de un segundo. Debido al diseño y precio, su uso a día de hoy es totalmente marginal.

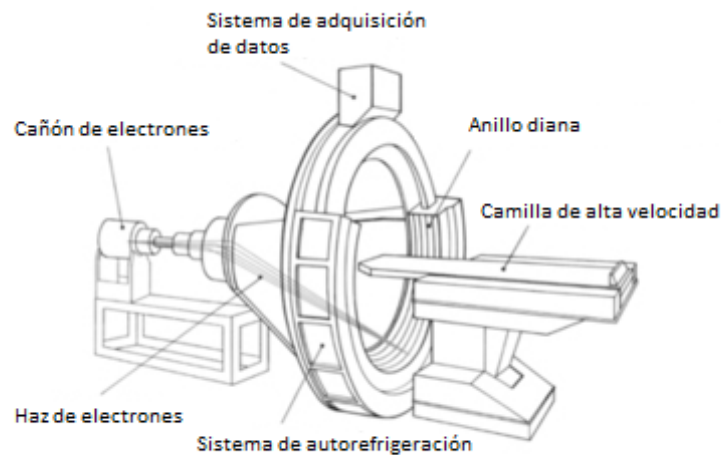


Figura 5.7: Equipo TC de sexta generación

5.2. Desarrollo y componentes de equipos de TC

5.2.1. Equipos TC helicoidales y multicorte

En los años noventa, los equipos de tomografía axial siguieron evolucionando hacia los **equipos helicoidales**. En estos últimos, la adquisición de imagen no se realiza de manera secuencial (corte a corte), sino de forma continua (volumétrica).

Una limitación que presentaban los TAC convencionales era la conexión del tubo con la fuente de alimentación. Esta conexión mediante cable limitaba el giro a 360° por lo que era necesario parar el tubo en cada vuelta completa antes de que iniciara otra en sentido contrario. Esta parada se aprovechaba para avanzar la camilla del paciente. Todo ello daba lugar a tiempos de adquisición más largos y posibles movimientos de los pacientes que podían afectar a la consistencia de la imagen^[2].

En cambio, con los equipos helicoidales es posible la adquisición volumétrica en tiempos mucho menores debido a la tecnología de *slip ring*^[1]. Todo el estativo realiza el giro sin ninguna interrupción y el tubo se conecta a la fuente mediante un sistema de escobillas que no interfiere en el movimiento de rotación. Simultáneamente al giro, se programa el avance progresivo de la camilla para que el haz describa sobre el paciente una hélice de paso conocido tal y como se ejemplifica en la figura 5.8. Este sistema, junto con el avance computacional del análisis de datos, permite obtener imágenes de calidad sin artefactos de movimiento y reconstruir cualquier plano de corte. El hecho de que la adquisición de datos sea continua reduce considerablemente los tiempos ofreciendo, por ejemplo, mayor comodidad para el paciente (posibilidad de contención de la respiración en radiografías de tórax) y la posibilidad de incrementar el número de pacientes atendidos. Otra ventaja de los equipos de TC helicoidales es que no hay pérdida de información anatómica debido a que no hay intervalos de corte, el barrido de adquisición a la zona del cuerpo se realiza de forma continua.

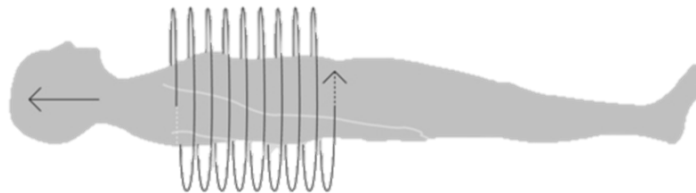


Figura 5.8: Trayectoria helicoidal sobre el paciente

No obstante, al no corresponder los datos a ninguna sección axial completa, el algoritmo de cálculo para la reconstrucción se complica más. Se requiere un paso previo al utilizado en equipos convencionales conocido como *interpolación en z*. Se obtiene un conjunto de datos correspondiente a cada sección axial por medio de in-

terpolación de las medidas obtenidas en un entorno de cada sección. Las distintas casas comerciales han desarrollado sus propios algoritmos de interpolación. A pesar de esta complicación en el algoritmo, las ventajas son tantas que, en la actualidad, prácticamente la totalidad de equipos de TC que se encuentran en entornos clínicos son helicoidales. Aun así, como el proceso de interpolación en z puede conllevar una ligera pérdida de resolución o deterioro en la relación señal/ruido, también permiten trabajar en modo secuencial.

El modo en el que se utilizan este tipo de TC presenta algunas características, además de las propias de equipos convencionales, como son la velocidad de desplazamiento de la camilla (entre 1 mm/s y 8 cm/s) y el paso de hélice o *pitch*. Este último se trata de la relación numérica entre el desplazamiento de la camilla en una revolución completa del tubo y el espesor de corte seleccionado. Dependiendo de la región anatómica y el estudio que se quiera hacer se utilizan distintos valores. Aquellos algo mayores que 1 reducen el tiempo de barrido conservando de forma aceptable la calidad de imagen. Valores menores de 1 son también posibles cuando se quiere más nivel de detalle (menos interpolación) y mejor resolución en el eje z aunque implican el solapamiento de la hélice, mayor dosis y menor velocidad de escaneo^[1].

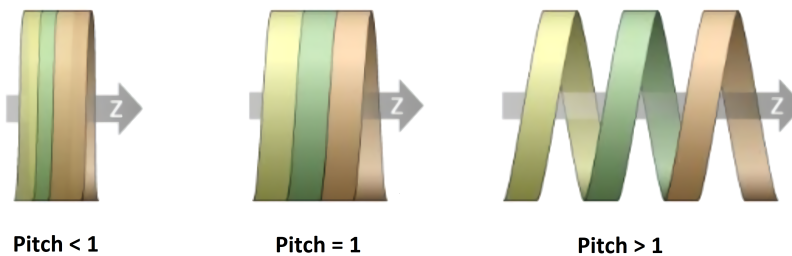


Figura 5.9: Forma de la hélice según el valor del pitch

A finales de los años noventa se produce un importante avance en los equipos de tomografía helicoidal con la **tecnología multicorte**. En los años anteriores, el tiempo de exploración por vuelta se había podido reducir hasta los 0.5 segundos, por lo que parecía haberse llegado a una frontera tecnológica en ese sentido. Se empiezan a estudiar otras mejoras en la adquisición y surgen equipos que realizan 8 y 16 cortes simultáneos^[2].

De esta forma se aprovecha la emisión de rayos X en un giro completo para obtener muchas más proyecciones, reduciendo así el tiempo de adquisición para una misma cantidad de información. Actualmente, la mayoría de fabricantes tienen equipos de al menos 128 cortes en una vuelta. No obstante, debido al elevado precio, en la mayoría de hospitales de España se cuenta con alguno de estas características a la vez que con otros más modestos (32 o 64 cortes). Una característica de estos equipos es la tasa de adquisición que da cuenta del número de cortes por vuelta y unidad de tiempo.

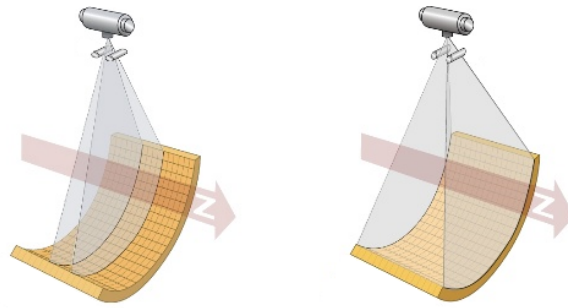


Figura 5.10: Ejemplos de haces más anchos para equipos multicorte

Para el uso de estos equipos se utilizan matrices de detectores de varios centímetros de ancho y que abarcan en la otra dimensión el arco subtendido por el haz de rayos. Según la anchura de corte que se desee se activan en número variable. Es conveniente remarcar que cuantas más filas de detectores se añadan, mayor apertura del haz en la dirección z (la de avance de la camilla) será necesaria y, por ello, mayor distorsión por falta de ortogonalidad. A cambio, el uso de haces más anchos implica un menor tiempo de exploración y mayor efectividad en la relación dosis/imagen.

La configuración de los detectores es la que determina la anchura efectiva del haz, calculada como el producto del número de canales por la anchura de cada canal. La anchura del detector viene marcada por el número de canales que lo componen y no es lo mismo que el espesor del corte de reconstrucción^[1]. Sin embargo, conviene notar que, por abuso de lenguaje, a veces se hace referencia al número de canales de un equipo TC como número de cortes. En la figura 5.11 se muestran imágenes reconstruidas para distintos espesores de corte.

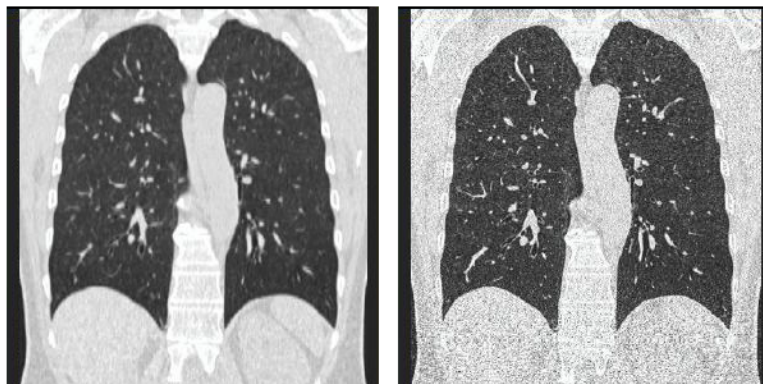


Figura 5.11: Diferentes reconstrucciones a partir de distintos espesores de corte (izquierda: 2 mm, derecha: 0.6 mm)

La evolución en los equipos TC ha seguido su camino en estos últimos veinte años y se han desarrollado equipos muy sofisticados como los de haz cónico o los de doble fuente (de los que se hablará en detalle en el próximo capítulo).

5.2.2. Componentes de un equipo TC

Los equipos más habituales que se encuentran hoy en día tienen el diseño de la tercera generación. A continuación se enumeran algunos de los componentes comunes que se pueden encontrar en los equipos de TC de cualquier hospital.

El **estativo** o **gantry** es el cuerpo vertical del equipo que tiene el orificio o garganta central por donde pasa la camilla. Se trata de un soporte mecánico para el dispositivo. Contiene en su interior algunos elementos necesarios como el tubo de rayos X, colimador, detectores, el sistema de adquisición de datos (DAS), generador de alto voltaje, etc. El tubo de RX genera los haces que pueden ser continuos o pulsados. El propio gantry sirve de blindaje contra la radiación directa, de manera que el blindaje en la sala se realiza principalmente para la radiación dispersa.

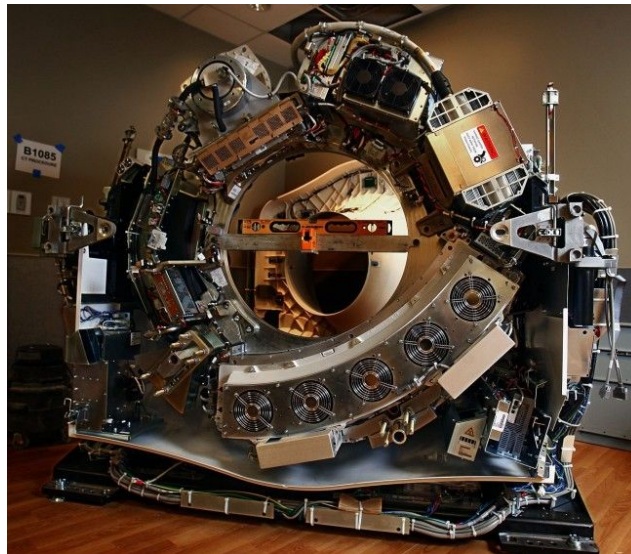


Figura 5.12: Gantry de un equipo de TC abierto

Hacemos un breve hincapié en el tema de los **detectores** y su historia. En las primeras generaciones de estos equipos, se utilizaban detectores de cristal de centelleo. Estos dispositivos están compuestos por el propio cristal, de material aislante, y un tubo fotomultiplicador. Cuando el fotón que atraviesa al paciente llega al cristal, su energía es absorbida por los electrones orbitales de los átomos del cristal que se excitan y vuelven a su estado emitiendo el exceso de energía en forma de luz visible.

La intensidad del destello emitido es proporcional a la de los fotones que incidieron en el cristal. La luz sufre reflexiones en los bordes del cristal hasta que choca con una parte del tubo fotomultiplicador. Esa zona alcanzada, conocida como fotocátodo, emite electrones como respuesta a la interacción con la luz incidente. Estos electrones se aceleran dirigidos hacia un conjunto de electrodos, conocidos como dínodos, en los

que cada electrón va arrancando más electrones en cada uno de ellos tal y como se ilustra en la figura 5.13. El resultado final es una amplificación de la señal. Todos estos electrones que acaban llegando al ánodo son los que forman el impulso eléctrico cuya amplitud seguirá siendo proporcional a la energía de la radiación X incidente en el cristal. Los impulsos pueden ser registrados mediante un contador digital y conducidos al sistema de procesamiento de datos para formar la imagen del TC. La desventaja principal de este sistema de detección es que es bastante grande y aparatoso.

Una versión más actual de este tipo de detectores es aquella en la que el cristal se sustituye por un material semiconductor dopado. En ese caso, la radiación permite a los electrones promocionar a la banda de conducción y, tras recorrer cierta distancia, se recombinan con las impurezas emitiendo luz^[5]. Además, no hay un tubo fotomultiplicador sino un fotodiodo en el que la luz es convertida en un pulso eléctrico que se recoge y será proporcional a la radiación incidente.

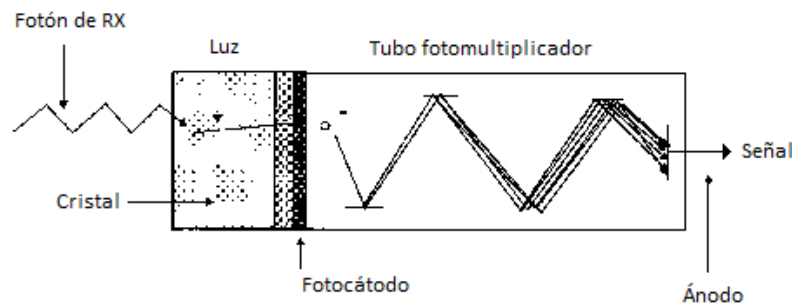


Figura 5.13: Esquema de un detector de centelleo

En los TC de tercera generación, se empezaron a utilizar detectores de gas o cámara de ionización. Se trata de un recinto metálico con separadores en intervalos de 1 mm que actúan a modo de rejilla en la estructura. Cada cámara pequeña actúa como un detector con dos electrodos entre los que se aplica una diferencia de potencial. Todo el recinto está lleno de un gas noble, normalmente Xenón, que se ioniza al paso de la radiación X incidente. Tenemos entonces cationes del gas noble y electrones libres que se dirigirán al electrodo de signo contrario como se muestra de forma esquemática en la figura 5.14. Esto da lugar a corrientes o pulsos eléctricos que son registrados y amplificados. Además, la intensidad de la corriente es proporcional a la ionización del gas que, a su vez, es proporcional a la intensidad de la radiación X que la ha provocado. Por tanto, podrá también procesarse para formar la imagen del TC. Para hacerse una idea del tamaño de estos conjuntos de detectores de gas, se puede indicar que se han llegado a construir hasta 15 por centímetro. Son más baratos que los detectores de centelleo aunque su señal es más débil por lo que es necesaria una mayor amplificación.

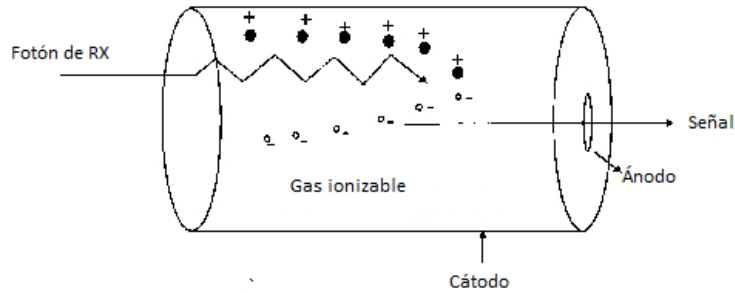


Figura 5.14: Esquema de lo que ocurre en una celda de un detector de gas

A partir del desarrollo del TC helicoidal y las últimas generaciones, se ha extendido el uso de detectores de estado sólido y de materiales semiconductores. Los fotones de rayos X llegan al material semiconductor y excitan a algunos electrones del material a la banda de conducción generando, así, un par electrón-hueco^[11]. Se forma una corriente de vacantes y portadores que puede ser registrada y es de magnitud proporcional a la intensidad de la radiación que llegó al detector. Las ventajas que presenta este tipo de detectores son la resolución, la versatilidad geométrica y la respuesta rápida. Se pueden clasificar según el tipo de unión de los semiconductores. En los equipos actuales podemos encontrar entre 800 y 1000 detectores de estado sólido por fila y tienen una eficiencia de entre el 80 % y el 99.9 % ^[1].

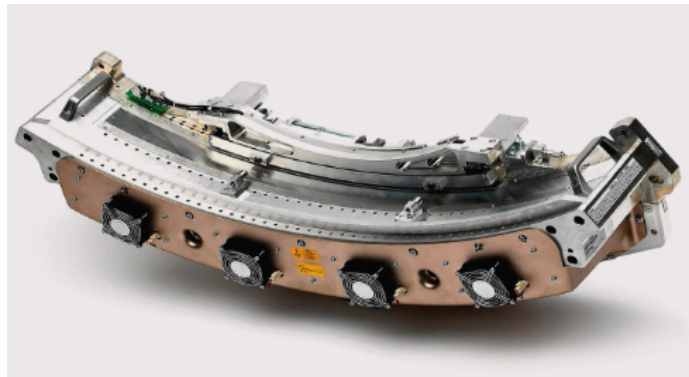


Figura 5.15: Fragmento de una matriz de detectores de estado sólido

El uso de matrices de detectores simétricas da lugar a un fenómeno conocido como efecto sombra^[1]. A pesar de tener todos los detectores la misma eficiencia intrínseca, los detectores externos son poco efectivos extrínsecamente debido a la sombra de los tabiques entre ambos y la divergencia del haz de radiación. Para solventar este problema se utilizan matrices asimétricas en las que los detectores periféricos son cada vez más anchos, disminuyendo así la contribución relativa del efecto sombra.

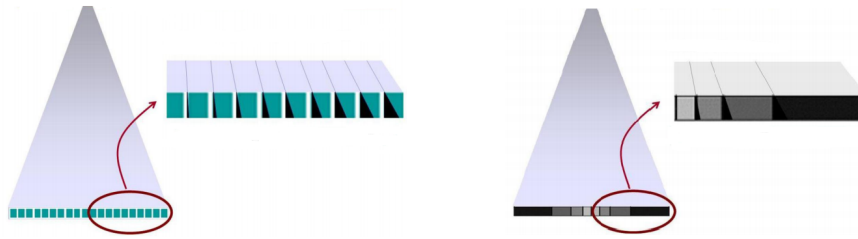


Figura 5.16: Efecto sombra en matriz simétrica (izquierda) y asimétrica (derecha)

Otro de los dispositivos que se encuentra en el gantry es el **colimador**, que tiene la función de dar forma al haz útil de radiación, en abanico, abarcando la cobertura de los detectores y con una anchura definida por el número de canales del banco de detectores que se quieran utilizar. Suele estar ubicado a la salida de la fuente de radiación. El **DAS** recoge la señal eléctrica y realiza una conversión analógica-digital de la misma para el procesamiento de los datos. Por último, en la abertura del gantry encontramos la **camilla** de exploración en la que se tumba al paciente y que está fabricada con materiales que apenas interfieren en la transmisión del haz de rayos X.

El funcionamiento de los elementos contenidos en el estativo se puede controlar también desde la consola del operador. El gantry se puede angular con respecto al eje del paciente para obtener otro tipo de proyecciones, aunque ya se ha mencionado que a partir de una serie de cortes axiales es posible generar con el ordenador imágenes de cortes en otros planos.

Durante la prueba, se transmiten los datos obtenidos a una **estación de reconstrucción** que se encarga de su análisis y procesado para la generación de la imagen. Debe tener potencia computacional para ser capaz de realizar los cálculos, almacenar tanta información y, finalmente, obtener las imágenes reconstruidas en apenas segundos. Es una pieza fundamental en el funcionamiento del equipo.

Por último, encontramos la **consola**. En esta zona se encuentra el operador del equipo y es donde se programa la exploración que se va a realizar. Se pueden elegir algunos parámetros como el espesor de la imagen a estudiar, la posición de la camilla y otros datos requeridos para la obtención de la imagen. Otros factores seleccionables son el campo de medición (FOV), zoom, tiempo de rotación, técnica de disparo (kV y mA), pitch, algoritmo de reconstrucción, etc. Se encuentra en la zona de mandos, una dependencia anexa a la sala del TC donde permanece el operador durante la exploración, protegido de la radiación, pero consciente de lo que ocurre en el interior a través de una ventana que comunica con la sala.

5.3. Procesamiento en equipos de TC

El procesado de datos y la reconstrucción de imágenes en equipos de estas características puede resultar bastante complejo. Aunque compete más a los fabricantes del aparato y del software, es importante que cualquier persona que vaya a trabajar con el equipo, o incluso utilizarlo, conozca los principios básicos sobre lo que se realiza. Esto permitirá entender mejor el funcionamiento del dispositivo y resolver los problemas (artefactos en las imágenes, anomalías en las dosis, etc.) que puedan ocurrir.

Como ya se ha mencionado, los fundamentos matemáticos se remontan a los trabajos de Radon y nos llevaban a plantear la ecuación ya vista

$$\ln \left(\frac{I_0}{I} \right) = \int_L \mu(s) ds,$$

Donde $\mu(s) = \mu(x, y)$ es la distribución del coeficiente de atenuación lineal en la superficie de un plano XY. Esta integral (proyección) es a lo largo de una línea L . Ya sabemos que a partir del conjunto de proyecciones se puede obtener la expresión de $\mu(x, y)$. Generalmente se expresa en coordenadas polares^[2].

A lo largo de los años se han utilizado numerosas técnicas para intentar resolver el problema matemático de la forma más óptima posible. Los primeros pasos fueron los de Cormack, que no tenía conocimiento de la solución mediante la transformada de Radon, y Hounsfield que sí la utilizó con una serie de aproximaciones. Los métodos actuales son muy sofisticados y tratan de equilibrar los compromisos entre la resolución espacial, ruido y aparición de artefactos con la complejidad computacional y el tiempo de cálculo.

En la vida real existen algunas dificultades que complican el llevar a cabo de forma ideal el modelo para la reconstrucción de imágenes. Se supone, por ejemplo, que el coeficiente de atenuación lineal, $\mu(x, y)$, es un valor constante para cada voxel^[2]. En realidad, este coeficiente es función de la energía en cada momento y los haces utilizados no son monoenergéticos en radiología general. También, para aplicar el resultado de Radon necesitaríamos un número de proyecciones infinito que en la práctica es imposible de obtener aunque se consigan números muy grandes. Otro problema viene dado por la presencia de radiación dispersa que puede dar lugar a artefactos, sombras en la imagen y, sobre todo, errores en la determinación de los coeficientes de atenuación y, por tanto, del número Hounsfield de cada voxel. También, el carácter no lineal de los detectores o las fuentes de error inevitables, como los movimientos del paciente, contribuyen a la inexactitud de la reconstrucción.

Todo lo anterior favorece que la reconstrucción de la imagen se complique y se distancie del caso ideal. Para solventar estas diferencias, los equipos de control y software realizan un **preprocesado** (errores de captura de datos, calibración, etc.) y un **postprocesado** (corrección de artefactos, realce de imagen, etc.) de los datos tal

y como se ve en el diagrama de flujo de la figura 5.17. Estos métodos son vitales a la hora de la formación de la imagen clínica y, por ello, son propiedad de las casas comerciales que los desarrollan e implementan en sus equipos. Las bases de los procesos de reconstrucción son conocidas pero, de nuevo, las empresas invierten mucho dinero y guardan con recelo los filtros y algoritmos de reconstrucción desarrollados.

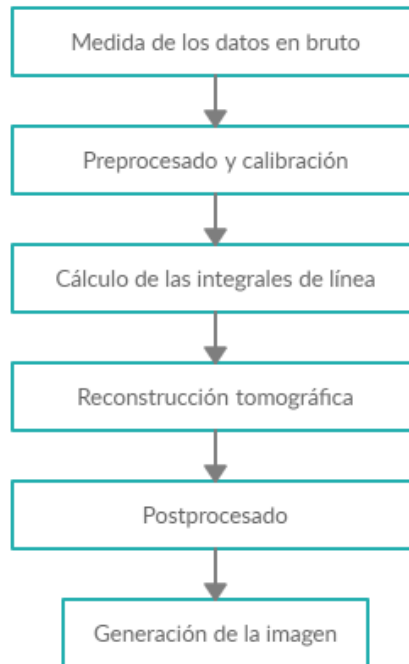


Figura 5.17: Diagrama de los pasos en el proceso de reconstrucción

Los métodos de reconstrucción pueden ser algebraicos o analíticos^[2]. Los primeros plantean un número de ecuaciones algebraicas suficiente para poder obtener al menos el valor del coeficiente de atenuación en cada voxel. La resolución mediante procesos iterativos, aunque más exacta que la del método analítico, puede ser muy costosa computacionalmente, motivo por el cual no se han utilizado hasta los últimos años. En cambio, los métodos analíticos se basan en operaciones sobre funciones en un espacio continuo. Se realizan aproximaciones para reducir el problema a un conjunto de transformadas de Fourier en una dimensión seguida de una transformada inversa de Fourier bidimensional para cada vista individual. Solamente al final se obtienen valores discretos para las variables. Este método es de menor coste computacional y el más extendido entre los fabricantes de equipos TC hasta hace unos años. En el ámbito hospitalario se suele hablar de reconstrucción iterativa frente a la retroproyección filtrada (*filtered backprojection*, FBP). Esta última es la más común de las técnicas analíticas y utiliza un filtro unidimensional antes de hacer la retroproyección a más dimensiones en el dominio de imagen. Es muy utilizada por su eficiencia computacional y la imagen se va formando a medida que se va disponiendo de los datos. A lo

largo de los años se han ido desarrollando métodos de retroproyección filtrada para las diferentes generaciones y geometrías de adquisición de equipos de TC en los que se utiliza esta técnica debido a la gran cantidad de datos que intervienen en la formación de imagen. En otras especialidades médicas, como la medicina nuclear, cuyas gammacámaras tomográficas (SPECT) utilizan habitualmente un número menor de proyecciones, la reconstrucción iterativa es el método estándar para el procesado de la imagen. Los resultados obtenidos por uno u otro método son visualmente distintos.

5.4. Medidas de protección radiológica con equipos de TC

El diseño de las salas para este tipo de equipos ha de tener en cuenta numerosos factores además de las propias limitaciones físicas de cada hospital. Algunas características son comunes y están incluso reguladas por organismos oficiales. Las paredes de la sala donde se aloja el estativo han de ofrecer un blindaje adecuado frente a la radiación, esto es, deben estar compuestas por algún material que la absorba para, así, reducir las dosis fuera de la sala a valores considerados seguros y por debajo de los establecidos en la ley. Típicamente, en radiología general, se utilizan láminas de dos milímetros de plomo para blindarlas. No obstante, se pueden utilizar láminas de otros materiales como acero, aluminio, etcétera o incluso hacer la pared de hormigón baritado. En este sentido, la forma del haz utilizado, el espectro energético del mismo y el blindaje intrínseco del equipo juegan un papel importante en esa planificación. Las puertas, vidrios y juntas que comuniquen la sala con el exterior también han de estar blindadas. Estas salas han de ser suficientemente espaciosas para permitir el desplazamiento de la camilla y suelen contar con alguna cabina para que el paciente espere. Anexa a la sala del estativo se encuentra la zona de mandos donde se encuentra el operador del equipo, que puede ver lo que ocurre a través del cristal plomado.

Debido a las elevadas dosis de radiación emitidas durante la exploración con estos equipos, el personal ha de permanecer fuera, en la zona de control. Se instala por precaución una luz encima de todas las puertas que dan a la sala del TC cuyo encendido avisa de que el tubo de rayos X está funcionando. También se utilizan otros métodos indicativos como pegatinas que alertan del riesgo de radiación. En el improbable caso de tener que interrumpir la exploración existe un botón de parada tanto en el gantry como en la zona de control. Actualmente, aunque no es muy habitual, muchos equipos de TC están preparados para poder servir de guía en la realización de intervenciones semiquirúrgicas en la sala, lo que se conoce como Intervencionismo. Esto requiere la presencia del personal médico, siempre con blindajes (mamparas de vidrio plomado, elementos de protección individual (**EPI**), etc.), en el interior de la sala mientras el TC está en funcionamiento.

Otra de las medidas de radioprotección para los equipos TC es el mantenimiento llevado a cabo por el servicio técnico de la casa comercial y el control de calidad que se hace a estos equipos de forma periódica por los radiofísicos encargados del hospital.

Durante las prácticas realizadas pude comprobar la forma en la que se lleva a cabo la verificación y control de estos equipos. Los valores y tolerancias aceptables para las medidas que se hacen se pueden encontrar en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico^[19], donde están clasificadas las pruebas para cada tipo de equipo de RX. Algunas verificaciones que se realizan en equipos de TC son:

- **Protección radiológica de profesionales y público** mediante la verificación de dosis ambiental en puntos de la zona de control, interior de la sala y zonas anexas^[11]. Se realiza utilizando un maniquí equivalente a agua que sirve de dispersor de la radiación directa. Se recogen los datos con un detector de radiación portátil como el de la figura 5.18 y se estiman las dosis anuales que se recibirían en los diferentes puntos donde se han realizado las medidas.



Figura 5.18: Detector de radiación ambiental RaySafe 452

- **Estimación de dosis a pacientes** utilizando un maniquí de cráneo o fantoma de PMMA (metacrilato) y un conjunto electrómetro-detector (en las prácticas se utilizó uno llamado RTI Black Piranha) cuya sonda es un medidor de semiconductor que dibuja el perfil de la radiación en modo helicoidal a medida que avanza la camilla (en las prácticas el RTI CT Dose Profiler)^[18]. Otro posible tipo de detector es el de cámara lápiz que se introduce en los orificios del fantoma en posición paralela al eje de barrido del equipo. Se detecta la radiación directa, que llega a la zona central, y la dispersa que llega a los extremos.



Figura 5.19: Conjunto de electrómetro RTI Piranha y sonda RTI CT Dose Profiler

Para una cierta técnica de medida, se estudian algunos valores relacionados con la dosis que recibe el paciente. El equipo es capaz de estimar, una vez introducidos algunos datos sobre la exploración y el paciente, valores sobre cuál va a ser la dosis. Una vez finalizado el escáner, el equipo genera un **informe estructurado de dosis (RDSR)** en el que da la información dosimétrica relativa a la exploración con los valores de los indicadores que se van a explicar en los siguientes párrafos ($CTDI_{VOL}$ y DLP) y otros parámetros dosimétricos. De este informe se hablará con más detalle en el apartado relacionado con dosis a pacientes del último capítulo. Con el conjunto del electrómetro y el detector, el radiofísico comprueba que los valores nominales que ha dado el equipo son correctos y no hay ningún desajuste en el medidor del equipo. A continuación se muestran los principales conceptos y unidades de dosis utilizadas en equipos de TC. Nos serán de mucha utilidad cuando se haga el estudio de las dosis reales a pacientes a lo largo del próximo capítulo.

- El **Índice de Dosis en TC (CTDI)** es un indicador de dosis que se define como la integral, a lo largo de una zona de interés, de la función de dosis aplicada en cada giro completo del tubo. Se suele normalizar dividiendo por el ancho del haz.

Para la detección de dosis, como se ha comentado, se utilizan a veces las cámaras de lápiz que tienen una longitud activa de 100 mm . Por esto, es común utilizar, tanto para las cámaras de lápiz como las de otros tipos, la integral del perfil de dosis en los 10 cm centrales del haz para obtener una aproximación de la ionización detectada por la cámara en toda su longitud. Esto es

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz.$$

Donde T es el ancho del haz de radiación en milímetros y $D(z)$ la dosis de radiación en el punto de coordenada z .

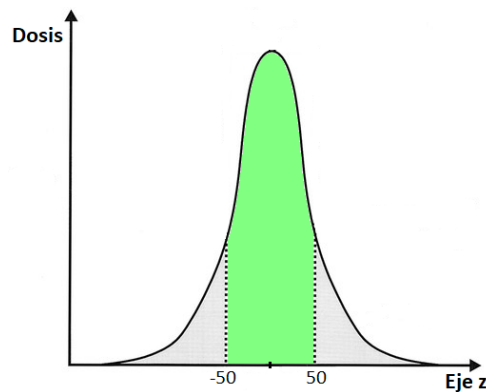


Figura 5.20: Zona sobre la que integrar (verde) en un perfil de dosis sencillo para obtener el $CTDI_{100}$

Otra magnitud utilizada para los TC helicoidales es el Índice de Dosis en TC volumétrico, definido como

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{pitch} CTDI_W.$$

Siendo $CTDI_W$ un valor de dosis ponderado (*weighted*) obtenido mediante la suma ponderada del valor central (1/3) y el periférico (2/3), cuyas localizaciones dentro del maniquí se muestran en la figura 5.21. Representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte axial.

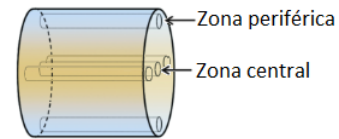


Figura 5.21: Zona central y periférica en el maniquí

El valor de $CTDI_{VOL}$ da cuenta de la dosis promedio absorbida en un volumen de rotación, se trata de una adaptación del $CTDI$ para TC helicoidales por lo que es natural que incluya el valor del pitch. La unidad de medida habitual para todas estas magnitudes relacionadas con el $CTDI$ es el mGy . Debido a la dependencia de la dosis con la cantidad de carga, se pueden encontrar también estas magnitudes normalizadas por unidad de carga (mGy/mAs).

- Para disponer de una magnitud que de también cuenta de la longitud de la radiación emitida a lo largo del eje z (el longitudinal del paciente), se establece el **producto dosis-longitud** (en inglés, **DLP**). La definición para equipos TC es

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L,$$

donde L es la longitud de la zona de exploración a lo largo del eje mencionado. La unidad de medida extendida es el $mGy \cdot cm$. Su valor suele venir dado en pantalla tras la exploración en los tomógrafos modernos. El valor del $CTDI_{VOL}$ puede estar medido sobre un maniquí cilíndrico de 16 o de 32 centímetros de diámetro que simulan, respectivamente, un cráneo y un abdomen. Por ello, además del valor nominal mostrado en pantalla, el equipo también indica sobre qué maniquí lo ha calculado.

- Con el fin de obtener una magnitud radiológica que permita cuantificar el riesgo radiológico debido a la exploración, en TC es habitual emplear la magnitud **dosis efectiva (E)**, estimada mediante la siguiente expresión:

$$E = k \cdot DLP,$$

donde E viene dada en unidades de mSv y el **factor k** se trata de la dosis efectiva normalizada (unidades de $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$). Los valores de este factor varían según cuál sea la región del cuerpo a explorar y la edad del paciente. Se obtienen a través de simulaciones Montecarlo sobre maniqués antropomórficos. En la tabla de la figura 5.22 se pueden ver algunos de estos valores^[23]. que, por su naturaleza, no han de ser considerados para el estudio particular de un paciente, sino para estudios dosimétricos mayores o cotejo de niveles de referencia.

<i>Región del cuerpo</i>	<i>Dosis efectiva normalizada /mSv mGy⁻¹ cm⁻¹</i>				
	<i>0 años</i>	<i>1 año</i>	<i>5 años</i>	<i>10 años</i>	<i>Adulto</i>
<i>Cabeza</i>	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
<i>Cuello</i>	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
<i>Tórax</i>	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
<i>Abdomen y pelvis</i>	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
<i>Tronco</i>	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Figura 5.22: Valores del factor k según la región de estudio

Todas estas magnitudes sirven para hacernos una idea sobre si las dosis que está recibiendo el paciente son aceptables, por lo que se utilizan durante las revisiones que se realizan a los equipos de TC.

- **Control de calidad del equipo radiológico** mediante la verificación de distintos parámetros. Algunos de ellos son el correcto funcionamiento mecánico del sistema, la exactitud de los indicadores, espesores de corte nominales y la correcta planificación de la radiografía^[19]. También se verifica la calidad de imagen con medidas sobre el ruido, ausencia de artefactos, resolución a bajo contraste y resolución espacial^[5]. Por último, debido a la importancia del carácter diagnóstico de estos equipos, se hace un control de la imagen utilizando otro fantoma (en las prácticas se utilizó el CATPHAN 500) y estudiando los números CT (uniformidad espacial, valores medios, linealidad, valores en distintos materiales, etc.) que se muestran en los monitores.



Figura 5.23: Fantoma CATPHAN 500

Una vez que se concluye el control de calidad se emite un informe firmado por el radiofísico encargado y el jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid^[18]. Se envía el informe al Jefe del Servicio de Radiodiagnóstico, con copia al Director Gerente del Hospital y al Servicio de Mantenimiento.

Todo lo anterior se combina con un seguimiento por parte del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de las dosis recibidas por trabajadores expuestos. Cada miembro del personal sanitario que trabaja en zonas de radiación tiene asignado un dosímetro de solapa para llevar en el uniforme que está formado por cuatro **TLD** (Dosímetros de Termoluminiscencia). Cada uno de ellos va cubierto por unas láminas de distinto material para simular la dosis profunda y superficial. Se envían mensualmente al Centro Nacional de Dosimetría (CND) en Valencia para su lectura y borrado (pueden reutilizarse) en hornos. Generalmente, salvo en los casos de intervencionismo con equipos TC, la lectura mensual de dosis de todos los trabajadores de TC, tanto técnicos como radiólogos, da de manera sistemática valores de fondo.

Para recordar todas las ideas mencionadas en términos de prevención y protección radiológica, el personal que trabaja con equipos de rayos X ha de tener siempre en la cabeza el **principio ALARA** (“*As Low As Reasonably Achievable*”). Esta máxima, acuñada por la International Commission on Radiological Protection (ICRP) en 1977, recuerda que hay que procurar siempre reducir la dosis recibida en la medida de lo posible^[6]. Para la aplicación del principio se usan algunos criterios como la distancia a la fuente, el blindaje de las salas y el tiempo de exposición. No obstante, no hay que malinterpretarlo, pues su uso no implica la reducción sistemática de la dosis de radiación en el paciente, sino su optimización. Aunque para trabajadores y público sí existe legislación sobre el límite de dosis que pueden recibir (por eso se blindan las salas), para los pacientes no existe ese límite y únicamente se puede hablar de justificación y optimización de la dosis para que la calidad de imagen sea suficiente.

Adicionalmente, hay que tener en cuenta otros requisitos técnicos que, aunque no tengan que ver con la radiación, contribuyen al correcto funcionamiento de las salas como pueden ser la ventilación y la refrigeración. Estos dispositivos suelen sobrecalentarse, por lo que es conveniente mantener una temperatura fría en la sala. Muchos equipos incluyen también un sistema propio de autorefrigeración.

El gran aumento en los últimos años en el uso de equipos de TC en hospitales supone un avance en la calidad de diagnóstico y detección precoz de muchas enfermedades. No obstante, conlleva un aumento importante en la dosis poblacional de radiación ionizante. Este es precisamente uno de los problemas a los que se enfrenta la protección radiológica actualmente. Hoy en día, las exploraciones con TC son la modalidad que más dosis a paciente da en el hospital (sin contar la radioterapia).

Según un informe de la OCDE, España tenía en 2019 alrededor de 19 equipos de TC por cada millón de habitantes. Es una cifra que se sitúa en la media europea ya que hay países como Austria que pasa de los 28 y otros como Holanda que no supera los 15^[16]. Esto supone cerca de 900 equipos distribuidos por todo el territorio español. Otro informe de esta misma organización estima que en los últimos cuatro años en España se realizaron una media anual de 119 exploraciones de TC por cada mil habitantes^[17]. Es decir, más de cinco millones y medio de rastreos hechos con estos equipos al año.

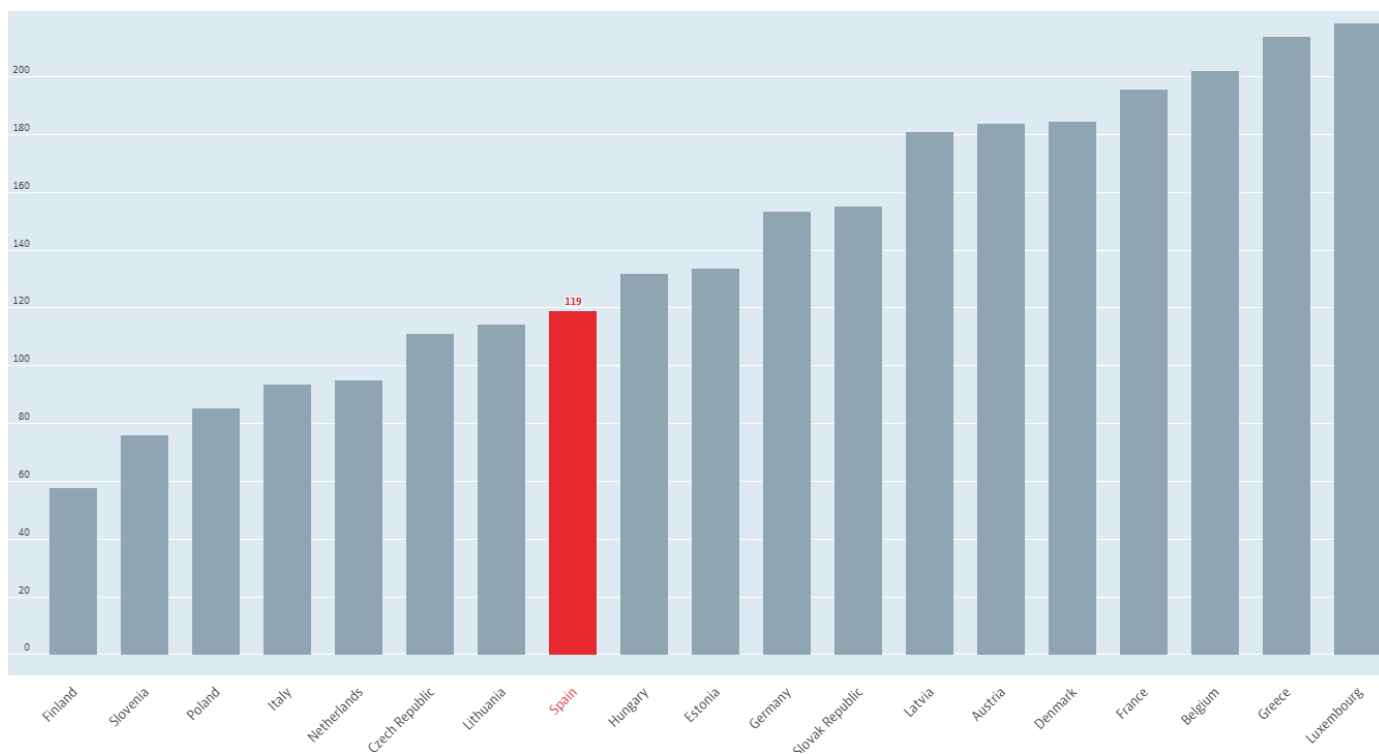


Figura 5.24: Gráfica elaborada por la OCDE sobre el número de exploraciones TC realizadas anualmente por millar de habitantes en algunos países de la UE

De acuerdo con el *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) de Estados Unidos, la media anual de dosis de radiación ionizante que recibe una persona (sin radioterapia) en un país desarrollado como el suyo es de $6,2 \text{ mSv}$ [15]. En la figura 5.25 se muestra un diagrama circular con la distribución.

Más de la tercera parte proviene de la exposición a fuentes radiactivas de origen natural entre las que destaca el gas noble radón (^{222}Rn) y algunos de sus isótopos menos comunes como el torón (^{220}Rn) y el actinón (^{219}Rn) que se producen a través de otros elementos que decaen en ellos. Se encuentran de forma natural en suelos, rocas y materiales de construcción. Otra parte de la radiación de fondo natural proviene de los rayos cósmicos (variable según la altitud) y la radiación producida por minerales radiactivos que pueden estar en nuestro cuerpo o en la corteza terrestre. Se puede ver que una parte importante de la dosis media es de origen médico a través de distintas modalidades. Otra pequeña porción se debe a elementos utilizados a nivel industrial o que consumimos de forma cotidiana.

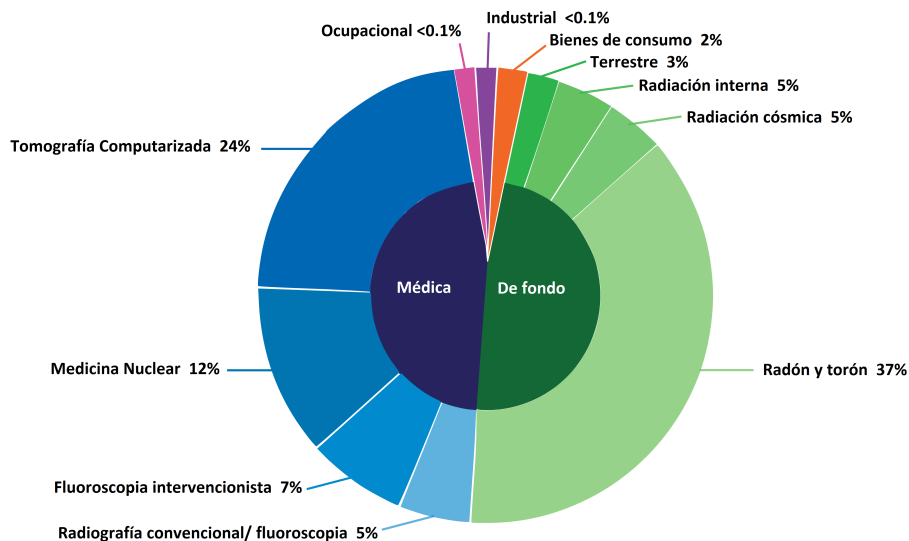


Figura 5.25: Diagrama sobre el origen de las radiaciones ionizantes que afectan a la dosis media recibida

La dosis que se recibe por escáneres en equipos de TC supone de media una cuarta parte de toda la radiación que recibe una persona al año [21]. De hecho, no debemos olvidar que se trata de una media poblacional y hay mucha gente que no se somete a escáneres de este tipo. Es decir, una persona a la que se le realiza un examen de TC, recibe realmente bastante más dosis que los $1,5 \text{ mSv}$ que se asocia a cada individuo por este tipo de exámenes como parte de la media poblacional. En la siguiente tabla se muestran valores típicos de dosis efectiva recibida en diferentes exploraciones con equipos de TC. Se ha elaborado otra columna comparativa para hacer notar que, por ejemplo, en algunos de estos reconocimientos (que duran unos segundos) se supera

con creces la dosis de radiación de fondo que el paciente recibe a lo largo de un año (entre 2 y 3 mSv de media en España). Se muestra otra equivalencia con el número de radiografías de tórax (típicamente 0,02 mSv) necesarias para obtener esa dosis.

PROCEDIMIENTO	Dosis efectiva aproximada	Comparable con la radiación de fondo durante aprox.	Equivalente en número de radiografías de tórax
TC rutinaria de cabeza	2 mSv	8 meses	100
TC rutinaria de cuello	3 mSv	1 año	150
TC cardiaco para cuantificar calcio	3 mSv	1 año	150
TC rutinaria de columna vertebral	6 mSv	2 años	300
TC rutinaria de tórax	7 mSv	2 años y medio	350
Colonografía	9 mSv	3 años	450
TC rutinaria de abdomen y pelvis	10 mSv	3 años y medio	500
Angiografía coronaria por TC	12 mSv	4 años	600
TC tórax (embolismo pulmonar)	15 mSv	5 años	750

Figura 5.26: Tabla de valores típicos de dosis efectiva para distintas exploraciones de TC

En la tabla anterior los valores se han obtenido a partir de aproximaciones de las dosis promedio que recibe un adulto de tamaño medio para esas exploraciones. Nos sirven para hacernos una idea del orden de magnitud, pero la dosis real puede variar de forma considerable dependiendo de la envergadura de la persona, el modelo del equipo y la técnica utilizada^[6].

Viendo estas cifras y el notable aumento de estudios diagnósticos con estos equipos durante la última década, se hace necesario concienciar de la importancia de la protección radiológica y la búsqueda, conservando la calidad de imagen, de dosis más bajas^[19]. Algunos modelos de proyección de riesgo estiman que en pocas décadas entre el 1.5% y el 2% de los tumores malignos detectados en Estados Unidos será atribuible a la utilización de equipos de tomografía computarizada^[6]. Desde hace unos años muchas casas comerciales anuncian sus equipos con la etiqueta de “baja dosis” haciendo alusión a que consiguen buenos resultados minimizando la dosis en la medida de lo posible. Es importante en este contexto la justificación de la realización de exploraciones junto con el control dosimétrico y de calidad.

El problema mencionado lleva a los fabricantes a intentar reducir la dosis que aplican sus equipos TC. Por otra parte, se intentan desarrollar equipos que mejoren la calidad de imagen como los equipos de doble energía que permiten conocer no solo las formas o densidades de las estructuras anatómicas, sino también su composición química para poder distinguir materiales radiológicamente iguales. A priori, este tipo de equipos podrían suponer un aumento en el nivel de dosis de radiación administrada respecto a la que dan los convencionales. En el siguiente capítulo se habla en detalle de los dispositivos de doble energía y se hace un análisis de las dosis que utilizan ya que en la bibliografía^{[8],[9],[13],[20],etc.} hay opiniones enfrentadas acerca de si reducen, incrementan o no suponen cambios frente a las dosis de TC convencionales.

6.- Capítulo 3:

TC de doble energía

Con la intención de mejorar la calidad de la imagen y conocer la composición química de estructuras del cuerpo que son radiológicamente muy similares, surgen los equipos de **TC de doble energía** (*Dual Energy CT*, **DECT**). Como su propio nombre indica, se trata de dispositivos que adquieren conjuntos de datos de dos haces con diferente energía pico. Al obtener información de los valores de atenuación para dos espectros de energía diferentes de rayos X, los DECT ofrecen un abanico más amplio de posibilidades. Una de ellas es la de diferenciar y clasificar distintos tipos de tejidos y agentes de contraste con idénticos valores del número CT.

La idea de escáneres de TC que realizasen exploraciones con múltiples energías se remonta a 1973, cuando el propio Hounsfield escribió un artículo acerca de las ventajas de realizar dos tomografías (una con una tensión del tubo igual a 100 kVp y la otra 140 kVp) de una misma sección. En particular se refería a la mejora que ofrecía en la distinción de materiales con distinto número atómico como el contraste yodado ($Z = 53$) y el calcio ($Z = 20$). Sin embargo, debido a las dificultades técnicas que conlleva la construcción de equipos tan sofisticados, no sería hasta 2006 cuando se desarrollara con éxito el primer equipo de estas características. El desarrollo tecnológico y computacional de las últimas décadas hace posible su viabilidad.

A día de hoy, la idea concebida para TC de multienergía se está llevando también a otras áreas de la radiología. Los métodos ideados para la adquisición del conjunto doble de datos varían según el fabricante y se verán en la siguiente sección de este capítulo junto con los fundamentos que subyacen en el uso de equipos de TC. También se verán las distintas técnicas que ofrecen y que están orientadas a la identificación del número atómico efectivo (Z_{eff}) o la cuantificación de la densidad de masa de cierto tejido. Otras posibilidades que ofrecen estos equipos son las imágenes simuladas como si hubieran sido tomadas con un único espectro de energía (*weighted average images*), las imágenes virtuales monoenergéticas (simulando una única energía para los fotones), imágenes de descomposición de materiales (quitando o dejando el contraste yodado, calcio, ácido úrico, etc.), mapas de densidad electrónica o de distintas zonas según su número atómico efectivo^[14].

Además, en este capítulo se verán distintas aplicaciones clínicas en los que estos equipos se utilizan y como, en muchos casos, proporcionan información muy valiosa y relevante a nivel de diagnóstico. No obstante, a pesar del gran avance y calidad de imagen que suponen los DECT respecto a las tomografías computarizadas convencionales, es preciso evaluar el nivel de dosis que recibe el paciente. En el caso particular de exploraciones con contraste yodado, se evita el tener que hacer al paciente un TC previo sin contraste ya que como sabemos de la exploración con contraste qué voxels son de yodo, se pueden sustituir como si fueran agua y simular un TC sin contraste. Por tanto, aunque a priori en un examen de DECT se aplica el doble de dosis (al ser dos espectros de energía), se hacen la mitad de exploraciones, lo que da lugar a una misma dosis total. No obstante, hay muchos casos más complejos y tampoco hay acuerdo entre autores^{[8],[9],[13],[20],etc.} en torno a si, en general, la dosis total es menor, igual o mayor que en un TC convencional. Por ello, se incluye una última sección dedicada al estudio y análisis de dosis reales para distintas exploraciones del equipo de TC de doble energía Siemens SOMATOM Drive del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid (ver Figura 3.3).

6.1. Fundamentos y clasificación de equipos de doble energía

En los últimos quince años se han empezado a fabricar y comercializar este tipo de equipos. Al mismo tiempo, se ha ido investigando en mayor profundidad sobre las posibilidades que esta modalidad de dispositivos parece tener.

La TC convencional es una exploración que ha revolucionado el mundo del diagnóstico por imagen. Ofrece técnicas como las reconstrucciones 4D, que incluyen el seguimiento de la evolución temporal de un proceso dinámico en un volumen de interés, distintos tipos de corte y alta resolución. En un equipo estándar de TC hay un único tubo de rayos X que genera un haz policromático de rayos X con tensiones pico entre 70 y 140 kVp (normalmente 120 kVp) que es detectado por un único conjunto de detección^[9]. A pesar de las ventajas y mejoras que se han hecho en los últimos años, los equipos de TC convencionales tienen algunas limitaciones como por ejemplo la dificultad para diferenciar algunos materiales entre sí o la aparición de artefactos por endurecimiento del haz.

La problemática en la distinción de materiales en tejidos blandos se debe a que el valor de pixel (o número CT) depende del coeficiente de atenuación lineal, μ , que resulta ser muy similar para distintos materiales del cuerpo. Los equipos de TC forman las imágenes a partir del valor de este coeficiente en cada uno de los voxels en los que se descompone el material. Como ya se ha mencionado, se calculan normalizados con respecto al del agua. Este coeficiente depende de la composición química (el número atómico efectivo) del tejido, de su densidad de masa y de la energía efectiva del haz.

Mientras que el efecto Compton no depende de forma muy notable de la energía de los fotones, el efecto fotoeléctrico sí lo hace. Por ello, este efecto es clave para la diferenciación de materiales en los equipos de doble energía. Ya se ha explicado que cuando un átomo sufre el efecto fotoeléctrico, un electrón de una capa interna K se eyecta. La energía mínima que ha de tener el fotón para que el electrón interno supere esa barrera de energía y sea expulsado se conoce como borde k (*k-edge*)^[9]. Para valores un poco mayores del k-edge es cuando es más probable la absorción del fotón en ese tejido por lo que hay un pico de atenuación característico para cada sustancia. Además de la energía del fotón, el grado en el que un material atenúa el haz de rayos X depende no solo de la energía del fotón sino que también influye la relación de la misma con el borde k del material.

Es posible que para dos materiales diferentes se tenga el mismo número CT si uno tiene, por ejemplo, mayor número atómico efectivo pero el otro tiene mayor densidad de masa. Con una sola medida de la atenuación se puede complicar la diferenciación de dos elementos que atenúen los fotones de forma similar y que den lugar a valores muy parecidos de las unidades Hounsfield. Para la mayoría de materiales, el número CT depende de la energía y, por tanto, la interpretación de su valor para una única energía puede ser ambiguo al no poder determinar si se debe a la diferencia de densidad o de composición química (número atómico efectivo)^[22]. Si uno quiere extrapolar el número CT medido para calcular, por ejemplo, el coeficiente de atenuación a otra energía, deberá hacer suposiciones acerca de la composición del material que pueden llevar a resultados erróneos.

Sin embargo, aunque el efecto de la densidad de masa en los valores CT es independiente de la energía, el efecto del número atómico efectivo varía considerablemente con la energía del fotón. Por tanto, si las medidas se realizan a distintas energías, es posible desacoplar la influencia de la densidad de masa y la composición química en el valor CT, es decir, saber su composición^[14].

Otro problema de los TC convencionales son los artefactos por endurecimiento del haz^[2]. En estos equipos, como se usan haces policromáticos, los fotones de distintas energías experimentan diferente atenuación. Los fotones menos energéticos se atenúan antes y, por tanto, la energía efectiva aumenta conforme avanza el haz y permanecen los fotones más energéticos. Calibrar la atenuación con un único material permite corregir el endurecimiento del haz siempre que esta atenuación sea causada por materiales de número atómico similar. Cuando no se da el caso (por ejemplo, teniendo hueso y tejido blando), la corrección no es adecuada y puede dar lugar a estos artefactos en la imagen.

Debido a la ambigüedad a la hora de distinguir algunos elementos y la búsqueda de superar las limitaciones mencionadas, se implementó en 2006 la primera generación de equipos TC de doble energía. Como ya se ha dicho, estos aparatos se caracterizan por el uso de dos espectros energéticos distintos de rayos X. La técnica de TC de doble energía utiliza dos energías diferentes (una baja, típicamente entre 70 y 100 kVp , y otra alta entre 90 y 150 kVp) para adquirir dos conjuntos de datos de TC distintos. La elección de estos dos rangos de energías no es aleatoria sino que cada uno tiene su razón de ser.

La **energía baja** ofrece una resolución en bajo contraste muy buena debido a que valores más bajos de energía potencian el efecto fotoeléctrico. A cambio, produce una señal muy ruidosa (relación señal-ruido muy baja) porque hay mucha atenuación y sería necesaria mucha dosis para poder disminuir el ruido a un nivel aceptable.

La **alta energía** compensa esos defectos ya que ofrece una imagen muy poco contrastada pero con el beneficio de tener una relación señal-ruido muy buena por ser el haz muy penetrante. Con la combinación de estas dos técnicas se pueden obtener imágenes muy mejoradas para el diagnóstico médico. En general, los equipos TC multienergía pueden descomponer la atenuación medida en valores que, a diferencia de los números CT, son independientes de la energía de los rayos X.

Con todo esto, los equipos de TC multienergía ofrecen una serie de ventajas que dan solución a muchos de los problemas que motivaron su creación. Entre ellas se encuentran la mejora de la caracterización de materiales que poseen un número CT muy similar para una única energía, mejor diferenciación entre tejido blando, hueso y contraste yodado y la búsqueda de una extrapolación para la atenuación para otras energías. Además permiten una mejora en la apreciación de un único agente de contraste, la segmentación de distintos materiales en una imagen y mayores correcciones de artefactos debidos al endurecimiento del haz.

Hay muchas maneras de adquirir y detectar el conjunto de datos para la doble energía. Cada casa comercial desarrolla distintos hardware para los equipos y técnicas de adquisición. A continuación, se muestran cinco de todas las opciones técnicas desarrolladas para poder realizar la tomografía computarizada de doble energía. Las tres primeras son con diferencia las más comercializadas y frecuentes de encontrar en equipos hospitalarios de estas características. A modo informativo, actualmente se investiga en los detectores con tecnología de conteo de fotones^{[8],[13]} para futuros equipos hospitalarios.

Doble tubo con o sin filtración de haz:

Este método requiere dos tubos de rayos X, normalmente dispuestos con una diferencia de entre 90° y 95° , para producir los dos espectros de energía de rayos X diferentes. Además de los dos tubos se encuentran también dos detectores que obtienen la información de forma casi simultánea^[20].

Una de las ventajas que tiene este método es que la corriente, voltaje y filtro para cada tubo se pueden ajustar para optimizar la dosis y eficiencia según cuales sean las características del paciente. Se han desarrollado equipos de este tipo con diferentes combinaciones de voltajes y filtros de estaño ($80\text{ kVp}/140\text{ kVp}$, $80\text{ kVp}/140\text{ Sn kVp}$, $90\text{ kVp}/150\text{ Sn kVp}$, etc.). En los últimos años, la combinación 70 kVp y 150 kVp con filtro de estaño (Sn) ha demostrado ser particularmente útil para evaluar zonas pequeñas^[8]. Algunas de las desventajas que poseen estos equipos son la radiación dispersa cruzada debida a la geometría ortogonal entre los tubos y la pequeña diferencia temporal debido al desfase angular^[7]. Esto último, aunque no se trata de un gran desfase, puede dar lugar a pequeños artefactos de movimiento para imágenes de órganos que tienen una actividad continua como el corazón. En muchas ocasiones, por dificultades prácticas, uno de los detectores es más pequeño que el otro y, por tanto, la exploración en ciertas zonas de un paciente grande puede dar problemas^[13].

El equipo Siemens SOMATOM Drive del Hospital Universitario Río Hortega^[20], y con el que se hará el estudio de dosis a pacientes, es de doble fuente. Otros equipos de TC desarrollados también por Siemens Medical Solutions usan la tecnología de doble tubo.

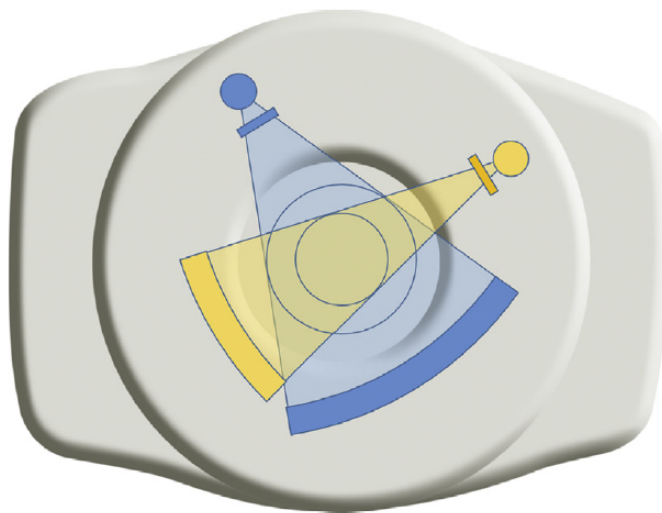


Figura 6.1: Esquema de un equipo de TC de doble energía y con doble tubo

Cambio de voltaje rápido con un único tubo:

En los equipos de estas características (*fast-switching*) el voltaje del tubo va cambiando rápidamente entre 80 y 140 *kVp*. Los dos conjuntos de datos correspondientes con las diferentes energías son adquiridos de forma separada por un mismo conjunto de detección^[7]. Algunas de las ventajas de estos dispositivos son la reducción de artefactos debidos al endurecimiento del haz, al cambio rápido del voltaje, y al movimiento gracias a la casi simultaneidad en la adquisición de las energías (fracción de milisegundos).

El hecho de que la recogida de datos sobre ambas energías sea casi simultánea podría complicar la separación de los datos para cada una de ellas. Esto se podría mejorar añadiendo un filtro para el haz de rayos X de alta energía. No obstante, en la práctica es muy difícil debido a que sería necesario un sistema que pusiera y quitase el filtro muy rápido, para que el haz del espectro menos energético no se viera afectado por el filtro. Reducir el número de proyecciones para cada espectro de energía también puede afectar a la calidad de imagen global^[8].

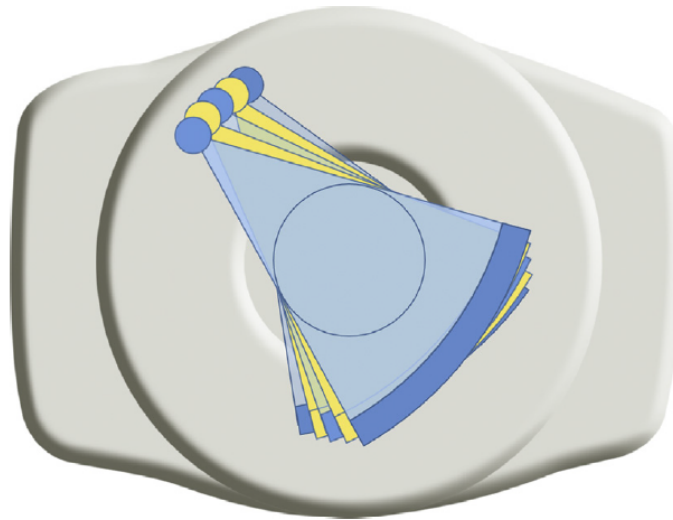


Figura 6.2: Esquema de un equipo de TC de doble energía con un tubo de cambio de voltaje rápido

A pesar de ser muy pequeños, ni el tiempo de cambio ni el de detección son exactamente nulos por lo que se introduce algo de contaminación entre las medidas de baja y alta energía. Esta contaminación se hace más notable cuanto más grande es el tiempo de rotación en el gantry. Un inconveniente de estos equipos es que la velocidad de rotación del estativo está limitada por los tiempos de modulación del voltaje y puede reducirse hasta medio segundo con respecto a otros equipos^[13]. Además, esto puede dar lugar a artefactos de movimiento. Otra desventaja es la imposibilidad para modular la corriente del tubo de rayos X durante la adquisición de datos^[7]. Esto empeora

la eficiencia en la dosis y limita la capacidad del sistema para adaptarse a regiones del paciente menos atenuantes. El primer escáner desarrollado para uso clínico con la tecnología de *fast-switching* fue el Discovery CT750 HD creado por General Electric Healthcare en 2008^[9].

Detector de doble capa con un único tubo:

En este método se utiliza un tubo de rayos X y un detector hecho de dos capas (*sandwich detector*) que detectan simultáneamente dos niveles de energía^[12]. Un haz policromático de fotones de rayos X se genera en el tubo con un único voltaje fijado, normalmente 120 *kVp*.

Cada capa del conjunto de detección consiste en un detector de centelleo. Según cuál sea el material y el espesor, servirá para filtrar los fotones de determinadas energías^[7]. Los fotones de baja energía se absorben en la capa superior del detector normalmente compuesta a partir de itrio. Los fotones de alta energía pasan a través de ella y se absorben en la segunda capa, más gruesa, generalmente fabricada de $Gd_2O_2S_2$ ^[8].

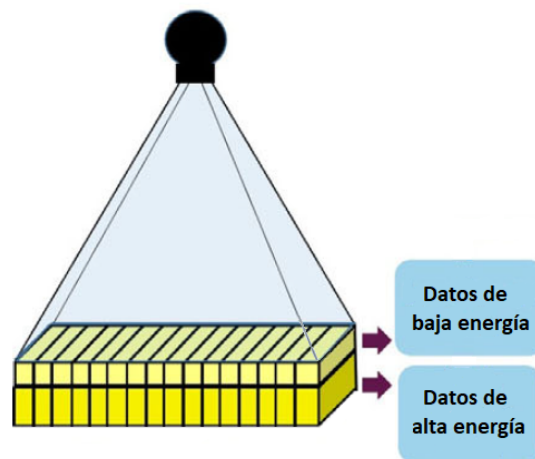


Figura 6.3: Esquema de las capas del detector mencionado

Esta tecnología permite recuperar las imágenes y el funcionamiento de un TC convencional simplemente juntando los datos obtenidos para altas y bajas energías sin hacer una distinción previa de su naturaleza. Esta característica es una de sus ventajas ya que este tipo de equipos no requieren de protocolos especiales para las exploraciones, los que se conocen para TC convencionales son suficientes. La información espectral adicional que aporta puede añadir valor clínico a las exploraciones en muchos casos^[7]. Además, la evaluación de doble energía se puede hacer después del escáner de TC en muchos casos a costa, eso sí, de un mayor tiempo de reconstrucción.

La alineación de los detectores y el despreciable tiempo entre la detección de los datos para ambas energías son también algunas ventajas que ofrece esta tecnología. De hecho, no es necesario limitar la velocidad de rotación del gantry (puede llegar hasta a 0.27 segundos/vuelta) o el campo de visión (50 cm) como sí ocurre en otros equipos^[8]. Además, no presenta el problema de la radiación dispersa cruzada propio de equipos de doble fuente o la reducción de resolución espacial como sucede con la tecnología del tubo de cambio de voltaje rápido.

Uno de los inconvenientes de los equipos de este tipo es que el contraste es algo peor que el que se podría obtener con equipos de doble fuente debido al solapamiento entre los perfiles de sensibilidad de los detectores de ambas capas. También, aunque se ha mencionado que es posible, la separación espectral de los datos para doble energía es posible cuando el escáner ha sido realizado con un potencial del tubo de entre 120 y 140 kVp . Para las exploraciones realizadas con 80 o 100 kVp la única reconstrucción disponible es la convencional^[13].

Otra limitación de esta tecnología es el aumento al doble del ruido electrónico debido a que cada lectura de datos es a través de dos canales. Actualmente se está investigando en los diseños de los detectores y los parámetros para las exploraciones que ayuden a minimizar el impacto del ruido de este tipo^[13]. Como desventaja del diseño del detector encontramos la posibilidad de diafonía en la información recibida entre cada capa del mismo^[8]. A nivel comercial encontramos el IQon spectral CT desarrollado por Philips Healthcare^[9].

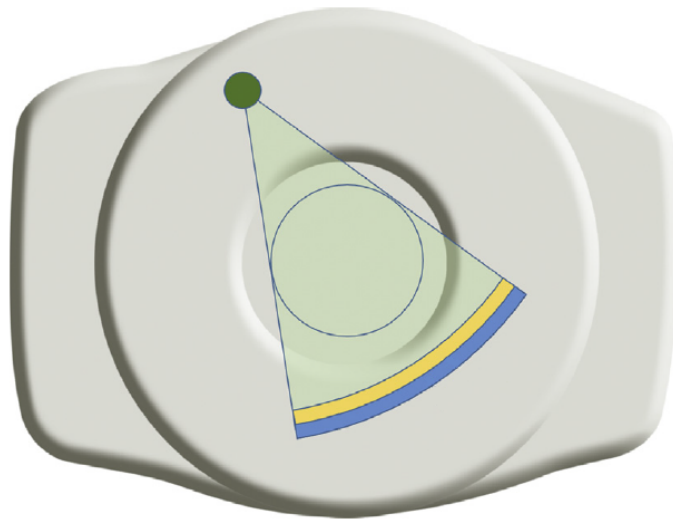


Figura 6.4: Esquema de un equipo de TC de doble energía con un tubo y detector de doble energía

Filtro dividido con un único tubo:

Se utiliza un filtro dividido en dos partes que se aplica al haz de rayos X generado por el tubo a 120 kVp . De esta forma se obtienen por separado (pero adyacentes) dos espectros de energía llamados gemelos. El filtro suele estar dividido en una zona de 0.05 mm de grosor formada por oro y otra de 0.6 mm hecha de estaño^[13]. Este método permite mejorar la evaluación de órganos en movimiento ya que minimiza la diferencia temporal entre los dos haces de energía.

Manteniendo el valor del pitch a 0.5 para que no haya franjas sin estudiar, la dosis de radiación es prácticamente neutra con respecto a la que se daría con un TC convencional para una misma exploración^[13]. No obstante, es necesario que la intensidad del haz a la salida sea mayor ya que el filtro absorbe gran parte de la radiación directa. Además, el contraste que se obtiene es algo más bajo que el que se podría obtener con la combinación de 80/140 kVp para la tecnología de doble fuente.

Doble escáner secuencial con un único tubo:

Con este método, los datos de doble energía se adquieren mediante un escáner convencional para un voltaje pico en el tubo de rayos X de alrededor de 80 kVp , seguido de otro cercano a los 140 kVp . No es necesaria la utilización de ningún hardware especial o distinto al de TC convencional.

Sin embargo, este método está limitado por la gran diferencia temporal entre las dos adquisiciones de datos, que lo hace inviable para determinadas exploraciones y favorece los movimientos indeseados del paciente^[7]. En la práctica se puede utilizar para exploraciones de órganos estáticos en las que no se quiera estudiar alguna sustancia de contraste como, por ejemplo, buscar piedras en el riñón o ver algún implante. Se puede modular la corriente del tubo para intentar reducir la dosis de radiación que, para esta técnica, va a ser mayor que la de un simple escáner.

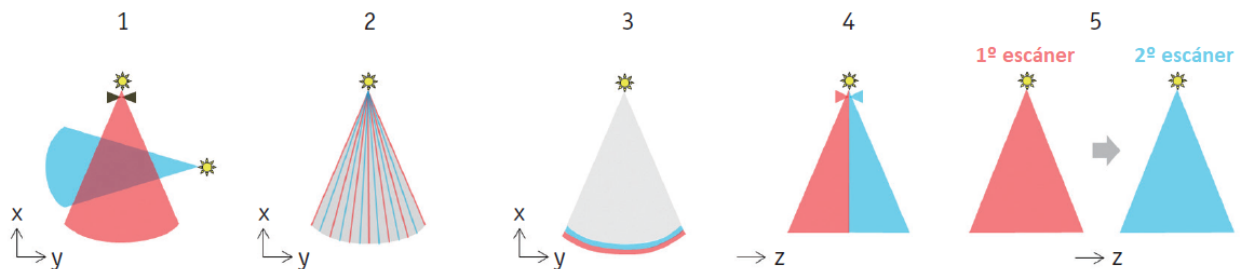


Figura 6.5: Ilustración de los métodos mencionados. Tecnología de doble fuente (1), tubo con cambio de voltaje rápido (2), detector de doble capa (3), filtro dividido (4) y doble escáner secuencial (5)

Los algoritmos para la descomposición del material son exclusivos de cada casa comercial. Por ejemplo, los de única fuente con cambio rápido de voltaje utilizan algoritmos matemáticos que transforman la atenuación del material en una concentración de parejas de materiales que serían necesarios para producir tal atenuación en un voxel teniendo en cuenta sus números atómicos. Un ejemplo pueden ser las imágenes específicas de descomposición en agua y contraste yodado. Los de doble fuente, en cambio, pueden utilizar una descomposición en tres materiales para recrear imágenes específicas de descomposición en tejido blando, grasa y contraste yodado^[9].

Cada una de las modalidades vistas presenta ventajas y limitaciones. En la actualidad las más utilizadas son las dos primeras. Además, aunque no hay unanimidad en el tema, según varios autores^{[8],[9]}, las adquisiciones con alguna de estas dos técnicas conservan al menos en un nivel neutral o levemente superior la cantidad de dosis con respecto a un TC convencional. Como ya se ha dicho, analizaremos si esto es así en la última sección de este capítulo. Primero veamos las potencialidades que ofrecen.

6.2. Aplicaciones clínicas y técnicas disponibles

Las aplicaciones de los equipos de doble energía son muy numerosas ya que incluyen y amplían las de TC convencional. Normalmente podemos distinguir entre exploraciones que tienen como finalidad la exploración de un material sin necesidad de especificar su composición química y otras en las que sí. Para la primera se cuenta con herramientas como las imágenes virtuales monoenergéticas, los mapas de número atómico efectivo (Z_{eff}) o de densidad electrónica. Para los casos en las que sí nos interesa la composición química, contamos con imágenes que nos permiten descomponer el tejido, distinguir sus componentes e incluso simular imágenes de ellos aislados. La mayoría de estas técnicas relacionadas con los tipos de imágenes mencionados, junto con aplicaciones reales para casos clínicos, se encuentran explicadas en esta sección.

6.2.1. Técnicas y aplicaciones en descomposición de materiales

Una vez que se adquieren los datos correspondientes a alta y baja energía, se pueden obtener diversos tipos de imágenes según cuál sea el fin de la exploración. Se pueden combinar de forma lineal (o incluso no linealmente) los datos obtenidos de cada adquisición por separado para obtener una **imagen combinada** que simula una imagen de TC obtenida en un equipo convencional normalmente para 120 kVp . Estas imágenes también son conocidas como rutinarias.

A este grupo también pertenecen, aunque tras un procesamiento más sofisticado, las **imágenes virtuales monocromáticas** o **monoenergéticas** (VMC/VME). Se obtienen simulando que el escáner ha sido realizado con fotones de un único nivel de energía. Las imágenes VMC dan información más precisa sobre las medidas de atenuación de cada material que las de un TC convencional con haz policromático.

Otra posibilidad que ofrecen los equipos TC de doble energía es la descomposición del material en un postprocesado. Se utilizan algoritmos de separación para generar distintos tipos de imágenes clínicas que pueden ser muy útiles. Algunos de ellos son los **mapas de yodo (IM)**, **imágenes virtuales sin contraste (VNC)**, quitando el mapa de yodo a la imagen obtenida con doble energía), imágenes virtuales sin calcio (VNCa), etc.

La descomposición de tejidos puede realizarse en dos o tres materiales según el equipo. La de dos materiales utiliza algoritmos que asumen que cada voxel está compuesto únicamente por ese par de componentes (un ejemplo típico es agua y contraste yodado)^[22]. Estos algoritmos son exclusivos y desarrollados por cada empresa comercial. Conocido el coeficiente de atenuación y gracias a la diferencia entre los datos de baja y alta energía, se calcula la densidad relativa de cada material dentro de ese voxel para que la atenuación sea la medida^[9]. Esta descomposición es la que se hace para los equipos de doble energía con una única fuente, mientras que la descomposición en tres materiales (por ejemplo, yodo, grasa y tejido blando) se encuentra en los equipos de doble fuente.

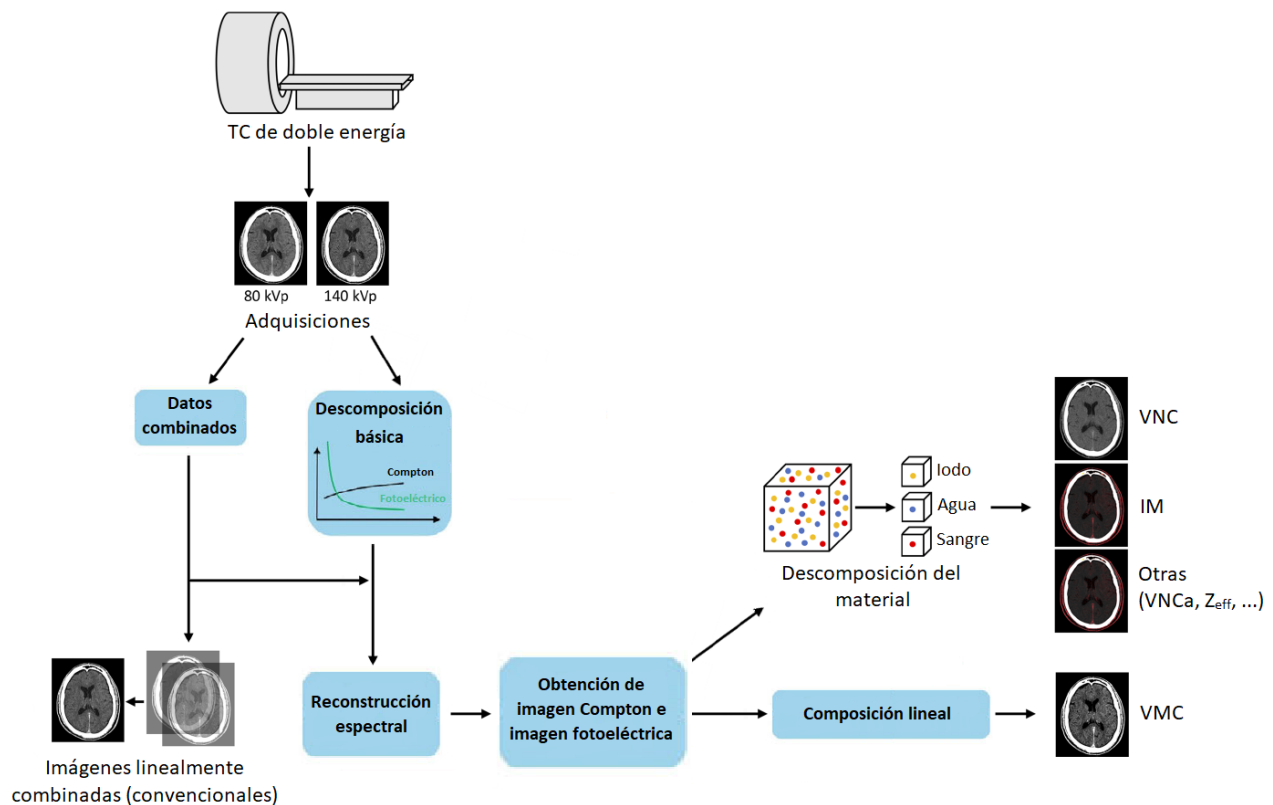


Figura 6.6: Diagrama de flujo de procesos habituales para un cierto TC de doble energía

En la figura 6.6 se ha realizado un esquema simple del proceso general que podría seguir un equipo de DECT. A continuación, y durante el apartado siguiente, se da algo más de información acerca de algunas de las técnicas de imagen mencionadas y las aplicaciones prácticas de estos dispositivos.

- Imágenes virtuales monoenergéticas (VMC)

Este tipo de imágenes se pueden sintetizar en el dominio de proyección a partir de una descomposición de los datos y combinando linealmente los dos mapas de densidad másica para cada energía. No obstante, es habitual generarlas en el dominio de imagen simplemente conjugando linealmente las TC obtenidas para cada una de las dos energías (baja y alta).

En los primeros equipos, el ruido descompensado para bajos *keV* obstaculizaba el uso óptimo de la VMC en exploraciones generales donde se destacaba algún contraste. Sin embargo, la tecnología de los últimos años ha permitido incluir técnicas que conservan o mejoran la relación entre el contraste y el ruido^[8] tal y como se puede ver en la tercera imagen de la figura 6.7. La reducción de ruido se lleva a cabo en el dominio de la energía utilizando las coincidencias en los mismos detalles anatómicos para alta y baja energía. No obstante, otros problemas como la aparición de ciertos tipos de artefactos siguen pudiendo estar presentes en estas imágenes.

Las imágenes VMC de baja energía (45-55 *keV*) se utilizan para estudios con alto contraste entre la lesión y los tejidos adyacentes, las de media energía (60-85 *keV*) son ideales para la mayoría de estudios sobre tejidos blandos y las de alta energía (95-140 *keV*) para la reducción de artefactos metálicos con la pérdida, eso sí, de la apreciable del contraste^[9].

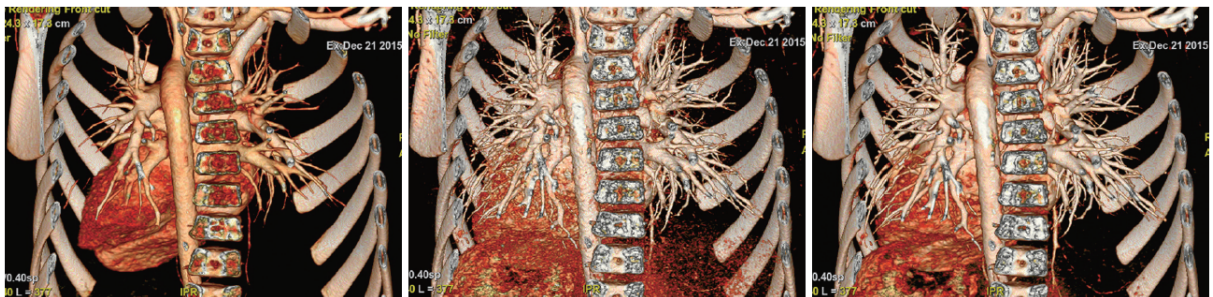


Figura 6.7: Reconstrucciones 3D de la zona posterior torácica. (Izquierda) Imagen VMC de 40 keV. (Centro) Imagen en la que se opacifica la zona cardíaca para ver otras zonas con contraste aumentando, eso sí, el ruido. (Derecha) Reducción del ruido mediante software

- Imágenes virtuales sin contraste (VNC)

Para cualquier región del cuerpo, una imagen VNC puede sustituir a una exploración convencional de pre-contraste. Es decir, no es necesario hacer dos escaneados al paciente (uno sin contraste y otro con él) ya que el equipo nos permite eliminar el contraste tras la exploración. Esto supone una menor exposición a la radiación que puede resultar útil para el caso, por ejemplo, de pacientes infantiles. Además, este tipo de imágenes, incluso en ausencia de contraste intravenoso, permiten realzar algunos tipos de problemas como, por ejemplo, la aparición de edemas en zonas con isquemia en un estado precoz^[22].

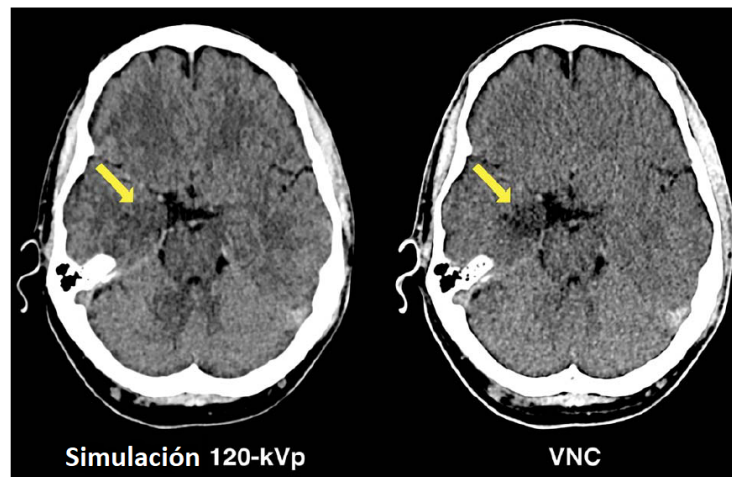


Figura 6.8: Mejora en la apreciación de isquemia cerebral (flecha) con imagen VNC

Es cierto que su uso también conlleva algunas desventajas como los problemas en los límites de ciertos tejidos que dan lugar, por ejemplo, a que el tamaño de las calcificaciones aparezca algo más pequeño de lo que es^[8]. También, aunque no es frecuente, puede provocar confusiones a la hora del diagnóstico. Por último, las imágenes VNC suelen sobreestimar los valores de los números CT para tejidos blandos.

En la región abdominal las imágenes VNC permiten una mejor visualización de los cálculos biliares de colesterol. También se tienen buenos resultados para la saturación de hierro en el hígado usando un software específico de descomposición de tres materiales para el hierro. De hecho, los resultados obtenidos son muy similares a los que se puede obtener con imagen por resonancia magnética (MRI) lo que hace viable su uso cuando no sea posible utilizar esta última (por ocupación, claustrofobia del paciente, etcétera)^[8].

Para la región esquelética encontramos, en particular, las imágenes virtuales sin calcio (VNCA) que sirven para evaluar la zona de la médula ósea a niveles que están fuera de la capacidad de un TC convencional. Estas imágenes extraen virtualmente el calcio de la zona esponjosa del hueso y permiten la detección de algunas lesiones internas o pequeñas fracturas difíciles de detectar con un TC de una energía^[12]. Seguimos, no obstante, encontrando algunos inconvenientes como la limitación a zonas muy estrechas o los posibles errores de diagnóstico debido a la presencia de otras patologías como osteonecrosis o enfermedades degenerativas. Otro ejemplo de la gran potencialidad que tienen los TC de doble energía es la posibilidad de reconstrucción de imágenes con supresión de hueso. En ciertas reconstrucciones, el tejido óseo presente, por ejemplo, en el cráneo puede molestar en la tarea de diagnóstico. Con las técnicas de DECT se puede reconstruir y eliminar el hueso tal y como se observa en la figura 6.9.

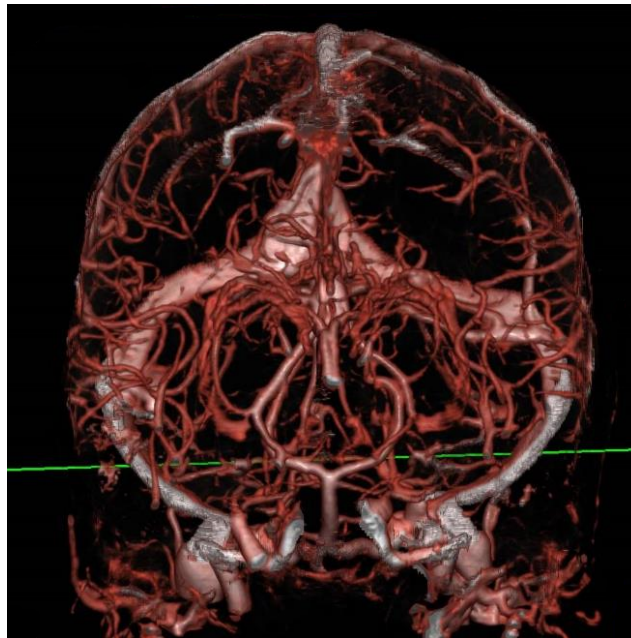


Figura 6.9: Venograma cerebral obtenido mediante supresión de hueso con DECT

- Mapas de yodo (IM)

Usando la función que destaca algún contraste en los equipos de TC de doble energía se pueden obtener mapas de contraste yodado que muestran su distribución en los tejidos y pueden incluir también huesos o calcio. En general, permite destacar algunas lesiones que con otras técnicas no serían tan apreciables. El mapa de contraste yodado no sirve solo para detectar ciertos hematomas o lesiones quísticas sino también para delinear isquemias (reducción de flujo sanguíneo

por obstrucción de vaso sanguíneo). Además, los tumores malignos se pueden diferenciar mucho mejor de los benignos con este tipo de imágenes ya que la concentración de contraste yodado que puede haber en cada uno de ellos es distinta. También sirven para planificar el tratamiento que aplicar a estos tumores.

En la región torácica encontramos el mapa de yodo para el tejido parenquimal de los pulmones. Se utiliza para mejorar el diagnóstico de tromboembolias pulmonares (TEP). Con este método se detectan las lesiones, deficientes de yodo en los pulmones, que suelen tener forma de cuña y no son apreciables en una angiografía pulmonar con TC convencional^[8]. En la zona de la cabeza, estos mapas resultan muy útiles para diferenciar entre un sangrado de un tumor o una hemorragia intracerebral. También tiene aplicaciones en la región cardiovascular para detectar problemas derivados del estrechamiento de la válvula aórtica, también conocido como estenosis cardiaca.

En la figura 6.10 se muestran tres imágenes de cortes axiales en la región del cuello. La de la izquierda ha sido obtenida mediante la combinación de las adquisiciones de alta y baja energía y se correspondería con una tomografía computarizada convencional en la que se puede observar (por ejemplo, en la flecha) que la zona de hueso es muy difícil de distinguir de la de contraste yodado. En la imagen del centro se muestra el mismo TC con supresión de yodo. En la de la derecha se muestra el mapa de yodo en un color y el calcio en otro para poder separar los materiales que, en principio, parecían iguales.

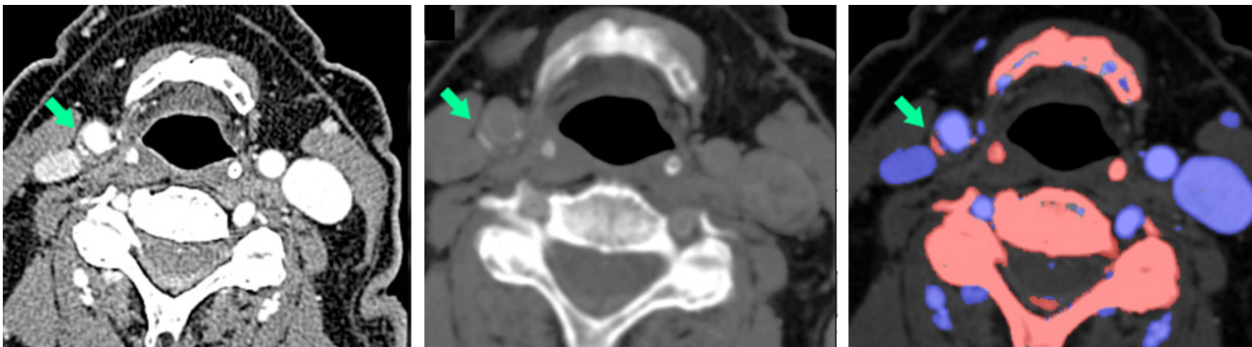


Figura 6.10: Tomografía computarizada de la zona del cuello. (Derecha) TC convencional. (Centro) TC con supresión de yodo. (Derecha) TC con separación de yodo y calcio

- Mapas de número atómico efectivo y de densidad electrónica

La distribución de zonas según cuál sea el número atómico efectivo que detecta el haz o la densidad electrónica se pueden obtener con márgenes de error de

entre 1.7% y 4.1% respectivamente^[8]. De igual forma que el número CT es cero para el agua, sin importar la energía que se utilice, pasa lo mismo con el número atómico efectivo del agua que se encuentra entre 7,4 y 7,5. A partir de las diferencias en la atenuación según la energía, se pueden hacer estos mapas. En el caso de perfusiones pulmonares, los defectos provocados por embolias pulmonares se observan mejor con un mapa de número atómico efectivo que con uno de yodo.

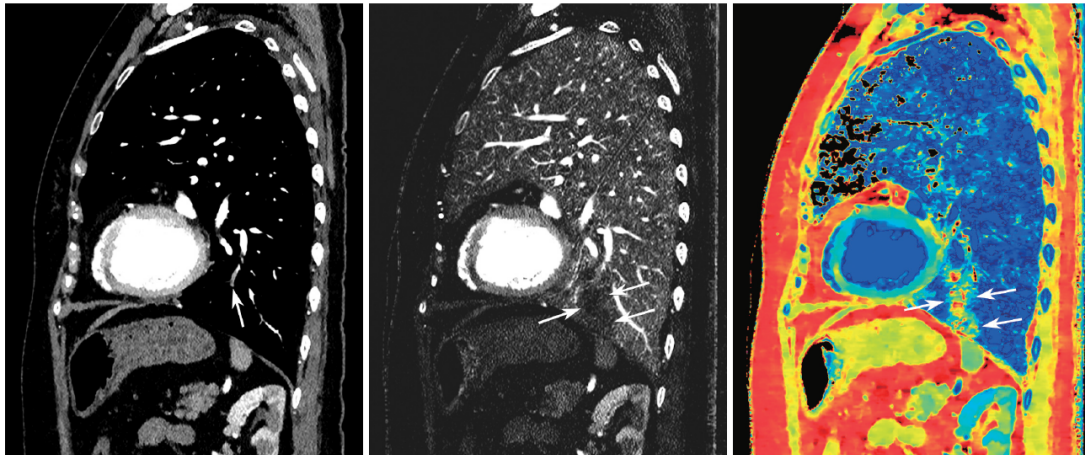


Figura 6.11: (Izquierda) Imagen de 70 keV en la que se aprecia un émbolo sospechoso señalado por la flecha. (Centro) Mapa de yodo en el que se aprecia el defecto en forma de cuña. (Derecha) Mapa de número atómico efectivo donde se observa aún mejor

6.2.2. Otras aplicaciones: Caracterización de materiales

En comparación con los equipos de una sola energía, los TC de doble energía pueden mejorar el diagnóstico con la identificación y diferenciación de la composición química de los materiales. Como se ha dicho, esto se hace a través de la caracterización de la concentración de dos o tres materiales, utilizados como base, que sería necesaria para dar lugar a la atenuación medida.^[9]

Esto se puede utilizar para aislar cierto tejido o mejorar la visualización de algunos elementos de composición química conocida como los tendones o ligamentos de las extremidades. Para ello, se utilizan las diferencias en la composición y número atómico efectivo de las estructuras mencionadas y de los tejidos circundantes como pueden ser el adiposo o el óseo. De esta forma, se pueden detectar con mayor precisión algunas anomalías como desgarros, avulsiones o inflamaciones en los ligamentos^[13]. Además de lo anterior, las aplicaciones del DECT incluyen la diferenciación de piedras o cálculos en el riñón y la tecnología para separar el hueso en imágenes en las que pueda ser de utilidad. A continuación se describen algunas otras aplicaciones para poner de manifiesto la relevancia de este tipo de equipos en el ámbito hospitalario.

Gota y pseudogota:

Los TC de doble energía pueden diferenciar los cristales de urato monosódico ($Z_{eff} = 6,9$) de otros compuestos como el pirofosfato de calcio ($Z_{eff} = 15,6$) en articulaciones, tendones y tejidos circundantes con una sensibilidad del 87% y una especificidad del 84% [8]. En la enfermedad de la gota, en la que cristales del primer tipo se depositan en las juntas y ligamentos de tejidos, el TC de doble energía es particularmente útil para la evaluación total del daño o la planificación del tratamiento en casos en los que las zonas son poco accesibles o existe alguna artropatía previa. La pseudogota se produce cuando tenemos cristales del segundo compuesto mencionado y es esencial saber diferenciarla de la gota para poder planificar distintos tratamientos. En esta tarea de distinción entra en juego la capacidad de los TC multienergía para, a través de las diferentes atenuaciones, dar lugar a un mapa en el que se descompone el tejido en sus materiales.

Numerosos estudios avalan el uso de esta tecnología en detrimento de otras como los ultrasonidos, la radiografía digital o el TC simple debido no solo a su buena precisión diagnóstica, sino también a la monitorización que permite tratamientos guiados por imagen [13]. Una limitación es la reducción en la capacidad de detección para casos en los que la enfermedad es precoz ya que si los cristales de urato no están suficientemente formados pueden dar lugar a falsos negativos. Ocasionalmente, algunos artefactos tienen el efecto contrario y provocan diagnósticos positivos que no son reales [13].

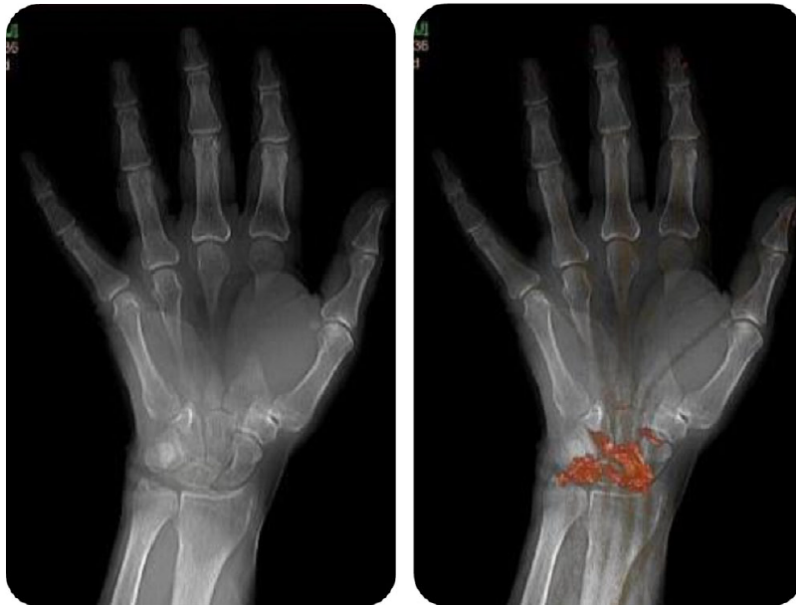


Figura 6.12: Imagen convencional de la zona de la muñeca (izquierda) en la que, con la tecnología de TC de doble energía, se pueden identificar los cristales de ácido úrico y otras lesiones en las articulaciones de los dedos (derecha)

Imágenes pulmonares:

Una de las herramientas con las que suelen contar estos equipos es la de análisis de vasos pulmonares. Se puede utilizar para distinguir con algún contraste un tipo de vaso sanguíneo que llegue al pulmón y que interese estudiar. Por tanto, esto constituye un método de detección de algunas patologías como pequeños embolismos pulmonares^[8].

Otra técnica que se ha usado en los últimos años es la inhalación de gas xenón como agente de contraste. Se pueden utilizar distintos protocolos para el escáner del pulmón y se pueden obtener mapas de ventilación en los que se observan patologías como obstrucciones, asma, bronquitis, etc^[8]. Debido al efecto anestésico que provoca el aumento de la concentración de este gas en sangre, se suele hacer una sola inspiración del gas concentrado o se sustituye por gas kriptón.

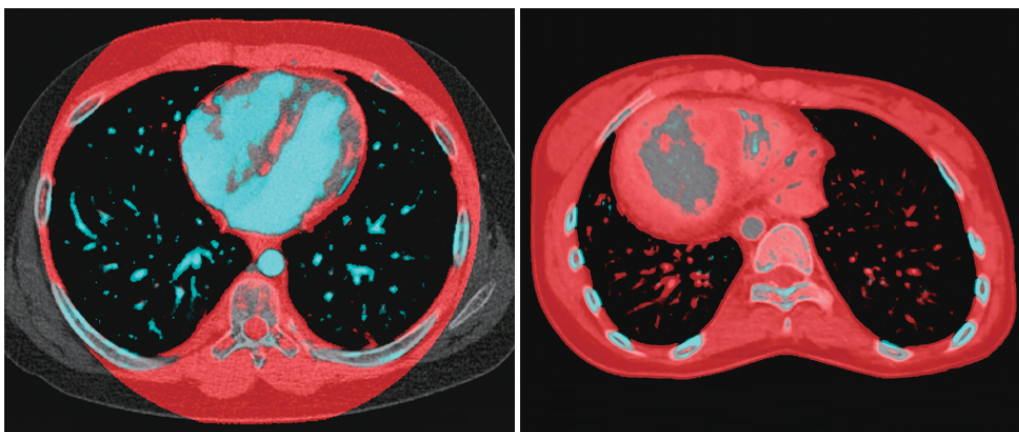


Figura 6.13: Imágenes de cortes axiales en la zona del tórax obtenidas por TC de doble energía. (Izquierda) Vasos pulmonares resaltados en azul claro. (Derecha) Tomografía análoga en paciente con problemas pulmonares y vasos obstruidos

Evaluación de una hemorragia cerebral:

En un TC de única energía, los valores de atenuación para una hemorragia aguda, calcio y contraste yodado pueden solaparse y limitar la capacidad de detección de una hemorragia cerebral. Sin embargo, las técnicas de doble energía en TC basadas en la descomposición de material pueden fácilmente diferenciar una calcificación intraparenquimal de una hemorragia con un aumento del 22 % en sensibilidad y del 5 % en especificidad respecto del TC convencional^[22]. De hecho, se ha observado que con protocolos de baja dosis, los equipos de TC de doble energía consiguen una precisión diagnóstica similar a la de los procedimientos de dosis estándar de TC de única energía contando, además, con otras ventajas propias de la multienergía (reducción de artefactos en fosa posterior o mejora en la calidad de la imagen cerca de la bóveda craneal).

Una aplicación clave del DECT para neurointervencionismo es la evaluación de cierto tipo de derrames que se pueden producir en pacientes que han sido intervenidos en la zona del cerebro y tienen un riesgo notable de sufrirlos. Cuando solo se realizaban exploraciones de TC convencional era fácil confundir estos derrames con otras patologías por lo que se hacía necesario valerse de la imagen por resonancia magnética (MRI)^[8]. Las técnicas de separación de materiales de los equipos actuales permiten un diagnóstico mejor y más rápido para estos problemas. Otra ventaja de estos equipos es que permiten diferenciar una hemorragia de otras zonas que absorben yodo pero no son peligrosas.

Por último, conviene mencionar que las técnicas de DECT se han demostrado capaces de identificar zonas en el cráneo de un paciente en las que resulta más probable que ocurra una hemorragia intracerebral espontánea^[22].

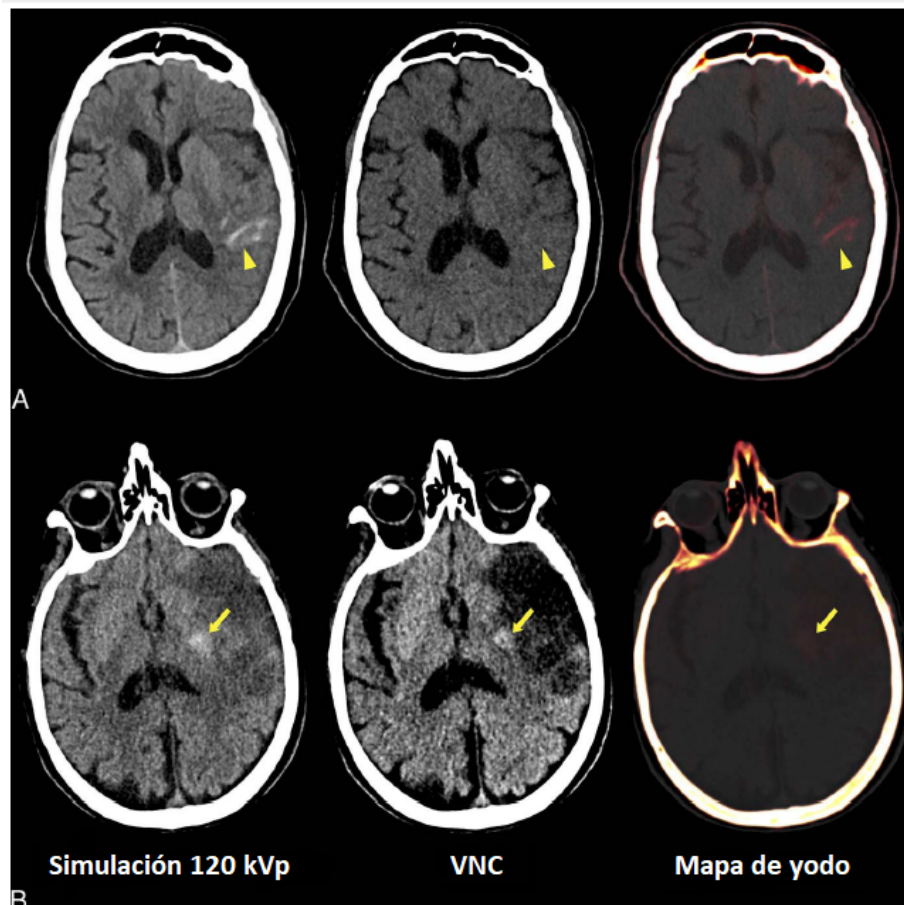


Figura 6.14: Diferenciación mediante las técnicas de DECT de una simple concentración de yodo en el paciente A y una pequeña hemorragia en el paciente B que podrían parecer similares con un TC convencional (primera columna). Ambos se han sometido previamente a una tromboectomía (extracción de un trombo que bloquea la circulación de la sangre)

Imagen oncológica:

El DECT tiene muchas aplicaciones en el ámbito de imagen oncológica tanto antes como después del tratamiento^[9]. Debido a la mejora en la caracterización, se pueden delinear mejor los límites tumorales. Los mapas de yodo ayudan a cuantificar y evaluar la viabilidad del tumor mediante técnicas que, aunque no están aún muy desarrolladas, ofrecen interesantes posibilidades en la predicción de la evolución de tumores. Los mapas mencionados permiten diferenciar entre un tumor y un trombo mediante métodos cualitativos y cuantitativos que estiman la cantidad de yodo en el coágulo.

Además del progreso en la apreciación de los abscesos tumorales, se puede delinear, mediante las imágenes de densidad del material, zonas locales adyacentes en las que se ha podido extender el tumor^[9]. Esto aporta una guía muy útil en la planificación del tratamiento a seguir o en las consecuencias del mismo^[13]. Un ejemplo es el seguimiento de la zona tumoral tras terapias como la ablación por radiofrecuencia (técnica guiada por imágenes que utiliza calor para destruir las células cancerígenas) o la terapia de radiación con protones.

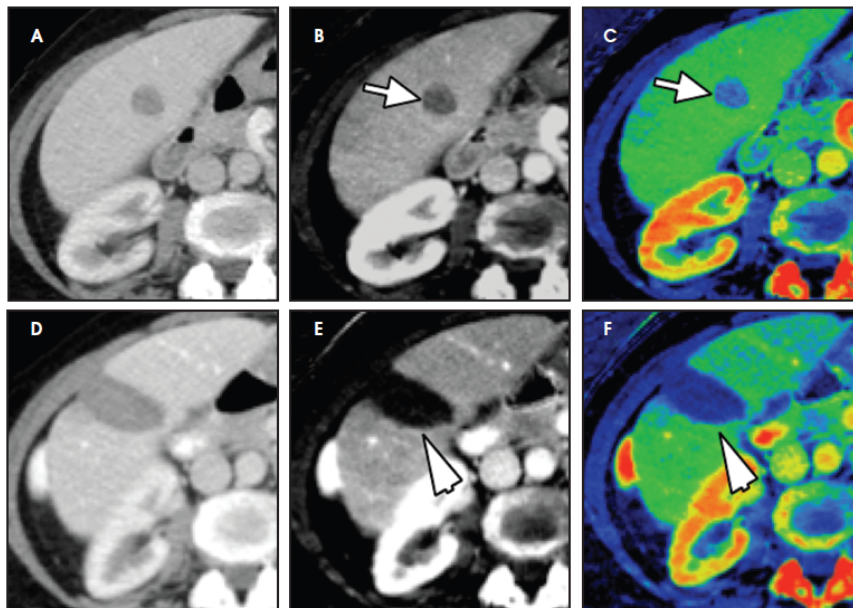


Figura 6.15: Imágenes de TC monoenergéticas (A, D), mapas de yodo en grises (B, E) y coloreados (C, F) de zona abdominal en paciente con metástasis en el hígado

En la figura 6.15 se muestran distintas imágenes de cortes axiales en la zona abdominal de una paciente de 62 años con metástasis en el hígado. La imagen (A) muestra una imagen adquirida con un TC de única energía a 140 kVp. En la (B) se muestra un mapa de yodo de esa misma imagen que se colorea fuera de la escala de grises en la imagen (C). Se aprecia en estas dos últimas que hay absorción de yodo en una zona

(flechas) y que se produce de forma heterogénea, lo cual es sospechoso de metástasis. Una vez que se confirma con una biopsia y se aplica un tratamiento de ablación por radiofrecuencia, la imagen (D) de 140 kVp sigue mostrando cierta heterogeneidad en la atenuación dentro de la zona de metástasis, dando lugar a dudas sobre si ha sido efectiva la ablación. Sin embargo, con los mapas de yodo (E) y (F) se observa que la zona que ha sido tratada es realmente uniforme y no hay captación de yodo. Probablemente, la falta de uniformidad que se detectó en la imagen (D) fuera de algún sangrado posterior al tratamiento.

6.2.3. Reducción de artefactos

Reducción de artefactos de endurecimiento del haz:

Como ya se ha mencionado, los equipos de TC utilizan haces policromáticos que comprenden fotones en un espectro de distintas energías y que experimentan una atenuación distinta en función de su energía. En el detector, la intensidad total transmitida por el haz de fotones al paciente será la suma de la intensidad transmitida para cada energía que compone el espectro del haz. La suposición de un haz monoenergético para la reconstrucción, en particular para números atómicos elevados o longitudes grandes, puede dar lugar a artefactos de endurecimiento del haz^[9]. Los algoritmos de corrección de este problema están basados en las características de atenuación conocidas de un material concreto, normalmente agua, y resultan razonablemente efectivos para artefactos producidos por materiales con similar número atómico que el agua. Cuando esto no es así, el algoritmo no es adecuado y puede provocar la aparición de bandas negras o sombras en la imagen.

Los equipos TC multienergía pueden mejorar la corrección de este tipo de artefactos mediante la generación de imágenes virtuales monoenergéticas (VMC) en las que se detectan y corrigen los fotones de baja energía que contribuyen a la degradación de la imagen. Estas imágenes han demostrado ser más efectivas que las convencionales en esa reducción en ámbitos como, por ejemplo, las tomografías computarizadas de perfusión miocárdial o de reconstrucción dental.

Reducción de artefactos de metal:

El metal en el cuerpo representa un material altamente atenuante y con elevado número atómico que puede confundir a los algoritmos de reconstrucción convencionales dando lugar a sombras, destellos u otros artefactos. Normalmente están asociados a la presencia de implantes metálicos en el paciente (prótesis de cadera, implantes dentales, stents cardiacos, clips de aneurisma, etc.)^[13]. Las imágenes virtuales monocromáticas sirven también para corregir, o incluso eliminar, el efecto de este tipo de objetos metálicos. Además, dentro de las VMC, las que se realizan con alta energía (95-140 keV), relacionadas con voltajes altos, han demostrado ser más efectivas en

la reducción de artefactos que las de menor energía^[22]. No obstante, al aumentar el voltaje se pierde contraste en la imagen. Algunos equipos incluyen en su software una opción de reducción de artefactos que usa algoritmos iterativos.

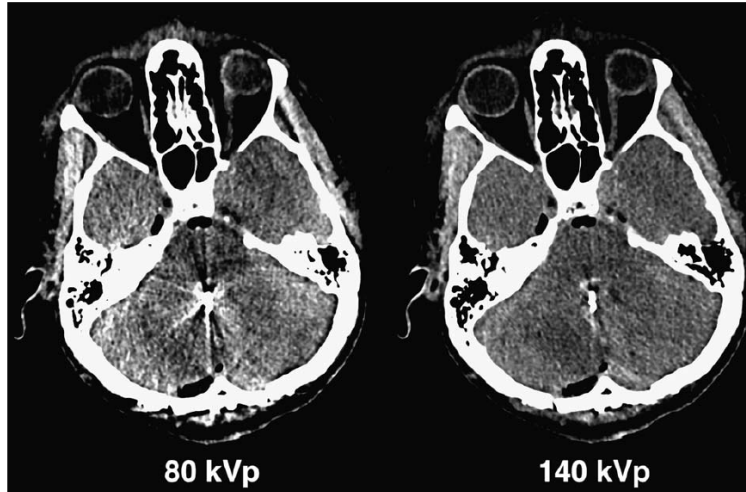


Figura 6.16: Reducción de artefacto metálico debido a clip de aneurisma craneal para voltaje alto (derecha) en comparación con uno más bajo (izquierda)

Otros:

A pesar de que el potencial de los equipos de doble energía para reducir artefactos es muy grande, pueden ocasionalmente generar otro tipo de artefactos en la piel. Un ejemplo es el falso positivo mencionado en el apartado de la gota y que suele ocurrir cuando dos zonas espesas del cuerpo, como los talones, se juntan durante la exploración. En la figura 6.17 se muestra un ejemplo de este tipo de artefacto en una exploración a una mujer de 74 años sospechosa de padecer gota en la zona de los pies.

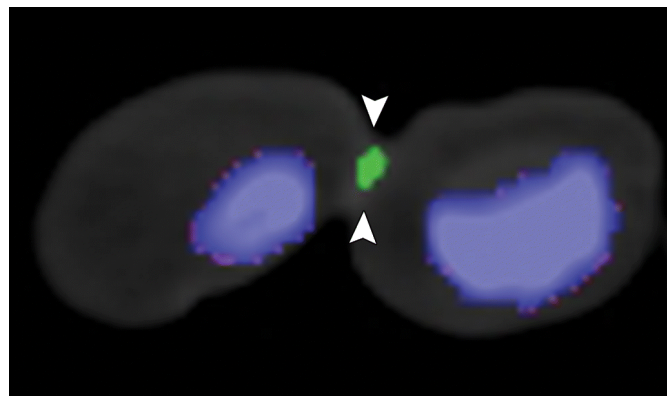


Figura 6.17: Artefacto en la piel (flecha) observado en una imagen DECT coronal de dos dedos de los pies

6.3. Análisis de dosis a pacientes

En esta sección se va hacer un análisis de distintos aspectos relacionados con el uso del equipo Siemens SOMATOM Drive y las dosis que ha dado a pacientes. Como ya se ha mencionado, este equipo pertenece al Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid en el que pude realizar las prácticas en empresa durante agosto de 2019.

Cada vez que se hace una exploración, el equipo registra la información relacionada con la misma. Esta información es de carácter identificativo (edad, número ID del paciente, fecha, ID de la exploración, zona del cuerpo, equipo, número de eventos, etc.) y técnico (voltaje pico del tubo, tiempo, DLP, dosis efectiva, pitch en caso de ser helicoidal, etcétera). Todo esto se recoge de forma estructurada y detallada en un informe (*X-Ray Radiation Dose Report*, **RDSR**) que genera la máquina y al que es posible acceder si es necesario. Además, suele generarse con el conjunto de imágenes adquiridas otra en la que se da información resumida sobre el tipo de exploración y la dosis total recibida por el paciente.

En el informe RDSR se encuentran los datos técnicos que definen al equipo que ha hecho el escáner e información que también sirve para identificar al paciente y a la exploración realizada. En este documento no solo se dan los valores totales de la exposición sino que se desglosa toda la información dosimétrica en los **eventos de irradiación** que hayan sucedido. Cada evento se corresponde con una puesta en marcha de al menos una de las fuentes de rayos X. En todas las exploraciones hay al menos dos eventos, el primero de ellos es el topograma, una exploración inicial que se hace al paciente y sobre la que se planifica la adquisición y la técnica del escáner, que es el que interesa para fines diagnósticos. No obstante, no es raro ver exploraciones en la que se realizan más de dos protocolos distintos o incluso del mismo tipo, por ejemplo al realizar un TC con y sin contraste, o en un estudio complejo que incluya un barrido de la zona abdominal, más otro de la zona torácica. Para cada evento, el RDSR da información sobre el protocolo que se ha seguido y los datos técnicos citados tal y como se puede ver en la figura 6.18, donde se ha omitido el ID identificativo del evento.

Para el estudio que se hace en esta sección se ha tenido acceso a este tipo de datos. Los equipos de Siemens tienen un software asociado, Siemens CareAnalytics, que permite ser configurado para que el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica pueda extraer la información dosimétrica más relevante de los registros de dosis. La información sobre las exploraciones se puede exportar a una hoja de cálculo con la que se ha trabajado filtrando según distintos criterios (tipo de exploración, fechas, etc.) que han interesado para la elaboración de este trabajo. De igual forma, la información sobre los eventos se ha estudiado desde otra hoja de cálculo en la que cada evento se correspondía con un registro (como ya se ha dicho, por cada exploración hay al menos dos registros o eventos de irradiación).

CT Acquisition

Acquisition Protocol : Topograma

Target Region : Chest

CT Acquisition Type : Constant Angle Acquisition

Procedure Context : CT without contrast

Irradiation Event UID :

CT Acquisition Parameters

Exposure Time = 4.06s

Scanning Length = 395 mm

Nominal Single Collimation Width = 0.6 mm

Nominal Total Collimation Width = 3.6 mm

Number of X-Ray Sources = 1 X-Ray sources

CT X-Ray Source Parameters

Identification of the X-Ray Source : A

KVP = 120 kV

Maximum X-Ray Tube Current = 35mA

X-Ray Tube Current = 35mA

CT Dose

Mean CTDIvol = 0.13mGy

CTDIw Phantom Type : IEC Body Dosimetry Phantom

DLP = 5.26mGy.cm

Dose Check Alert Details

DLP Alert Value Configured : No

CTDIvol Alert Value Configured : Yes

CTDIvol Alert Value = 1000mGy

Dose Check Notification Details

DLP Notification Value Configured : No

CTDIvol Notification Value Configured : No

X-Ray Modulation Type : NONE

Comment : Internal technical scan parameters: Organ Characteristic = Thorax, Body Size = Adult, Body Region = Body, X-ray Modulation Type = NONE, Sn Filter (Tube A) = no

Figura 6.18: Fragmento de informe RSDR en el que se dan los datos dosimétricos y técnicos de un evento (el topograma) de la exploración

En el Hospital Universitario Río Hortega se cuenta con dos equipos de TC, uno de ellos es el de doble energía mencionado al inicio de la sección. El uso de este tipo de equipos es muy habitual en el ámbito hospitalario de tal forma que, entre los dos equipos, se realizan entre 1300 y 1500 exploraciones al mes en este hospital. Esto supone que, en este centro, a más de 40 pacientes al día se les somete a un escáner de TC en alguno de los equipos.

Es conveniente notar que el funcionamiento del equipo Siemens SOMATOM Drive no es exclusivamente el de doble fuente y, de hecho, suele utilizarse como un equipo convencional, es decir, sin utilizar las capacidades que posee de doble energía. Esto se debe, entre otras cosas, a que muchas imágenes que se realizan son rutinarias o permiten un diagnóstico claro a partir de técnicas de TC convencionales. En la figura 6.19 se muestra un diagrama de barras sobre la utilización de técnicas de doble energía (*Dual Energy*) frente a técnicas convencionales (*No Dual Energy*) en el equipo de Siemens de doble fuente que estamos estudiando. Los datos han sido obtenidos y tratados a partir de las hojas de cálculo sobre las exploraciones, facilitadas por el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid.

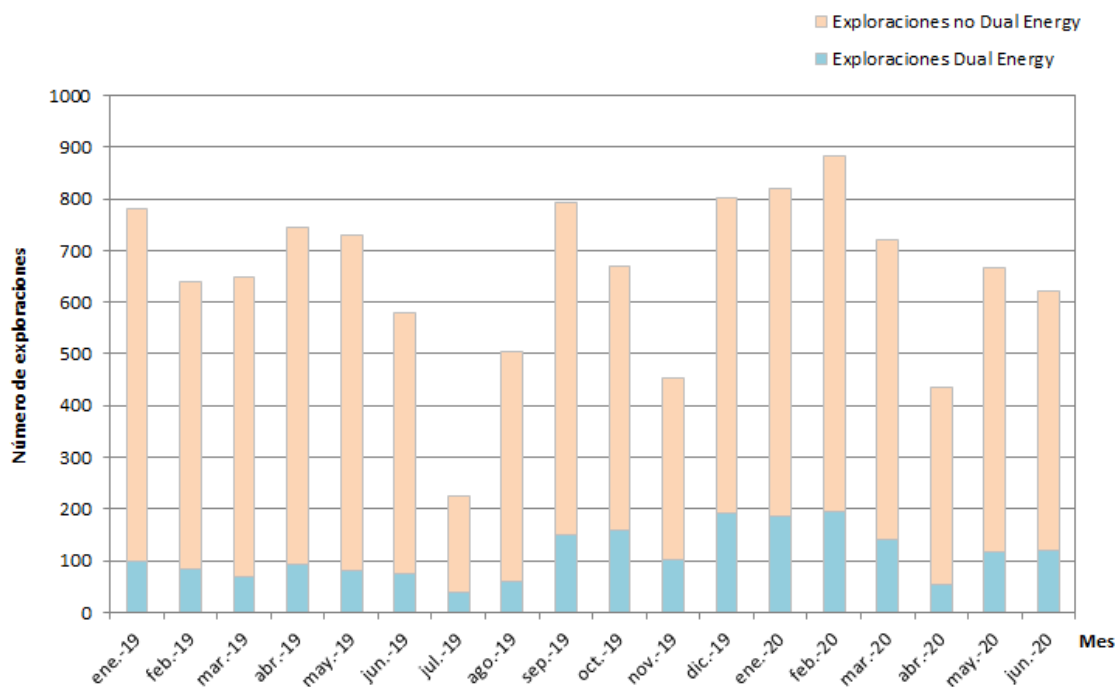


Figura 6.19: Diagrama de barras sobre la técnica utilizada en cada exploración del Siemens SOMATOM Drive entre enero de 2019 y junio de 2020

Tal y como se deduce del gráfico, entre el 10 % y el 25 % de las exploraciones realizadas con este equipo son utilizando la doble fuente con la que cuenta el mismo. De hecho, en el conjunto del hospital supone aún menos ya que el otro equipo del centro, el Siemens SOMATOM go.Up, hace un número similar de exploraciones al mes y todas son sin la tecnología de doble energía, ya que no cuenta con ella. Las cifras que se observan son recientes y nos dan información sobre el uso del equipo en el hospital. El TC hace una media de casi 650 exploraciones al mes, lo que supone algo más de 150 a la semana. Es reseñable que en abril del año 2020 solo se realizaron 434 exploraciones. Este número tan bajo en comparación con la media se debe posiblemente a la situación de confinamiento estricto ese mes en España debido a una pandemia global de la enfermedad COVID-19.

Pasamos ahora al estudio de una exploración con un protocolo concreto y en la que se puedan usar técnicas de doble energía y técnicas de TC convencional. Ante la cantidad de datos, y para no extenderse mucho más en el trabajo, se han elegido los **escáneres de abdomen**. Se toma para el estudio una muestra aleatoria que corresponde con todas las exploraciones de este tipo realizadas por el Siemens SOMATOM Drive en la quincena del 15 al 29 de febrero del año 2020. En este periodo se realizaron 16 exploraciones con la descripción “*Abdomen Energía Dual (Adulto)*” y 40 exploraciones con características de TC convencional con la descripción “*Abdomen*

Rutina (Adulto)”. No obstante, haciendo un estudio con las hojas de cálculo de los eventos de irradiación de todas estas exploraciones, se descubre que realmente tres de las cuarenta convencionales no son equiparables con las demás. Esto es porque o bien son exploraciones bastante más complejas (y con niveles de dosis bastante más elevados) que no son comparables con un TC de abdomen convencional, o bien porque realmente utilizan técnicas de doble energía. Es decir, el estudio se va a realizar con 16 exploraciones de doble energía y 37 de técnica convencional. Como se puede ver, las exploraciones que utilizan la doble fuente del equipo suponen un 30% del total, lo cual es un valor algo superior que la media calculada a la que se hace referencia en el párrafo anterior.

En cumplimiento con la legislación sobre protección de datos, no se muestra ningún dato que permita identificar a ningún paciente. De hecho, el conjunto de estas exploraciones se reordena aleatoriamente y se le asigna un número a cada una de ellas que será con el que se trabaje en esta sección. En la figura 6.20 se muestra un diagrama de barras con los distintos valores del producto dosis-longitud (DLP) total que el paciente ha recibido en cada exploración con técnicas convencionales. En la figura 6.21 se muestra su análogo para dual energy. En ambos casos han sido calculados para el fantoma de cuerpo “*IEC Body Dosimetry Phantom*” que se corresponde con un maniquí cilíndrico estándar de 32 cm de diámetro.

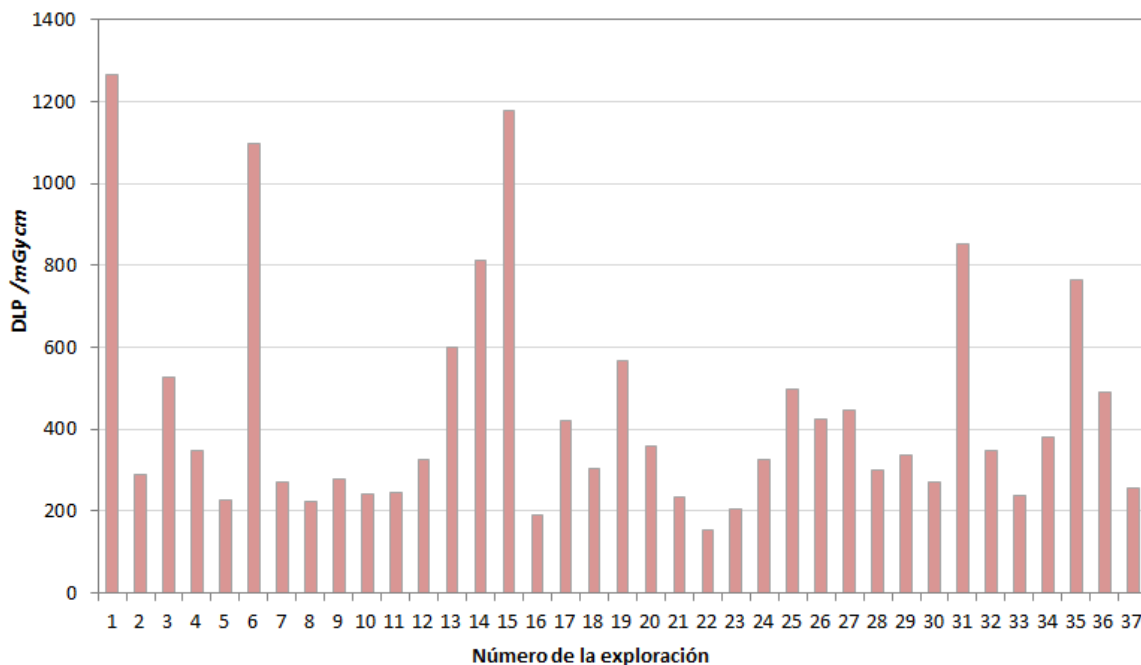


Figura 6.20: Diagrama de barras de DLP recibido para cada exploración TC de abdomen sin uso de la doble fuente

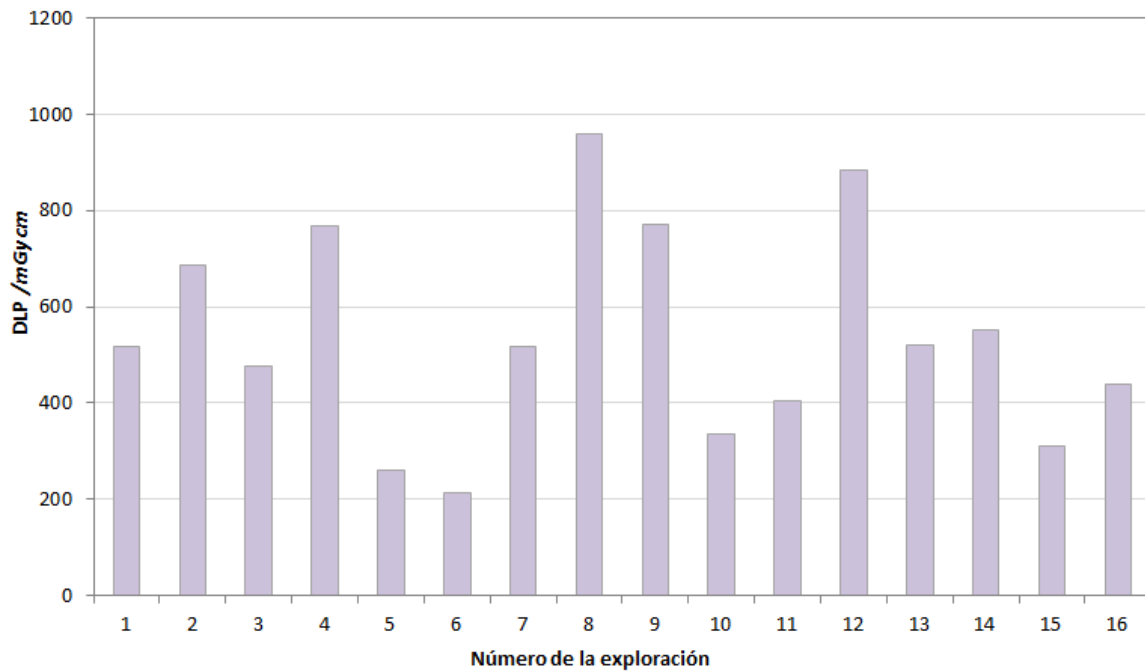


Figura 6.21: Diagrama de barras de DLP recibido para cada exploración TC de abdomen con uso de la doble fuente

Una vez conocidos los datos del DLP , se pueden calcular los valores de dosis efectiva recibida por el paciente en cada exploración. Como ya se mencionó al final del anterior capítulo, se obtienen como el producto del DLP correspondiente por un factor k , llamado dosis efectiva normalizada, que depende de la zona en la que haya sido la exploración y la edad del paciente. Como en todos los casos bajo estudio se trata de la región abdominal y de pacientes adultos, el valor de este factor que nos interesa para este análisis es $0,015 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ tal y como se podía deducir de la tabla de valores de la figura 5.22.

Tal y como se explicó, el concepto de dosis efectiva no se debe aplicar a un paciente en concreto sino a un conjunto de ellos. Por tanto, es conveniente hacer el estudio de esta magnitud a través de un histograma donde se recoja la frecuencia absoluta de exploraciones con niveles de dosis comprendidos en intervalos sucesivos separados por la cantidad de 1 mSv . En la figura 6.22 se muestra el histograma mencionado y obtenido a partir de los valores de dosis efectiva recibida por cada paciente en las exploraciones realizadas con técnicas de TC convencional. Este histograma se ha realizado con los datos de las 37 exploraciones de este tipo que se han tomado como muestra para el estudio. Para el histograma análogo que se mostrará más adelante para exploraciones con doble energía se utilizarán, igualmente, los datos de las 16 exploraciones de ese tipo.

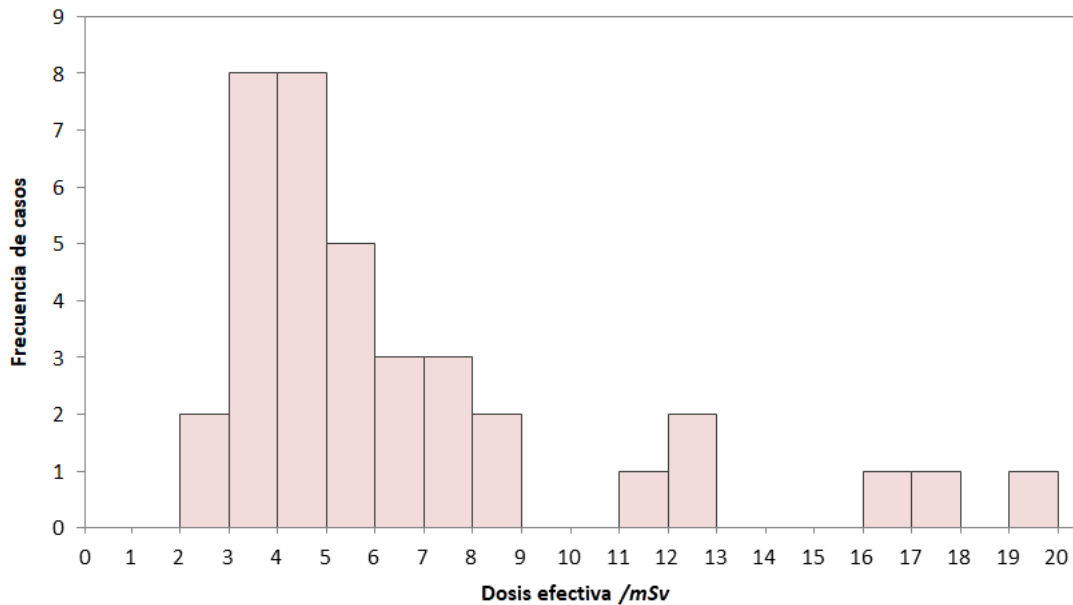


Figura 6.22: Histograma de número de exploraciones según la dosis efectiva recibida en cada exploración de abdomen con técnica de TC convencional

Como se puede observar, en la mayoría de exploraciones se recibió entre 3 mSv y 8 mSv . Al realizar la media aritmética para estos datos se obtiene que la dosis efectiva media para un TC de abdomen con técnicas de TC convencional es de aproximadamente 6.6 mSv . Sin embargo, la diferencia apreciable de la media con la mediana (que es aproximadamente 5 mSv) da cuenta de que la media está influenciada por valores altos extremos como ya sabíamos viendo los valores del DLP de las exploraciones de número 1, 6 o 15 en la figura 6.20. Las razones que han podido dar lugar a estos casos con más dosis, incluso de entre 19 mSv y 20 mSv como se observa en el histograma de la figura 6.22, se estudiarán unos párrafos más adelante.

Para dar cuenta de la dispersión del conjunto de dosis, se calcula la desviación típica o estándar, que resulta ser de 4.2 mSv . Es un valor considerable pues es más de la mitad del valor que toma la media. El intervalo obtenido a partir de restar y sumar, respectivamente, a la media los valores de la desviación típica es el $[2.4, 10.8]$ (en mSv). Además de la mediana, podemos obtener el valor del primer cuartil, $Q_1 = 3.8\text{ mSv}$, y del tercer cuartil, $Q_3 = 7.4\text{ mSv}$. De esta forma, el valor del rango intercuartil, es decir, la longitud del intervalo $[Q_1, Q_3]$, es igual a 3.6 mSv . Estos datos que cuantifican la variación y dispersión del conjunto numérico se compararán con los obtenidos para las exploraciones con técnicas de doble energía.

A continuación se muestra en la figura 6.23 el histograma análogo para valores de dosis efectiva recibida en las exploraciones en las que se han utilizado los procedimientos de doble fuente con los que cuenta el equipo.

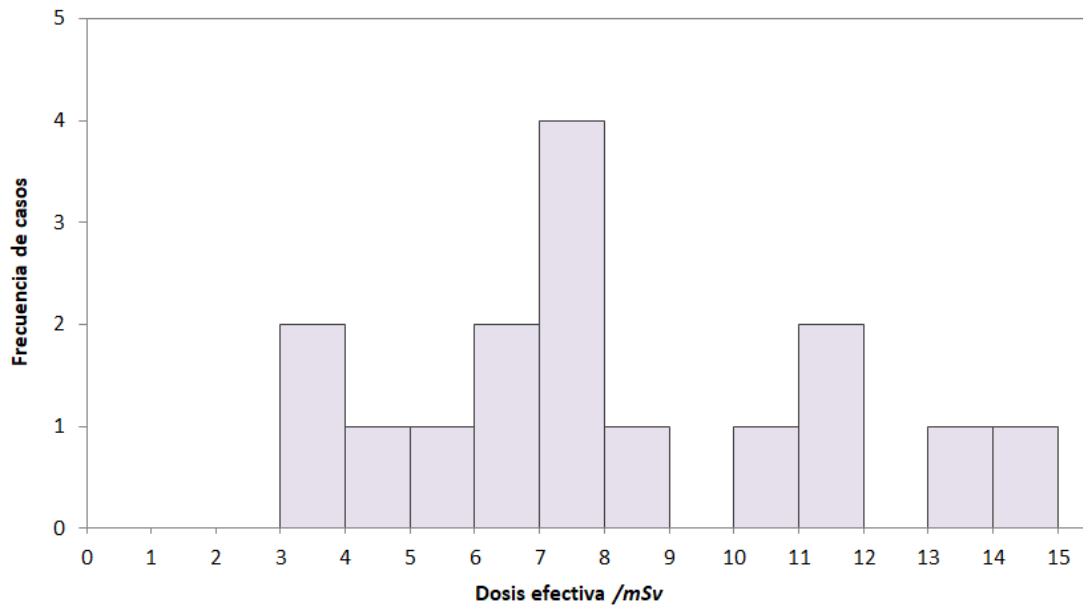


Figura 6.23: Histograma de número de exploraciones según la dosis efectiva recibida en cada exploración de abdomen con TC de doble energía

En este caso se tiene que la dosis efectiva media recibida por cada paciente para la exploración de abdomen es de **8.1 mSv**. La mediana es de algo menos de **7.8 mSv**, es decir, un valor cercano a la media. Esto informa de que no hay valores muy extremos en las dosis como sí ocurría en el caso anterior.

Además, la desviación típica es igual a 3.3 mSv . Como cabía esperar, su valor es menor que el que se tenía para el conjunto de dosis en TC de abdomen convencional. Sumando y restando este valor de la media aritmética, obtenemos el intervalo $[4.8, 11.4]$ (en mSv). Además, el intervalo entre el primer cuartil y el tercero es $[5.8, 10.6]$, por lo que el valor del rango intercuartil es igual a 4.8 mSv para los datos de exploraciones dual energy.

Las exploraciones en las que se encuentran picos de dosis elevados, especialmente en la figura 6.22, se analizan y se descubre que, en la mayoría de casos, se deben a que se ha producido una **repetición** de alguno de los eventos de irradiación. Hacer un topograma una segunda vez no implica mucho aumento de dosis, pero repetir hasta varias veces un TC completo de abdomen puede conllevar un aumento notable en la dosis tal y como se observa. Otro factor a tener en cuenta es la **longitud** en el eje del paciente sobre la que se ha hecho la exploración, los valores suelen ser similares y estar entre los 40 cm y los 50 cm . No obstante, las exploraciones bajo estudio en las que se ha observado menos dosis efectiva coinciden en presentar unos valores menores que los citados para la longitud de exploración. Esto es coherente con el hecho de que el DLP y, por tanto, la dosis efectiva dependan de esa longitud. Otro agente

esencial que se debe considerar es el **espesor** del paciente. De hecho, la diferencia anatómica y en el peso entre los pacientes es la que hace que, incluso para una misma exploración o protocolo programado, la dosis que reciba el paciente sea distinta en cada exploración. No se debe olvidar que cuanto más materia exponga el paciente al haz de rayos X, mayor cantidad de radiación será absorbida. Al fin y al cabo, es normal encontrar cierta heterogeneidad en las dosis para un mismo estudio, debido a la gran diferencia entre pacientes y las particularidades de cada estudio. Todos estos elementos son los que resultan en las diferencias entre exploraciones que se pueden observar tanto en la figuras 6.22 como en la 6.23.

Con todo lo anterior, se tiene que de media la dosis efectiva que recibe un paciente en una exploración de TC abdominal es **algo superior para técnicas de doble energía que para técnicas convencionales**. Realmente la diferencia media supone un aumento de 1.5 mSv , casi una cuarta parte de la dosis total recibida, entre ambas técnicas. Si se comparan los intervalos, ya calculados para ambas situaciones, con centro en la media y longitud igual a dos desviaciones típicas, se tiene que sus extremos, especialmente los superiores, están muy próximos. Esto nos indica que las diferencias de dosis entre TC convencional y dual energy, aunque apreciables, son poco significativas si se tiene en cuenta la dispersión de los valores. La razón de que el valor del rango intercuartil sea algo menor, del orden de 1 mSv , en el caso de las exploraciones convencionales que en las de doble energía, se explica en el hecho de que los picos de elevada dosis para doble energía son pocos y quedan fuera del tercer cuartil. Sin tener en cuenta esos valores extremos, la distribución de datos de dosis para imagen de TC convencional estaría menos dispersa que la distribución correspondiente a exploraciones de doble energía.

A pesar del incremento en la dosis, la valoración ha de realizarse teniendo en cuenta que la mejora de la calidad de imagen y, por tanto, del diagnóstico pueden en muchos casos suponer suficiente ventaja como para que ese aumento no tan notable de dosis esté justificado. Por tanto, según cual sea el interés médico de la exploración será recomendable, o no, la utilización del doble tubo del equipo. Tal y como se observa en la figura 6.19, no se produce un abuso de la técnica de doble energía por lo que se infiere que **en la mayoría de casos, las ventajas que reporta en la imagen el uso de la doble energía justifican el aumento no significativo de dosis a paciente**.

Además de en la zona abdominal, por completitud en el trabajo, se realiza el mismo estudio sobre la doble energía frente al uso de un único tubo para otros tipos de exploraciones de las que se encuentran datos. Se utilizan las mismas hojas de cálculo y se utilizan como muestra temporal los tres primeros meses del año 2020. Se presentan únicamente los resultados numéricos para no extender ni sobrecargar mucho el trabajo.

En el caso de **angiografías aórticas** se tiene una media de **9 mSv** de dosis efectiva a paciente por exploración utilizando las características de TC convencional. Observando los datos de dosis para angiografías de la aorta con técnicas de doble energía, la media es de **11 mSv** por exploración. También se hace un estudio de las tomografías computarizadas de toda la zona **tórax-abdomen**. Para estos exámenes, se observa que la media de dosis efectiva a paciente para imagen convencional es de **8.9 mSv**, mientras que para imagen obtenida con dos espectros diferentes de energía es **10.2 mSv**. Haciendo un estudio similar para la zona del **cuello** y para escáneres de toda la **columna vertebral** se llega a las mismas conclusiones: Existe un aumento de dosis, en general, cuando se utilizan los dos tubos de rayos X. No obstante, este aumento no es muy significativo por lo que en muchas ocasiones prima el beneficio clínico del uso de doble fuente frente al incremento de radiación recibida. **En ningún caso el uso de doble energía supone el doble de dosis de un TC convencional aunque se utilicen dos tubos de rayos X.**

A modo informativo, viendo los datos referentes a todas las exploraciones del equipo, he notado que a partir de marzo se empieza a registrar con relativa frecuencia un tipo de estudio llamado “*Dual Energy COVID19 (Adulto)*”. Comprobando los eventos que se corresponden con estas exploraciones se observa que son escáneres de la zona torácica y exámenes para detectar tromboembolias pulmonares (TEP) u otras patologías en esos órganos ya que son los más afectados por la enfermedad COVID-19. La dosis efectiva media de estos procedimientos es de **7.3 mSv** pero se encuentran grandes variaciones entre distintas exploraciones. Con esto, se aprecia la enorme utilidad de los equipos de doble energía que a día de hoy constituyen una herramienta clave en la mejora del diagnóstico de enfermedades en el hospital.

7.- Conclusiones del trabajo

Uno de los objetivos de este trabajo ha sido poner en valor el uso de los rayos X en el ámbito hospitalario. Existen multitud de equipos que los utilizan tanto para diagnóstico como para terapia por lo que es vital entender cómo funcionan para poder seguir investigando en nuevos dispositivos y, sobre todo, asegurar el buen uso de los mismos. Esto último está relacionado con los riesgos que comporta la radiación ionizante en la salud humana. En ese sentido, he podido comprobar que el trabajo que realizan los radiofísicos junto con el resto de componentes del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica es indispensable para asegurar la salud de muchos pacientes y, a menudo, desconocido por la sociedad. En los próximos años se dibuja un escenario lleno de avances a nivel tecnológico y médico que permitan desarrollar nuevos equipos o técnicas que, usando también rayos X, mejoren la calidad en el diagnóstico o tratamiento de los pacientes.

Otro propósito de esta memoria ha sido dar una perspectiva cercana, pero sin perder rigor científico, sobre la Tomografía Computarizada (TC) y la revolución que sigue suponiendo a nivel médico una técnica con tanta potencialidad. La intención ha sido dotar al lector de los conocimientos físicos que subyacen en todo el proceso, desde la emisión de radiación hasta la formación de imagen. Igualmente, se ha pretendido dar a conocer el contexto en el que surgen este tipo de equipos, su evolución y las limitaciones actuales para poner en valor que el camino hasta llegar a un dispositivo de estas características tiene mucho trabajo detrás y otros tantos años por delante.

Todo lo anterior sienta las bases para poder abordar el tema fundamental del trabajo, los equipos de doble energía (*Dual-Energy CT*, DECT). Se hace hincapié en que son unos aparatos de última generación de los que se ha tratado de explicar los fundamentos que sustentan su funcionamiento. Se ha puesto en valor lo útiles que resultan los DECT al ofrecer la posibilidad de explotar la información obtenida por medio de dos espectros de energía distintos para propósitos diagnósticos. Al tratarse de equipos tan novedosos, las distintas casas comerciales han utilizado distintos enfoques en su construcción, cada uno con sus beneficios e inconvenientes, y en los algoritmos de postprocesado. El volumen de variedades técnicas de los TC de doble energía está continuamente expandiéndose en busca de mejoras en el compromiso entre la calidad de la imagen y la eficiencia en la dosis.

En la realización del trabajo he podido conocer la numerosa cantidad de aplicaciones y posibilidades que ofrecen las técnicas de doble energía y que no estaban disponibles con los TC convencionales. Entre ellas destacan la descomposición y caracterización de materiales que con técnicas anteriores resultaban radiológicamente iguales y, por tanto, casi imposibles de distinguir. Además, estos equipos suponen avances en aspectos clínicos como la detección de lesiones, la imagen oncológica, la mejora de la resolución en contraste y la reducción de artefactos metálicos o de endurecimiento del haz. También se ha planteado el debate sobre el problema del aumento de dosis en los últimos años y el dilema sobre si se compensa con el incremento de calidad en la imagen. Sobre esto, ante la falta de acuerdo en la bibliografía^{[8],[9],[13],[20],etc.}, se decidió hacer un análisis con muestras de dosis de un equipo de estas características del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. Se ha observado, al menos en este equipo, que las técnicas de doble energía aumentan la dosis a paciente respecto a técnicas convencionales pero no de forma significativa. De hecho, hay algunas exploraciones para las que la diferencia de dosis entre ambas técnicas es menor del 15 %, lo que se podría considerar casi neutral. Con todo esto, se recomienda el uso de los equipos de doble energía ya que las ventajas mencionadas que reportan compensan el ligero incremento a nivel dosimétrico. No obstante, para imágenes rutinarias o en las que no sean necesarias estas prestaciones, se aconseja utilizar las técnicas convencionales que también incluyen muchos de estos equipos.

A lo largo de estos meses he podido familiarizarme con la física médica, una rama que apenas se estudia en el Grado de Física. En concreto, he podido profundizar en la teoría y en los conceptos de la radiofísica hospitalaria con la que ya había tenido un primer contacto en las prácticas curriculares realizadas en el centro hospitalario mencionado anteriormente. También, he conocido las áreas en las que se trabaja dentro de este campo y las direcciones que toman los estudios de investigación como puede ser, por ejemplo, el detector de TC por contaje de fotones. En las próximas décadas seguramente sucederán descubrimientos relacionados con esta rama de la física muy interesantes y útiles para el ser humano.

Por último, me gustaría valorar el trabajo de los radiofísicos en el hospital y el papel de la física médica dentro del ámbito clínico. Este trabajo pretende haber sido instructivo sobre uno de los temas más novedosos y con tantas posibilidades dentro de la física médica, los equipos de Tomografía Computarizada de doble energía.

8.- Bibliografía

- [1] Andrés Rodríguez, C., *Equipos de Tomografía Computarizada*, Curso de Temas de Radiofísica y Protección Radiológica para Medicina Nuclear, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid, 2017.
- [2] Brosed Serreta, A., Ruiz Manzano, P., et al., *Fundamentos de Física Médica Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*, Sociedad Española de Física Médica.
- [3] del Castillo Belmonte, A., Paradinas Jiménez, C. & Riera Palmero, J., *El origen de la Física Médica: Orígenes y desarrollo en el siglo XX*, Lull: Revista de la Sociedad Española de Historia de las Ciencias y de las Técnicas, 2008.
- [4] Consejo de Seguridad Nuclear, *Tema 4: El haz de radiación. Espectro de rayos X*, Material didáctico CSN-Ciemat, España, 2009.
- [5] Dance, D.R., Christofides, S., et al., *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for teachers and students*, International Atomic Energy Agency, Vienna 2014.
- [6] Fernández García, N., Pastor Hernández, L., et al., *Estrategias de reducción de dosis en TC*, 34º Congreso Sociedad Española de Radiología Médica, 2019.
- [7] Forghani, R., De Man, B. & Rajiv Gupta, R., *Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1*, Neuroimaging Clinics of North America Journal, Elsevier, 2017.
- [8] Goo, H.W. & Goo, J.M., *Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging*, Korean Journal of Radiology, February 2014.
- [9] Grajo, J.R., Patino, M., Prochowski, A. & Sahani, D.V., *Dual energy CT in practice: Basic principles and applications*, Applied Radiology Journal, July 2014.
- [10] ICRP Publication 103, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Elsevier, March 2007.
- [11] Johns, H.E. & Cunningham, J.R., *The Physics of Radiology*, Charles C. Tomas Publisher, 4th Edition, Illinois, 1983.

- [12] McCollough, C.H., et al., *Principles and applications of multienergy CT: Report of AAPM Task Group 291*, American Association of Physicists in Medicine, July 2020.
- [13] McCollough, C.H., Leng, S., Yu, L. & Fletcher, J.G, *Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches and Clinical Applications*, Radiological Society of North America, September 2015.
- [14] Murphy, A., Chia-Tsong Hsu, C., et al., *Dual Energy CT*, Radiopaedia.org Articles, 2014. (Accessed on 13 August 2020).
- [15] NCRP Report No. 160, *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*, National Council on Radiation Protection and Measurements, USA.
- [16] OECD (2020), Computed tomography (CT) scanners (indicator). doi: 10.1787/bedece12-en (Accessed on 8 August 2020).
- [17] OECD (2020), Computed tomography (CT) exams (indicator). doi: 10.1787/3c994537-en (Accessed on 8 August 2020).
- [18] Rojo Revenga, E., *Memoria de Prácticas de Empresa en Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid*, Universidad de Valladolid, 2019.
- [19] SEFM, SEPR, SERAM, *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*, Senda Editorial, Revisión 2011.
- [20] Siemens Healthineers, *Siemens SOMATOM Drive brochure*, Siemens Healthcare, Germany, 2018.
- [21] United States Environmental Protection Agency (EPA), *Radiation Basics: Health Effects, Sources and Doses*, Online material epa.gov (Accessed on 17 July 2020).
- [22] Wolman, D.N., Patel, B.P., Wintermark, M. & Heit, J.J., *Dual-Energy Computed Tomography Applications in Neurointervention*, Journal of Computer Assisted Tomography, December 2018.
- [23] 96 Report AAPM, Task Group 23, *The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT*, American Association of Physicists in Medicine, January 2008.