



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

**Rayos X en el ámbito hospitalario. Estudio dosimétrico de un
procedimiento de radiología vascular intervencionista**

Autor: Fabio Pérez Gómez

Tutor/es: Ana Cristina López Cabeceira (UVA)

Manuel Agulla Otero (SRFyPR)

Carlos Andrés Rodríguez (SRFyPR)

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Agradecimientos-----	4
Resumen/Abstract-----	5
Relación con los estudios del Grado-----	6
1. Introducción a la Física Médica y el uso de Rayos X-----	7
2. Fundamento Teórico-----	9
2.1 Producción de rayos X y formación de imagen en el Angiógrafo vascular	
2.1.1 El tubo de Rayos X	
2.1.2 El camino de los fotones de rayos X hasta el detector. Posibles sucesos e implicaciones	
2.1.3 El panel plano (detector de imagen)	
2.2 Fundamentos Físicos de la producción de Rayos X	
2.2.1 Emisión de Rayos X	
2.2.2 Espectro de los Rayos X	
3. Magnitudes en Radiología-----	22
4. Uso del angiógrafo en una intervención de radiología vascular: La técnica radiológica y modos de disparo-----	25
4.1 La técnica Radiológica	
4.2 Modos de Disparo	
4.3 Control automático de Exposición	
5. Daño Biológico de la Radiación y Protección Radiológica-----	29
5.1 Efectos Biológicos de la Radiación	
5.2 Protección radiológica de la sala y control de dosis a los trabajadores de la sala de radiología vascular intervencionista	
5.3 Elementos de protección radiológica pasivos	
5.4 Control de Dosis a Trabajadores	
6. La intervención de TIPS (Trasjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt): Aspectos médicos y anatómicos-----	35
7. Estimación de la dosis de radiación durante un procedimiento de radiología intervencionista-----	40
7.1 Análisis de los datos obtenidos	
7.2 Reducción de dosis al paciente y profesionales	
Conclusiones-----	45

Glosario de términos y siglas -----	46
Bibliografía -----	48
Índice de figuras y tablas -----	49

Agradecimientos

Antes de comenzar, me gustaría dar las gracias al **Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFyPR)** del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. Esta es la segunda vez que **Manuel Agulla Otero y Carlos Andrés Rodríguez** ejercen como mis tutores; la primera en las Prácticas de Empresa en el mismo hospital, y la segunda en este Trabajo de Fin de Grado, que habría sido imposible de llevar a cabo sin su imprescindible ayuda.

Tampoco podría haber hecho este trabajo sin los **médicos especialistas en radiología intervencionista** que accedieron a mi petición de estar en la sala el día de la intervención y que también me explicaron los detalles anatómicos y médicos de la misma, de los que un estudiante de Física carece.

Asimismo, estoy enormemente agradecido a mi tutora en la Universidad de Valladolid **Ana Cristina López**, que no solo hizo posible esta colaboración entre la Facultad y el Hospital Universitario Río Hortega, sino que ha sido de importancia clave en las sucesivas correcciones al enfoque y el resultado final de este trabajo.

Gracias también a **Ricardo Torres Cabrera**, Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de Valladolid, que entre otros, ha hecho posible este proyecto.

Creo que este tipo de colaboraciones entre la Universidad y otras entidades externas son profundamente beneficiosas para el alumnado. Desde luego para mí me han abierto los ojos a una nueva carrera profesional, para muchos desconocida. ¡Gracias y espero volver a vernos pronto!

Resumen

El objetivo de este trabajo es exponer los **principios básicos de la producción y uso de rayos X** en el ámbito hospitalario, con especial énfasis en el área de la **Radiología Intervencionista**. En la primera parte se reúnen los fundamentos físicos y técnicos comunes a todas las máquinas de rayos X. En la segunda se trata un caso concreto: una **operación de cirugía vascular** en el Hospital Universitario Río Hortega. Para un mejor entendimiento del estudio quirúrgico se asistió como observador al quirófano el día de la operación y, tras su finalización, se recogieron los datos de la radiación utilizada registrados por la máquina en cuestión: un angiógrafo vascular Philips Allura Xper FD20. A posteriori, dichos datos se analizan y son puestos en contexto comparándolos con otros estudios similares realizados en el mismo hospital, evaluando las peculiaridades de este procedimiento desde el punto de vista del **control de dosis** de radiación que los radiofísicos del ámbito sanitario realizan periódicamente.

Abstract

The aim of this work is to explain the basic principles **of X ray production and its uses** in the medical areas, with a special focus on **Interventional Radiology**. In the first part we gathered the physical and technical aspects, common to every X ray machine. In the second part we deal with a specific case: a **vascular surgery procedure** in the Hospital Universitario Río Hortega. For a better understanding of the surgical study we witnessed the procedure inside the operating theater. Afterwards, we downloaded the radiological data from the machine: a Philips Allura Xper FD20. A posteriori, we analyzed and put into context those data, comparing them to other similar studies performed in the same hospital. Then, the peculiarities of the procedure were evaluated from the radiation **dose control** point of view that radiophysicists perform periodically.

Relación con los estudios de Grado

Todo estudiante del Grado en Física conoce sobradamente el concepto de rayos X. Se nos muestra la archiconocida imagen del espectro electromagnético en multitud de ocasiones y asignaturas, pero realmente, en mi opinión, se hace poco énfasis en el mundo que concierne a su aplicación en la sociedad.

Muchos conceptos que se enseñan en las aulas tienen aplicaciones inmediatas al mundo tecnológico y al día a día, pero tal vez, el enfoque del grado parece de poco práctico, demasiado teórico. Esto fue lo que me motivó a salir fuera de la Facultad de Ciencias y realizar mis Prácticas de Empresa en el Hospital Universitario Río Hortega. Quería conocer de primera mano cómo las empresas, instituciones, y el mundo más allá de lo académico, se aprovechaban de la Física que nosotros aprendemos. Fue por esto que decidí continuar ese camino y realizar mi TFG sobre este campo.

Cuando me topé con el inmenso **equipo interdisciplinar** que se dedica a garantizar la salud de todos y cada uno de nosotros, usando como base equipos desarrollados puramente bajo los preceptos que se nos han inculcado todos estos años, mi interés por la Física, lejos de reducirse por salir de la Facultad de Ciencias, se incrementó como nunca lo había hecho. Ver como la aplicación de estos conocimientos al ámbito hospitalario ha hecho que, entre otras cosas, la esperanza y calidad de vida de todos nosotros se incrementen drásticamente en los últimos años gracias a la Física me llenó de una motivación excepcional.

Es verdad que muchas de las personas que se benefician de estos avances no son conscientes de la Física que hay detrás de ellos, pero no es nuestro caso. Un estudiante de Física en la Facultad de Valladolid conoce a través de la asignatura de **Electromagnetismo** en el tercer curso el concepto de onda electromagnética, como son los rayos X. En ese mismo curso, se realizan experiencias en el laboratorio de **Técnicas Experimentales III** acerca de los rayos X y su espectro, con énfasis en la modificación de este tras pasar por filtros de diversos metales. Esto, como ya veremos, es de uso diario en el Hospital. En el cuarto curso de Física se profundiza en ambos conceptos. En **Electrodinámica** se estudia a fondo la radiación Bremstrahlung y la forma de las líneas de campo electromagnético que ésta produce en la dirección de frenado de la partícula, dependiendo de su velocidad. A su vez, en las asignaturas de **Mecánica Cuántica** encontramos todos los fundamentos cuánticos que rigen la emisión de radiación por transiciones atómicas, como la radiación característica del espectro de rayos X. No solo eso, sino que el estudio de la radiación se amplía en los laboratorios de **Física Nuclear en Técnicas Experimentales IV**, donde se entra en contacto con cómo las radiaciones ionizantes interactúan y se amortiguan en la materia, cómo se detecta la radiación, y los distintos tipos de detectores más comunes. Estos últimos son de obligado manejo en el hospital, ya que sistemas de TLD's (Dosímetros termoluminiscentes) proporcionan parte del control radiológico del personal y pacientes sometidos a radiaciones ionizantes. A su vez, el fundamento de los detectores de centelleo y fotomultiplicadores es básico para comprender los sistemas de amplificación de imagen y detección digital de las máquinas de Rayos X.

Toda esta experiencia fuera de la Facultad, viendo la razón de ser día a día de los estudios que curso, me ha llenado de fuerzas para continuar profundizando en este tema, tanto en su aspecto más académico como en su faceta más aplicada al ámbito sanitario. Este tipo de prácticas suponen el complemento perfecto a unos estudios en Física, y confío en que se sigan repitiendo otros años, ya que su valor para mí, personalmente, ha sido inconmensurable, y estoy seguro de que lo serían para mucha más gente.

1. Introducción a la Física Médica y el uso de Rayos X

El uso de la radiación para obtener imágenes del cuerpo humano se le atribuye a **Wilhelm Roentgen** (1845-1923), que hizo público su revolucionario descubrimiento de los Rayos X el día de Nochebuena de 1895 [1]. No tardó mucho en ser apreciado como un hito extraordinario en la física, y también en la medicina. El paso de estos rayos al atravesar el cuerpo humano tenía la **capacidad de “ver” dentro de un paciente** sin tener que operar al mismo. Lógicamente, la comunidad médica de todo el mundo tomó nota, y desde ese momento hasta hoy en día, las máquinas de producción de Rayos X sirven como el recurso estándar a la hora de proceder en multitud de ámbitos de la medicina (sin ir más lejos, hoy en día para dar un diagnóstico médico se requiere de pruebas radiológicas en aproximadamente un 80% de los casos [2]).

Obviamente, y aunque en un inicio no se conocían tan a fondo los efectos de la radiación en las personas, ahora mismo sabemos que la exposición a los Rayos X de una manera no controlada es altamente perjudicial, como discutiremos más adelante. Es por esto que de manera totalmente natural **surgió la necesidad de incorporar personal del ámbito hospitalario para vigilar precisamente esto. Ellos son los radiofísicos**. Estos se ocupan de multitud de tareas, todas ellas englobadas dentro de la **Física Médica**, que a grandes rasgos se recogen en la *Figura 1*, donde destacamos los *Procedimientos Intervencionistas* dada su importancia para este trabajo:

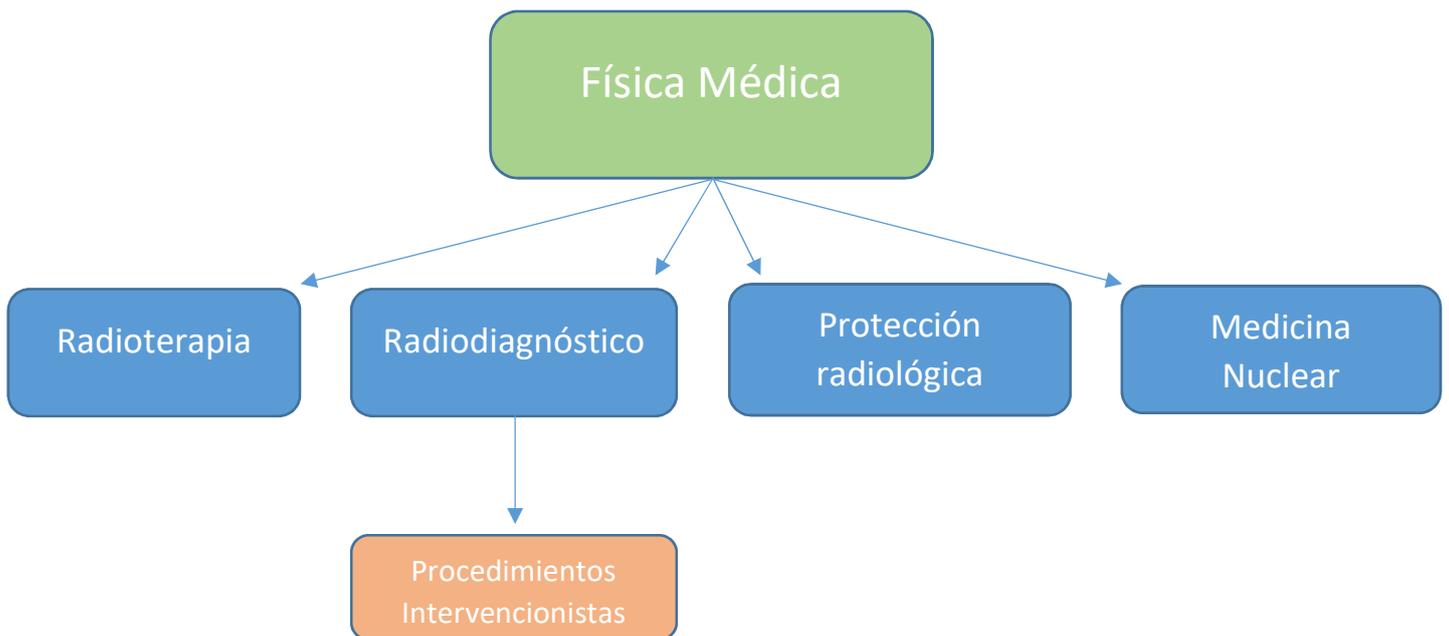


Figura 1: Esquema de las ramas de la Física Médica

En pocas palabras podríamos decir que de izquierda a derecha en la *Figura 1*, tenemos:

- **Radioterapia:** Se ocupa del tratamiento de enfermedades (típicamente el cáncer), destruyendo el tejido tumoral usando rayos X, como método complementario o alternativo a otros como la quimioterapia o la cirugía. Como ejemplo tenemos la llamada *Radioterapia Externa*, donde los aceleradores de Radioterapia (grandes máquinas que producen rayos X de alta energía) inciden en el tumor con gran precisión sin irradiar las partes sanas del paciente.
- **Radiodiagnóstico:** Designa todos los usos médicos de la radiación para tratar de identificar de donde viene la dolencia del enfermo. Entre ellos estarían las archiconocidas máquinas de rayos X para hacer radiografías, los TAC's, etc. Destaca, entre otros la Radiología Intervencionista:
 - **Procedimientos intervencionistas:** Agrupa aquellos en los que los médicos utilizan imágenes de Rayos X para guiarse en mitad de una intervención. **Este es el campo en el que se centrará este trabajo, y sobre el que profundizaremos en la segunda parte del mismo**, una vez hayamos introducido una serie de conceptos básicos.
- **Protección Radiológica:** Nos referimos con esto a todas las medidas y protocolos que se toman en los hospitales para asegurarse de que tanto médicos como pacientes no sufren irradiaciones innecesarias o dañinas. Este tema será objeto de estudio más adelante.
- **Medicina Nuclear:** Se encarga de eliminar tejido maligno del paciente, pero desde dentro, ya que en este caso la radiación encargada de ello viene de algún elemento radiactivo que el enfermo consume y la parte afectada asimila, destruyéndola poco a poco. También puede servir para "observar" dentro del cuerpo del paciente sirviéndose de las llamadas *gammacámaras*, que detectan los fotones emitidos por elementos radiactivos consumidos por el paciente para encontrar qué elemento del enfermo funciona con dificultades.

Así pues, este trabajo pretende tratar dos temas principales: en primer lugar la **Introducción a la Producción de Rayos X en los Hospitales**, captación de imagen y demás conceptos fundamentales, comunes a todas las áreas de la Física Médica, y en segundo lugar **un ejemplo práctico de estimación de dosis (cantidad de irradiación) a pacientes del ámbito de la radiología intervencionista, donde será objeto de estudio una operación en concreto (un TIPS-Transjugular Intrahepatic Portosistemic Shunt, explicado más adelante) a un paciente de cirrosis, a la cual se me dejó asistir como observador.**

Se pretende así recoger los fundamentos físicos y conceptuales de esta rama de la Física, muy poco tratada en las Facultades de Ciencias, que está en constante evolución y tiene una importancia crucial desde hace ya varias décadas y, desde luego, irá creciendo en relevancia en el futuro.

2. Fundamento Teórico

La utilidad que el uso de la radiación puede tener en el ámbito hospitalario queda ya manifiesta pero, ¿Cómo producen radiación las máquinas en cualquier hospital? ¿Cómo se generan esas imágenes radiológicas a tiempo real, sin necesidad de placas fotográficas? Estas preguntas se contestan a continuación, usando como ejemplo el Angiógrafo Vascular con el que se hará el estudio radiológico del paciente de la intervención de TIPS más adelante, en la segunda parte del trabajo.

2.1 Producción de rayos X y formación de imagen

El equipo de rayos X que vamos a tratar es en concreto el **Philips Allura Xper FD20**, que se puede ver en la *Figura 2*, tomada de la propia sala donde se encuentra en el Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. La imagen se hizo durante una verificación periódica del equipo por el servicio de Radiofísica del hospital en marzo, a la que me dejaron asistir para familiarizarme de nuevo con el equipo (ya tuve oportunidad de ver un equipo similar en las Prácticas de Empresa en el mismo Hospital Universitario Río Hortega).

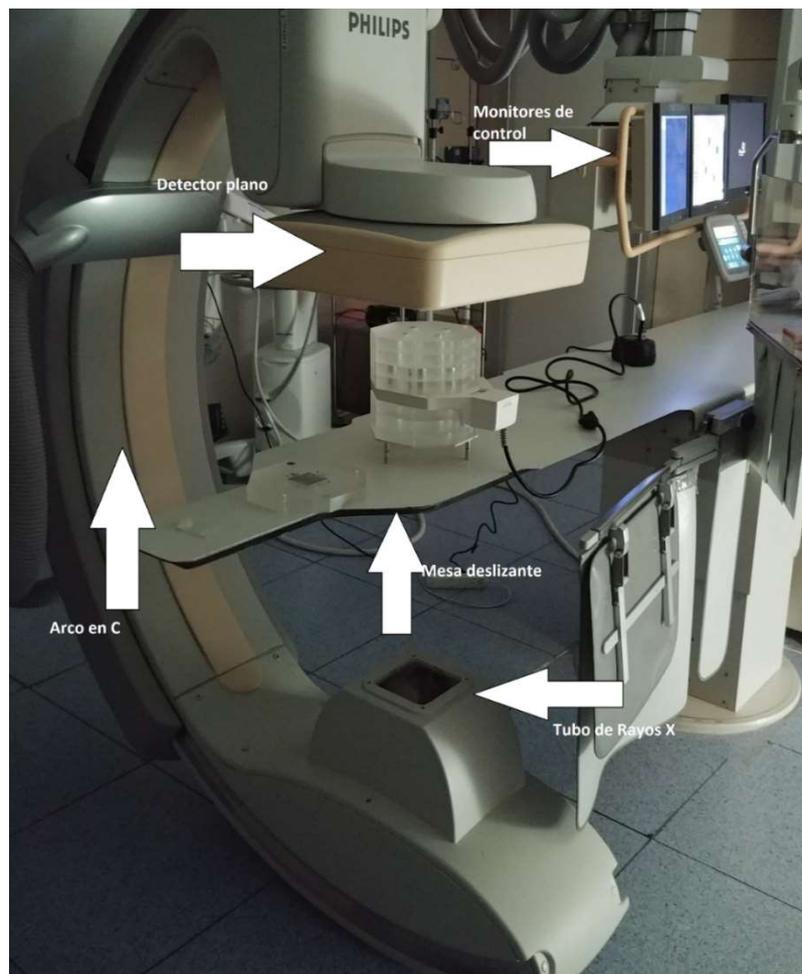


Figura 2: Angiógrafo vascular Philips Allura Xper FD20

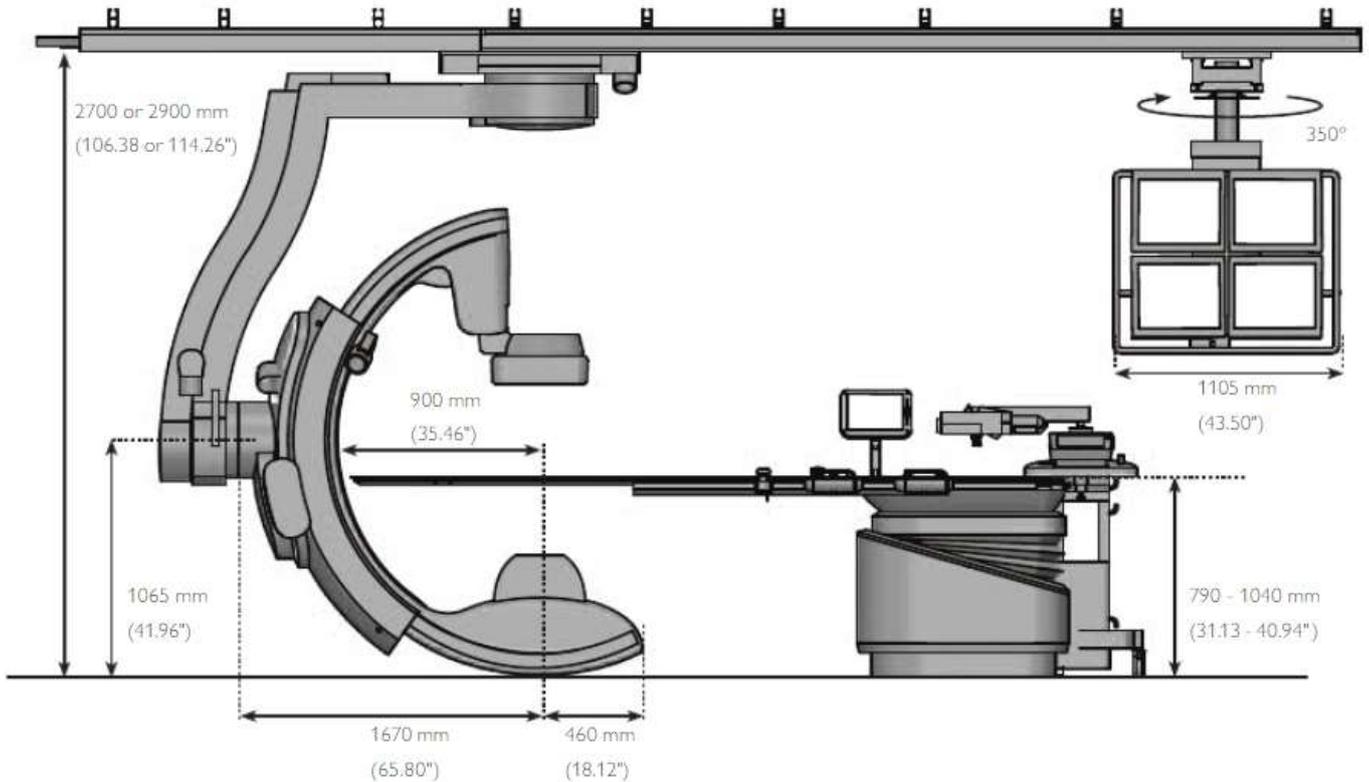


Figura 3: Croquis de las dimensiones del angiógrafo [3]

Como se puede apreciar en las anteriores figuras, este equipo cuenta con varios elementos, señalados en la propia imagen. A grandes rasgos, un equipo de angiografía como este consta de:

- **Mesa móvil:** permite, como si estuviese en suspensión, deslizar al paciente en todas las direcciones y alturas, según convenga al médico especialista.
- **Arco en C** suspendido del techo: a un extremo se encuentra el **tubo de rayos X** y a otro el **detector de imagen**, unidos y enfrentados de manera solidaria.
- **Monitores:** que servirán al médico especialista para guiarse a través de imágenes radiológicas a tiempo real cuando éste lo desee.

Más adelante se hablará de otros elementos de la máquina y de la sala que, por ejemplo, contribuyen a la protección radiológica de los trabajadores.

El conjunto de la mesa deslizante y el arco en C, que puede girar en casi cualquier dirección, proporcionan al especialista la posibilidad de tomar la proyección radiográfica que desee, según sus necesidades y según la operación en concreto.

Todos estos elementos son necesarios y muy útiles, pero **el corazón de una máquina de rayos X, es el sistema del tubo y el detector**. Comencemos por el primero:

2.1.1 El tubo de rayos X

Lo que se expone a continuación es general para casi cualquier máquina de rayos X, no solamente nuestro angiógrafo. Lo forma el conjunto de una ampolla de vidrio, y una coraza metálica de protección, según observamos en la *Figura 4*.

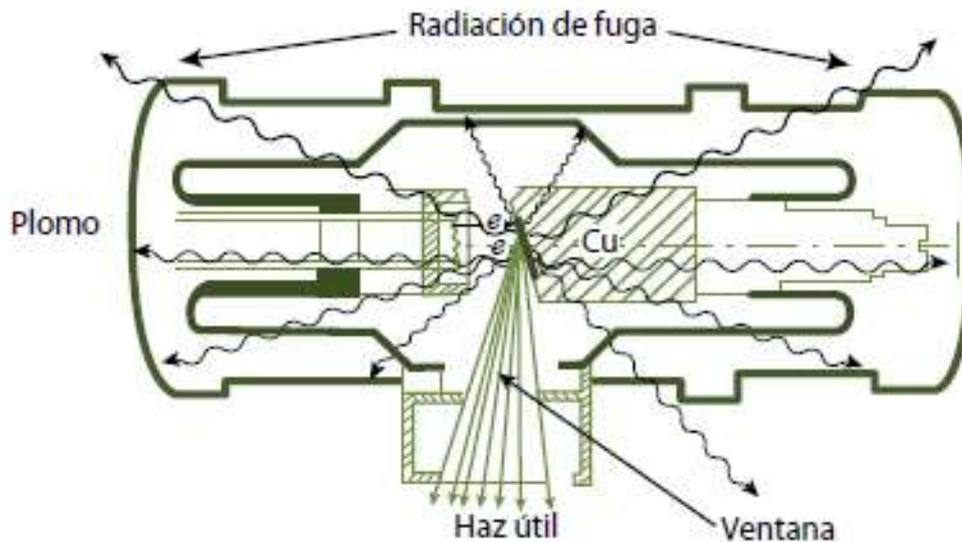


Figura 4: Interior de un tubo de rayos X [4]

La parte principal del tubo es la **ampolla de vidrio**, donde se producirá la radiación, mientras que la **coraza metálica** es un elemento de protección radiológica y del tubo en sí mismo. La radiación que produce la ampolla, se produce en todas las direcciones del espacio, en mayor o menor medida, y esto es obviamente un problema, ya que el único haz de radiación que se quiere aprovechar, es aquel que irradiará al paciente (**haz útil**). Cualquier parte de los rayos producidos que no vayan en esa dirección, es radiación susceptible de ocasionar daños radiológicos a los operarios de la sala, o incluso de las salas contiguas. Es por esto que el papel de la coraza metálica es vital, ya que se construye con plomo precisamente con este fin, salvo en la **ventana de salida de la radiación**, hacia donde se colimará el haz para que escape a la coraza y llegue al paciente.

En cuanto a la ampolla donde se produce realmente la radiación, se compone de las siguientes partes señaladas en la *Figura 5*:

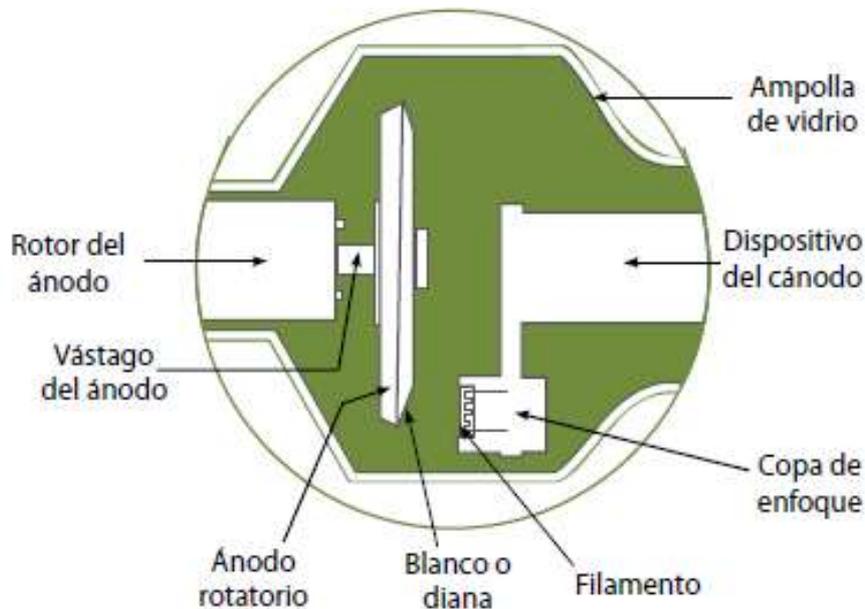


Figura 5: Esquema de un tubo de rayos X donde se indican sus componentes [4]

En definitiva, es un tubo de vacío donde se aloja el sistema de aceleración y colimación de los electrones que producirán la radiación, que se volverá a colimar para enfocarla hacia el paciente. El sistema de aceleración consta de una parte negativa, **el cátodo**, donde se producen los electrones por efecto termoiónico al aplicar una corriente elevada a un **filamento de tungsteno toriado**, capaz de aguantar temperaturas muy elevadas sin fundirse. Estos electrones desprendidos del metal, por repulsión electrostática entre ellos, tienden a abrir el haz y a aumentar la zona de impacto con el ánodo, efecto que no nos interesa. Esto se corrige colocando la **copa de enfoque** alrededor del filamento, cargada positivamente, para así dirigir el haz hacia la zona de impacto deseada.

El haz de electrones impacta en la parte positiva del tubo, **el ánodo**, ya que entre cátodo y ánodo se aplica una diferencia de potencial ajustable. **La magnitud de ese voltaje determina la energía de los electrones y acelera a los mismos, mientras que la magnitud de la corriente de filamento determina el número de electrones producidos por efecto termoiónico, y por tanto, la cantidad de fotones de Rayos X que se producirán.**

El mayor problema técnico a la hora de diseñar un tubo de rayos X es construirlo de manera que la **diana o blanco** del ánodo, donde impactan los electrones, soporte la energía en forma de calor que se imprime en el impacto. Para esto, se diseñan implementando dos ideas clave: **el material del que se hace el ánodo, y la rotación del mismo.**

Se diseñan con tungsteno por tener: gran capacidad de disipación de calor debido a su alta conductividad térmica, por fundir a una temperatura muy elevada, y porque tiene un número atómico elevado, aspecto beneficioso para la eficiencia de producción de rayos X, como ya se verá más adelante.

A su vez, se hace rotar para que el área sobre el que impactan los electrones no se concentre en un punto únicamente, sino que se reparta en una corona circular, haciendo que la refrigeración del tubo sea mucho mejor que la que tendría un ánodo estático.

Esto es absolutamente clave para equipos que trabajen con mucha radiación (**como, por ejemplo, el angiógrafo del que trata este trabajo**), ya que las corrientes que pasarán por el cátodo serán muy elevadas y, por tanto, la afluencia de electrones que impactan en el blanco del ánodo será enorme, poniendo en peligro la integridad del mismo. A este mecanismo, se suma el uso de **aceites refrigerantes** que circulan por el interior del blanco, contribuyendo a la mejora de este aspecto.

2.1.2 El camino de los fotones de rayos X hasta el detector. Posibles sucesos e implicaciones

Ahora ya sabemos cómo se forma el haz de fotones de rayos X, pero, ¿cómo interacciona con el paciente a la salida del tubo? Estos fotones viajarán a través del aire unos centímetros hasta impactar con la superficie del paciente, y aquí es donde se abre un abanico de posibilidades en cuanto a la interacción de estos fotones con la materia. A estas energías los fotones sufren procesos **de Scattering Compton, efecto fotoeléctrico, o simplemente no interaccionan en absoluto**. Esto significa que parte de ellos se absorberá en el propio paciente y no lo atravesará hasta llegar al detector (E. fotoeléctrico), que otro porcentaje de fotones, aunque sin absorberse, se desviará de su trayectoria inicial (E. Compton), y que otra fracción de los fotones del haz atravesará al paciente sin interactuar, llegando al detector sin desviarse. **Por supuesto, se pueden dar composiciones de los anteriores supuestos**. Trataremos por orden cada caso:

- **Fotones dispersados:** Estos se desviarán de su trayectoria original debido a una interacción Coulombiana con la materia biológica del paciente, ocasionando dos posibles sucesos:
 - **El fotón dispersado sale del paciente hacia la sala:** Esta radiación dispersada a la sala será un factor a tener en cuenta en la protección radiológica de los trabajadores alrededor del paciente, ya que esto supone que no solo interponerse en el camino del haz es peligroso, sino que el hecho de que este impacte en un medio dispersor (el propio paciente) hará de todo el entorno un lugar de riesgo radiológico.
 - **El fotón dispersado llega al detector, por una nueva trayectoria:** Esto es del todo indeseable, ya que lo único que hará será proporcionar una imagen falseada del cuerpo humano que se pretende radiografiar. Para esto se incorporan sistemas de prevención, como son las parrillas antidifusoras. Estas se diseñan hechas de láminas muy finas de un material denso y alineado con la dirección que se sabe que el haz llevará, para que si un fotón pretende llegar al detector desde una posición “incorrecta”, sea absorbido y no llegue al detector. Esto lo podemos apreciar en la *Figura 6*:

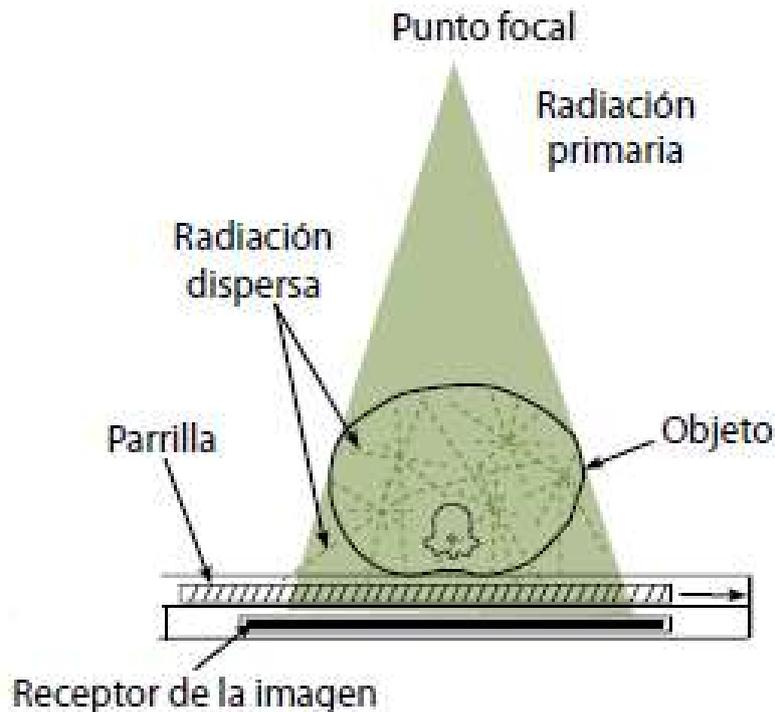


Figura 6: Esquematación del trayecto de los rayos X hasta el detector, donde vemos la parrilla antidisfusa [4]

- **Fotones absorbidos:** Estos no contribuirán a la formación de imagen ya que no llegan al detector, pero sí que forman parte de la irradiación que el paciente recibe.
- **Fotones que no interactúan:** Atravesarán al paciente sin desviarse y sin atenuarse, llegando al detector con su energía original (despreciando la atenuación del aire, que es mínima) y contribuyendo a la imagen formada.

La diferente atenuación del haz (función de la cantidad de interacciones que hayan sucedido: dispersión y absorción de fotones) que producen los distintos tejidos en función de su densidad¹, será la que marcará los contrastes que se aprecian en la radiografía. Es esta diferencia de atenuación la clave de la utilidad de la imagen radiográfica.

¹-Aunque en el vocabulario habitual de este ámbito se hable de "densidad", a lo que realmente habría que referirse es al coeficiente de atenuación lineal (que a su vez es función del número atómico del medio, de su densidad, de la energía del haz...)



Figura 7: Ejemplo de como la diferencia de densidades forma la imagen radiológica

En la *Figura 7* se ve como los tejidos más densos como el hueso suponen un mayor amortiguamiento para los rayos X (zonas más claras), mientras que tejidos como el músculo son menos absorbentes (zonas más oscuras). Lógicamente, alrededor del pie, donde solo hay aire, los rayos X “queman” la imagen y aparece negra.

2.1.3 El panel plano (detector de imagen)

Este tipo de angiógrafos suelen usar como detector de imagen un denominado “panel plano” (Flat panel). Este es un sistema de captura de imagen digital, en contraposición con los sistemas analógicos de placa fotográfica ya en desuso. De hecho, de entre todos los sistemas de captura digital, los paneles planos tienen una forma de hacerlo bastante distinta a otros sistemas, como pueden ser los sistemas de “intensificador de imagen”, usados en máquinas más antiguas del ámbito hospitalario.

En concreto el panel plano de nuestro equipo es de **Silicio amorfo** (paneles indirectos), en contraposición a otros de Selenio amorfo (paneles directos). Lo que diferencia un detector directo de uno indirecto es que, en los directos, los rayos X son directamente convertidos en una señal eléctrica, mientras que los indirectos (como el que usaremos nosotros) incorporan un centelleador a la entrada del detector antes de conseguir una señal eléctrica. Podemos ver el panel plano en la *Figura 8*:



Figura 8: Fotografía del detector del angiógrafo, hecha en el quirófano, en la que se ve el panel plano y la parrilla antidifusora retirada de su posición

Este se compone principalmente de los siguientes elementos, por orden de acción (representados en la *Figura 9*): Centelleador de Yoduro de Cesio, panel de silicio amorfo (donde se encuentra un array de fotodiodos y transistores) y un sistema de lectura digital de la señal producida.

A grandes rasgos, los rayos X que inciden en el centelleador de CsI generan fotones de luz visible que inciden en los fotodiodos de Silicio, produciendo carga eléctrica que va a parar a un *Thin Film Transistor Array* (TFT), una matriz delgada de transistores que recogen la carga generada. Después, este pasa por la electrónica de lectura, emergiendo como una señal digital tratable. En la *Figura 10* tenemos otra imagen del sistema de captación de imagen usando.

El centelleador está formado por micro columnas, que ayudan a redirigir la luz producida, como si fuese una especie de fibra óptica. Estos sistemas traen ventajas considerables respecto a otros sistemas anteriormente usados, como los *intensificadores de imagen*.

Entre otras cosas, estos equipos están diseñados para ser usados en la realización de **Fluoroscopia o imagen radiológica en tiempo real** (más adelante explicaremos que es esto). Para este tipo de procedimientos, comparados con los intensificadores, los paneles planos son más duraderos, más pequeños y ligeros, lo cual es esencial para poder cargarlos en un arco en C móvil, como es nuestro caso. También son más precisos y con producción de imágenes de más calidad, a la vez que más versátiles en el sentido de que, al cubrir un área mayor, el panel puede usarse para multitud de procedimientos quirúrgicos (desde las que por ejemplo solo necesitan ver la cabeza del paciente, a las que necesitan visualizar todo el torso, de área mucho mayor).

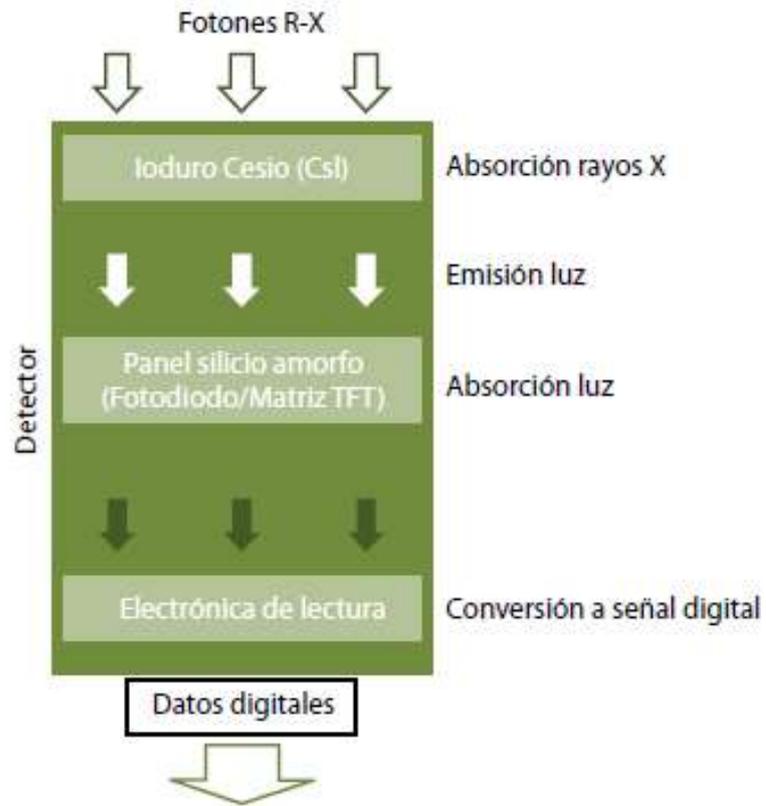


Figura 9: Representación del camino que siguen los fotones a su paso por el panel plano y sus principales partes [4]

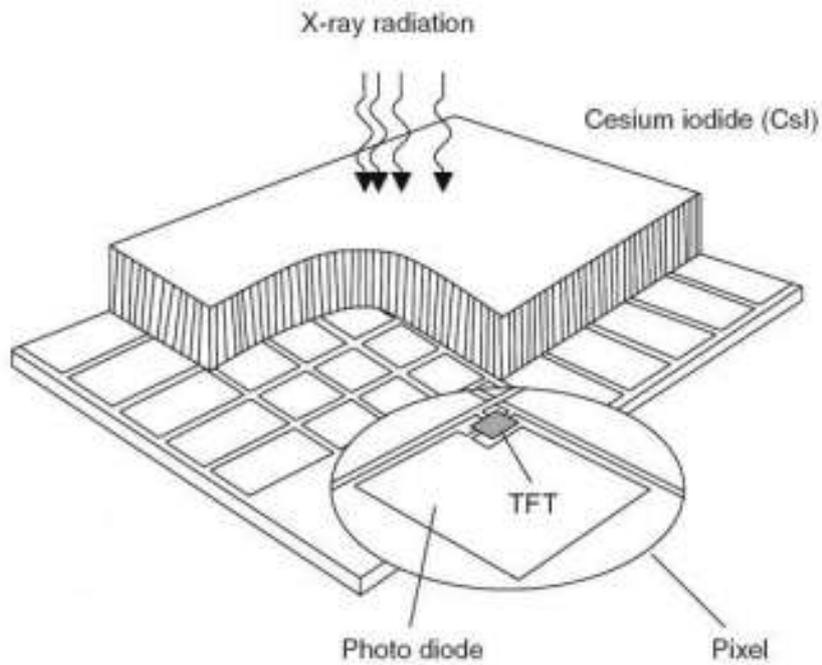


Figura 10: El panel plano y su sistema de lectura [5]

2.2 Fundamentos físicos de la producción de Rayos X

2.2.1 Emisión de Rayos X

Los electrones de gran velocidad dirigidos hacia el ánodo de tungsteno interactúan con sus electrones y su núcleo, pudiendo ocurrir una variedad de procesos. Estos son:

- **Producción de calor (radiación infrarroja):**

La mayoría de los electrones no poseen energía suficiente como para ionizar los átomos de tungsteno. Simplemente promocionan estos a una capa energética más alta, de la que inmediatamente después se desexcitan, emitiendo radiación en el rango de los infrarrojos. Esto corresponde a energía en forma de calor que el ánodo recoge, siendo el sobrecalentamiento uno de los mayores problemas técnicos del diseño de una máquina de rayos X. Por lo general, el 99% de la energía de los electrones “proyectil” se transforma en calor, siendo así una máquina altamente ineficiente energéticamente a pesar de cumplir con su propósito. A más diferencia de voltaje entre cátodo y ánodo, más energía de los electrones proyectil, incrementando la probabilidad de ionización del átomo de tungsteno e incrementando la eficiencia en la producción de rayos X.

- **Producción de radiación característica:**

Cuando el electrón incidente es capaz de arrancar un electrón de las capas internas del átomo blanco, se produce una vacante, que rápidamente es llenada por electrones de capas más externas del átomo, emitiéndose así un fotón muy energético que corresponde a lo que llamamos *radiación característica*. Cuanto más grande sea el salto energético entre niveles, más energético será ese fotón emitido. A continuación se recogen en la *Tabla 1* las energías de enlace para el tungsteno, de las cuales, restando las posibles combinaciones entre dos capas, podríamos hallar la energía del fotón emitido en ese salto:

Tabla 1: Energías de enlace de los niveles energéticos del átomo de Tungsteno [4]

Tungsteno: W-184 (Z=74)		
Capa	Número de electrones	Energía de enlace aproximada (keV)
K	2	69,53
L	8	12,10
M	18	2,82
N	32	0,60
O	12	0,08
P	2	<0,01

Como vemos en la *Figura 11*, cuando un electrón llena una vacante, este a su vez produce otra, que también ha de llenarse con otro electrón más externo aun:

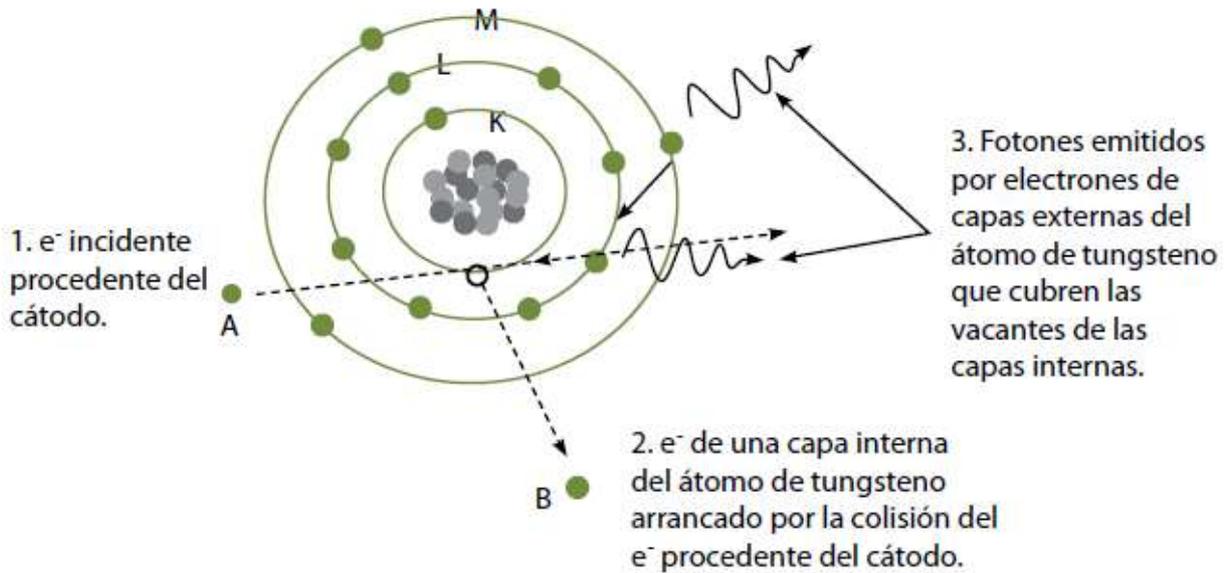


Figura 11: Esquema de llenado de las capas internas del tungsteno previa ionización por un electrón [4]

Esta segunda transición es lógicamente menos energética que la primera. Esto lo ilustramos con el siguiente ejemplo: una transición desde la capa L hasta la capa K nos da un salto de energía de **57.4 keV**, mientras que si ese hueco en la capa L lo llena, por ejemplo, un electrón de la capa M inmediatamente superior, el fotón emitido es de **9.3 keV**. Como vemos, el segundo fotón es de una energía mucho menor que el de la transición a la capa K (estos **reciben el nombre de rayos X-K, y son prácticamente los únicos con utilidad médica**).

Esto es crucial, ya que unos fotones de rayos X de tan baja energía es muy probable que no lleguen a atravesar al paciente y llegar al detector, por lo que **no contribuirán a la producción de imagen radiológica, pero sí contribuirán a la dosis que el paciente absorbe**. La forma de evitar este tipo de irradiación sin objetivo médico es **colocar unas láminas de metal, como cobre o aluminio de unos milímetros de espesor** a la salida del haz de rayos X, parando así los fotones menos energéticos antes de que puedan llegar al paciente. En breve veremos cómo estos filtros afectan al espectro de energías de los Rayos X.

- **Radiación de frenado (Bremsstrahlung):**

El tercer tipo de interacción ocurre entre el electrón incidente y **un núcleo de tungsteno**, debido a que el primero pasa lo suficientemente cerca del segundo como para sufrir la atracción coulombiana entre la carga negativa del electrón y la positiva del núcleo. En este proceso el proyectil pierde energía cinética y se frena mientras se desvía de su trayectoria inicial. Como bien es sabido, una carga que se frena emite energía en forma de un fotón de rayos X.

Esta energía emitida depende del grado de frenado del electrón incidente que a su vez depende de la distancia entre este y el núcleo que lo desvía. Es por esto que el rango de energías emitidas por la radiación de frenado recoge todas las posibilidades de emisión y su contribución al

espectro es continua, a diferencia de la radiación característica que lo hace con picos de energía discretos y bien definidos para cada material.

2.2.2 Espectro de los Rayos X

El espectro de los rayos X es la gráfica de abundancia relativa de fotones en el haz para cada energía contenida. Lo compondrán la contribución de la **radiación característica** y la **radiación de frenado**. La *Figura 12* muestra el espectro de un ánodo de tungsteno para distintas tensiones de tubo; 80kVp, 100kVp, 120kVp y 140kVp:

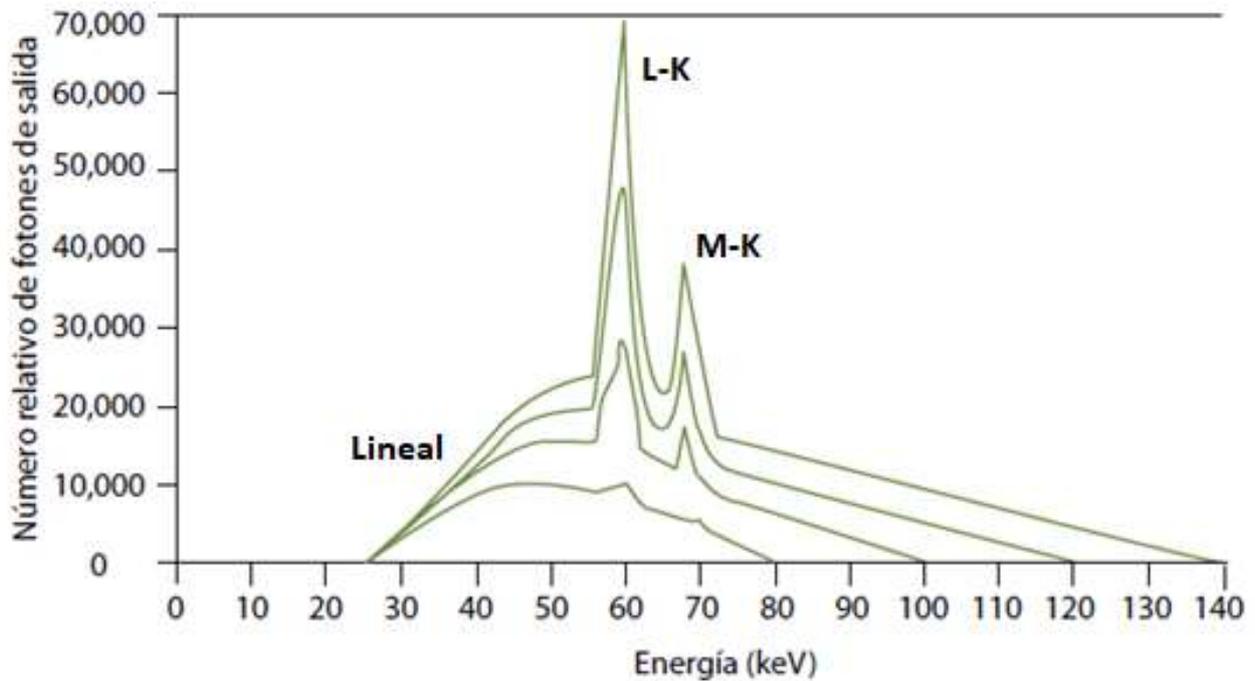


Figura 12: Espectro de rayos X típico del tungsteno, donde se aprecian los dos picos de la radiación característica y el continuo debido a la radiación de frenado [4]

Podemos identificar a simple vista dos picos que destacan en la gráfica. Son debidos a la radiación característica, y en concreto, a las dos transiciones más energéticas para el tungsteno: **la transición L-K (57.4 keV) y la transición M-K (66.7 keV)**. Aunque el resto de transiciones hasta la capa K también debería aparecer, al tener unas energías tan parecidas a la de la transición M-K, no son apreciables en la gráfica. Otras transiciones hasta un nivel que no sea el K, tienen energías tan bajas que no son capaces siquiera de atravesar la filtración del tubo.

Observamos también la **parte continua del espectro**. Corresponde a la radiación de frenado, que empieza a dibujarse en la gráfica a partir del umbral de energía mínima para atravesar la filtración del tubo y continúa hasta volver a cero en la energía correspondiente a la tensión del tubo (que es la energía máxima posible, y por tanto, la que menos densidad de fotones de esa energía aportará debido a lo improbable de un choque con esas características). En este camino, se verifica experimentalmente que se alcanza un máximo de abundancia de fotones en aproximadamente la tercera parte de la tensión del tubo (en electronvoltios). La zona del inicio

del espectro hasta dicho máximo, tiene la característica de ser **fuertemente lineal**, como se indica en la figura.

Un aspecto crucial en radiología es el tratado del haz usando **filtración añadida a la salida del tubo**. Como ya se dijo anteriormente, esto es de gran importancia ya que los fotones menos energéticos (conocidos como **fotones blandos**) del haz no serán capaces de atravesar al paciente y llegar al detector, sin generar así imagen, pero contribuyendo a la radiación recibida. Para evitarlo, se incorporan filtros de unos milímetros de espesor que consiguen modificar el espectro con este fin. En la *Figura 13* tenemos un ejemplo del efecto de este tipo de sistema sobre la gráfica de la radiación de frenado:

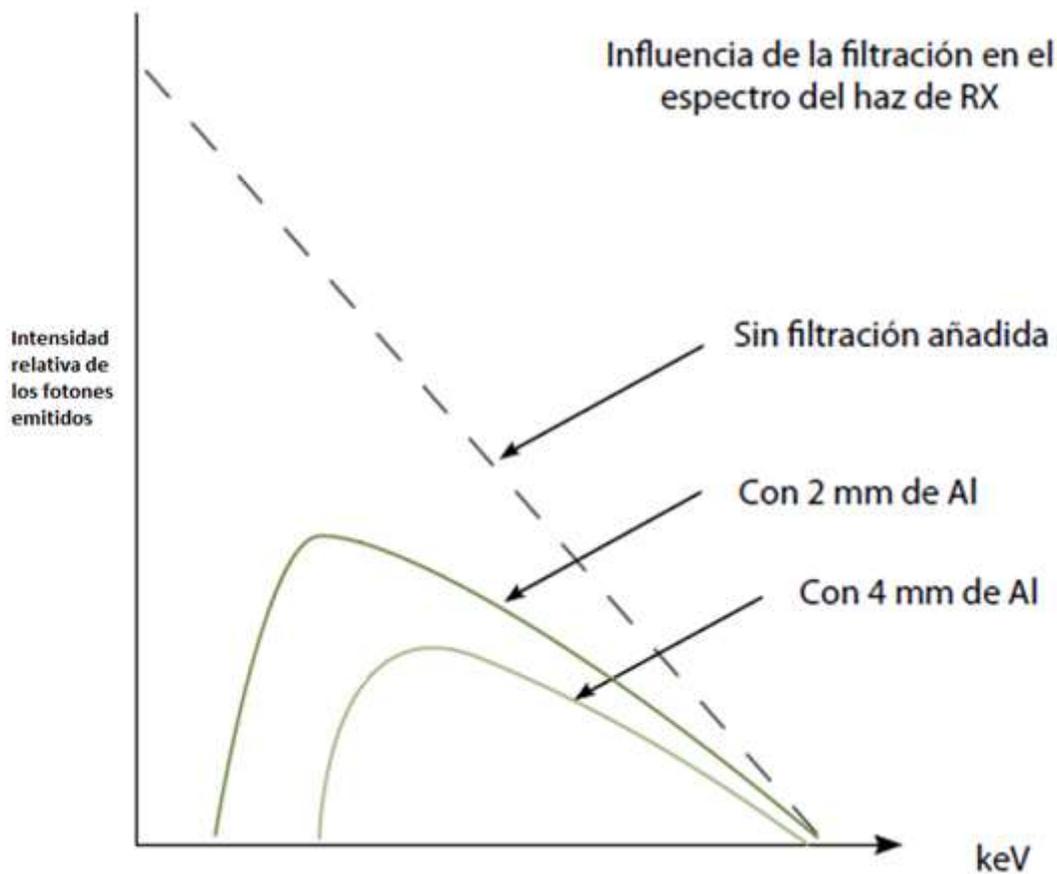


Figura 13: Efecto de los filtros metálicos en la radiación de frenado (no se muestran los picos de la radiación característica) [4]

Donde efectivamente vemos como la intensidad de todo el espectro se reduce, pero este efecto es mayor en el rango de fotones blandos, cumpliendo así la finalidad del filtro. Los filtros suelen hacerse de elementos como el Cobre o el Aluminio debido a su alta conductividad y gran atenuación, como en la anterior figura.

3 Magnitudes en radiología

En gran medida, el trabajo de un radiofísico consiste en la determinación del riesgo biológico que la exposición a radiaciones ionizantes puede producir en los pacientes y el personal sanitario. Para este fin, se hace necesario determinar qué cantidad de energía en forma de radiación se deposita en un material (en aire, músculo, grasa...), por unidad de masa. En esto radica la conocida como **dosimetría**.

Definimos la magnitud **dosis absorbida** como la cantidad de energía depositada por una radiación ionizante en un kilogramo de material. En el SI se mide en Grays (Gy):

$$1Gy = 1 \frac{J}{kg}$$

Esta magnitud, en cambio, no distingue qué tipo de radiación es la que deposita dicha energía. Esto es crucial, ya que el daño biológico que provoca un fotón es distinto del que provoca, por ejemplo, un neutrón o una partícula alfa. Por ello se introduce una nueva magnitud, la **dosis equivalente**, que pondera con un factor multiplicativo la dosis absorbida, en función de qué radiación tratemos. En el SI se mide en Sieverts (Sv).

Por ejemplo, para las partículas alfa el factor es 20, para los neutrones libres el factor va desde 1 a 20, y para la radiación electromagnética (fotones, como el caso de los rayos X), el factor es de 1. Esto es por lo que para los rayos X y, por ello, para este TFG, **hablaremos indistintamente de Grays y Sieverts**. Esto es:

$$1 Gy = (\text{para los rayos X}) = 1 Sv$$

También definiremos el concepto de **dosis efectiva**. Corresponde a la dosis equivalente multiplicada por un factor en función del material biológico en el que impacte. Los factores de ponderación se recogen en el anexo II del REAL DECRETO 783/2001 del 6 de Julio, que se adjunta en la *Tabla 2* a continuación:

Tabla 2: Factores de ponderación del daño biológico para el cálculo de la dosis efectiva [6]

Tejido u órgano	Factores de ponderación de los tejidos, w_T
Gónadas	0,20
Médula ósea (roja)	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Vejiga	0,05
Mama	0,05
Higado	0,05
Esófago	0,05
Tiroides	0,05
Piel	0,01
Superficie de los huesos	0,01
Resto del organismo	0,05 (**) (***)

En nuestro caso, el angiógrafo vascular que tratamos en este trabajo nos proporciona las dosis radiadas durante la operación en función de dos magnitudes muy útiles y de amplio uso, y que son las que usaremos para estimar la dosis al paciente. Estas son:

- **El producto dosis-área (PDA):**

Esta magnitud tiene la ventaja de ser **invariante con la distancia** y, por ello, es de gran utilidad. Sabemos que la radiación se atenúa con el cuadrado de la distancia, y que el área circular irradiada a una distancia del foco crece con el cuadrado de esa distancia. Esto hace que al multiplicar dosis de radiación por el área que irradia, obtengamos una constante válida para cualquier distancia al tubo en la dirección del haz (ignorando la atenuación despreciable del aire).

En general, se mide justo a la salida del haz, donde o bien se coloca una cámara de ionización radiotransparente, o bien se estima esa dosis a partir del rendimiento del tubo. Conociendo el área de la sección que forma el haz divergente justo a la salida del tubo, y multiplicando por esa dosis, sabremos cuánto vale nuestro PDA, en unidades de $Gy \cdot cm^2$. En cada momento en que el tubo esté disparando RX, los monitores nos muestran el valor del **PDA acumulado** en la intervención, como apreciamos en la *Figura 14*:

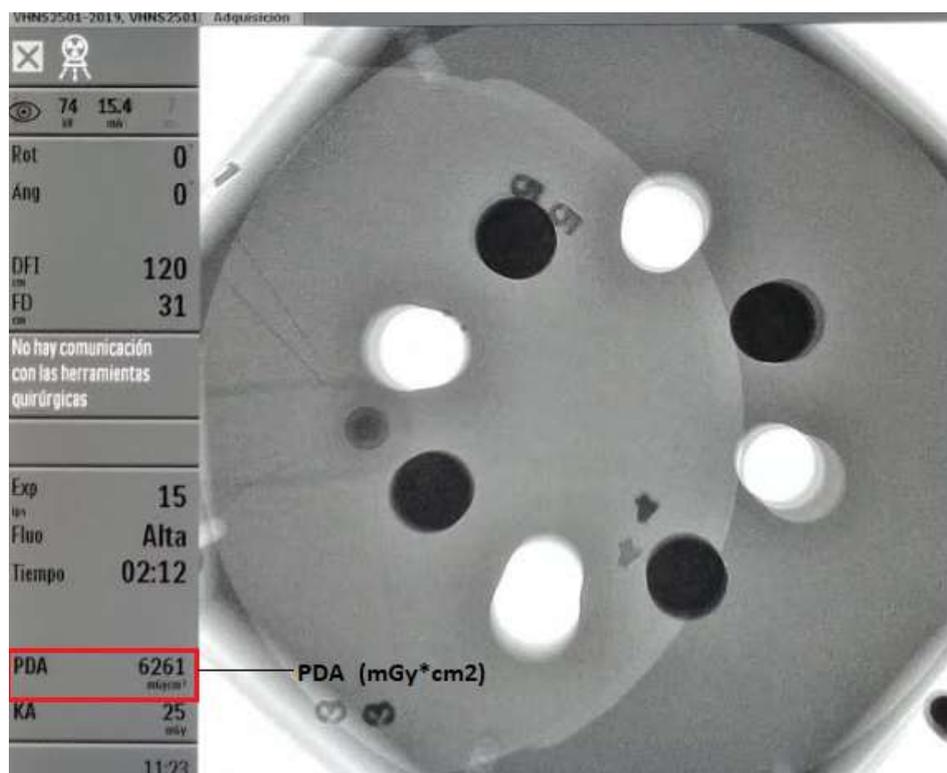


Figura 14: Fotografía de los monitores del angiógrafo en mitad de un disparo de rayos X, donde se muestra el PDA acumulado hasta ese momento

- **La dosis en punto de referencia intervencionista (Dosis en RP):**

El punto de referencia intervencionista es un punto virtual definido a 15cm desde el isocentro del arco hacia el tubo, tal como vemos en la *Figura 15*.

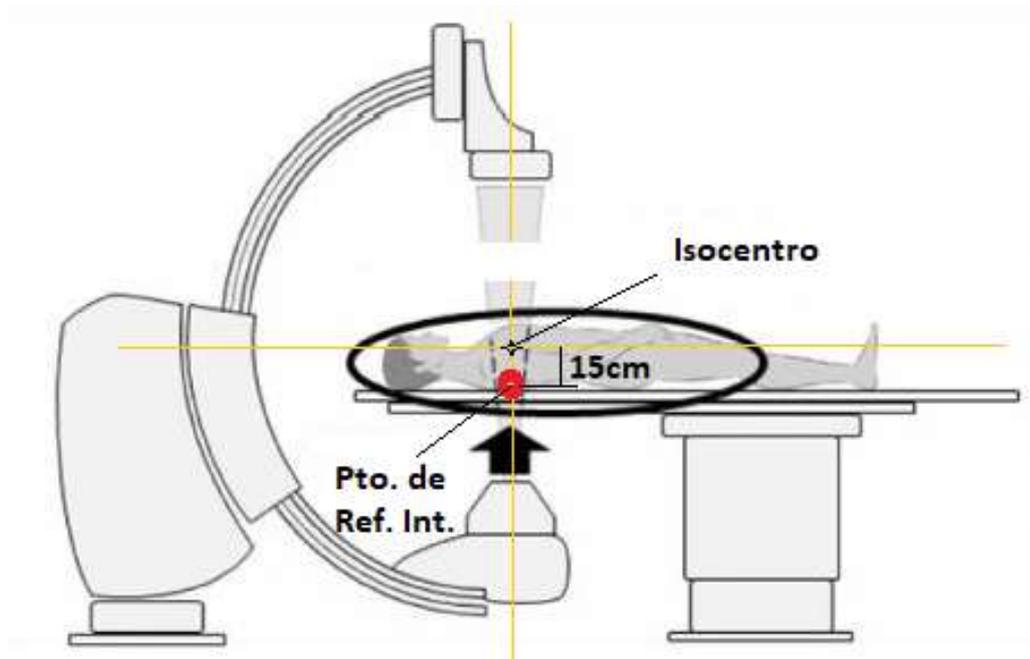


Figura 15: Punto de Referencia Intervencionista señalado de manera gráfica

Como se puede ver, se encuentra aproximadamente a la entrada del paciente. Es por esto que la dosis en el RP (que se puede extrapolar fácilmente a partir de su definición y el rendimiento del tubo) **sirve a los radiofísicos para caracterizar de manera orientativa la dosis que el paciente recibe en la piel**. Esta será la causante de **efectos deterministas en intervenciones de larga duración y alta dosis**, como eritemas en la piel, depilación, etc.

Estas dos magnitudes son las principales que contiene un informe de dosis como el que usaremos para estimar la dosis al paciente.

4 Uso del angiógrafo en una intervención de radiología vascular: La técnica radiológica y modos de disparo

Ya hemos visto cómo funciona la máquina en sí: cómo produce la radiación y cómo se transforma en una imagen de utilidad para los médicos. Nos centraremos ahora en los parámetros físicos que diferencian una imagen radiológica de otra. Esto es lo que se conoce como la “**técnica radiológica**”.

4.1 La Técnica Radiológica

La técnica radiológica la conforman **tres parámetros** que controlan la calidad de la imagen y la cantidad de radiación que el paciente recibirá, que son conceptos íntimamente relacionados. Estos son:

- **La tensión del tubo (o kilovoltaje, kV):** Comúnmente llamado “kilovoltaje”, esta magnitud es la diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo. Da cuenta de la energía de los electrones (monoenergéticos) que choquen contra el blanco del ánodo, y por tanto, al frenarse bruscamente, de la **energía máxima que los fotones de rayos X podrán contener (fotones multienergéticos)**. A mayor kilovoltaje, mayor poder de penetración de la radiación en el cuerpo humano, independientemente del tejido que atraviese. Esto no es necesariamente positivo, ya que un haz demasiado energético no sería lo suficientemente “sensible” a las diferentes densidades de los tejidos, ocasionando que el contraste entre bordes de, por ejemplo, huesos, músculos, fibras tumorales... no sea nítido y esto es algo a evitar.
- **El amperaje (o miliamperaje, mA):** Nos referimos en concreto a la corriente del tubo establecida por los electrones que salen del cátodo y llegan al ánodo, que vuelven a recorrer ese camino a través de un circuito cerrado. Una subida en la corriente del tubo significa que ha habido una subida en la corriente que recorre el filamento, lo que provoca una mayor afluencia de electrones acelerados por el voltaje cátodo-ánodo, una vez han sido expulsados por efecto termoiónico. Lógicamente, a más electrones que choquen con el ánodo, más rayos X serán producidos. Esta es la principal consecuencia de un aumento (o disminución) de la corriente de tubo: **mayor (o menor) densidad de fotones en el haz de rayos X**. Su efecto en la imagen no tiene que ver con el contraste de la misma, como el kilovoltaje, sino con la exposición del detector.
- **El tiempo de exposición:** Es el tiempo que dura el disparo en el modo de “Adquisición de imagen”. Afecta, lógicamente, a la dosis recibida por el paciente.

A continuación en la *Figura 16* se muestran como ejemplo tres radiografías de tórax, con una densidad óptica equivalente (misma densidad de grises) pero tres técnicas distintas. De izquierda a derecha, va subiendo el kilovoltaje, y por tanto, se va perdiendo contraste. Obsérvese que para obtener la misma densidad promedio de grises, a pesar de la pérdida de contraste, se ha tenido que reducir la densidad de fotones del haz de rayos X. Esto muestra

visualmente como estos dos parámetros están íntimamente relacionados en la calidad final de la imagen, y como su ajuste relativo es crucial.

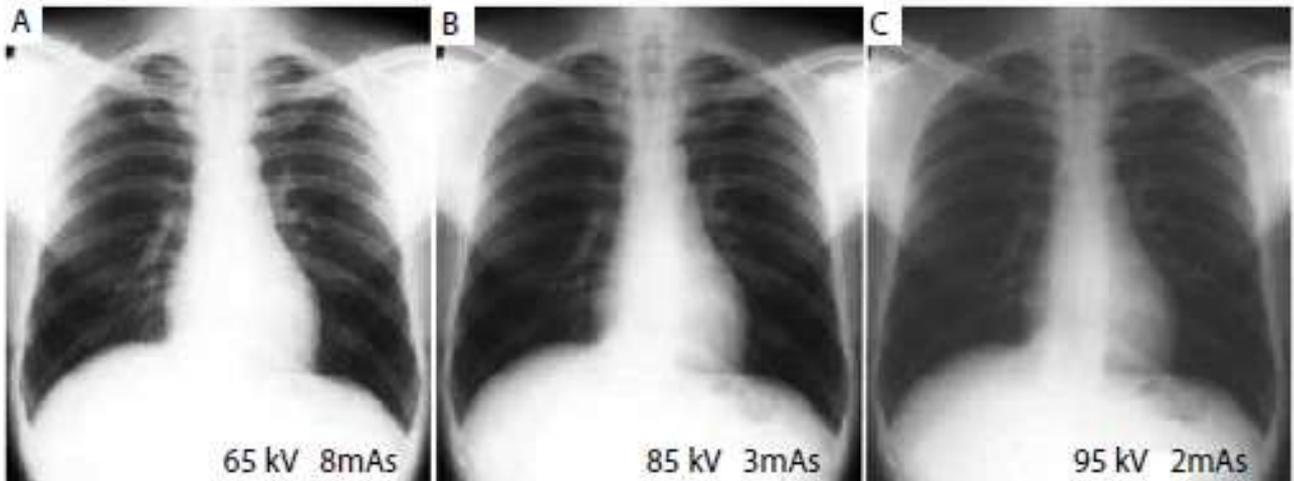


Figura 16: Tres imágenes radiográficas que, de izquierda a derecha van perdiendo contraste (más kilovoltaje) a cambio de bajar la afluencia de fotones del haz (menos miliamperaje), consiguiendo en así en todas las fotos unos niveles de grises equivalentes, pero siendo las tres imágenes radicalmente diferentes [4]

4.2 Modos de disparo

Los valores que toman los parámetros del apartado anterior marcarán la diferencia entre una imagen u otra (exposición, balance de grises, contraste...). Cada máquina en particular se diseña con un propósito pero, en general, podemos distinguir dos tipos de “disparo” en una máquina de rayos X, aunque algunas se especializan tanto en uno de ellos, que no incorpora el otro. Son la Radiografía y la Fluoroscopia (en nuestro angiógrafo solo encontramos este segundo, pero conviene mencionar también el primero)

- **Radiografía:** Es la archiconocida radiografía convencional. Se trata de un solo disparo de algunos milisegundos de duración. Se usa para el diagnóstico médico, y por tanto, la calidad de la imagen ha de ser óptima. Cuando se realizan este tipo de disparos, los técnicos de radiología salen de la sala, ya que aunque no les llegue el haz directo, la radiación que el propio cuerpo humano dispersa al ambiente sigue siendo peligrosa (somos principalmente un medio dispersivo).
- **Fluoroscopia convencional:** Este método consiste en la emisión continua rayos X, a diferencia de un disparo único como el anterior caso. Este modo no se usa para el diagnóstico médico, y por tanto su calidad de imagen no ha de ser comparable al de la radiografía convencional. La utilidad de este modo de disparo radica en que al no ser un disparo único, y al transmitir menos dosis al paciente, este se puede exponer al haz durante mucho más tiempo.

Estas imágenes de relativa baja calidad y baja dosis, son principalmente empleadas para las operaciones quirúrgicas en las que el cirujano usa este tren de imágenes, que **se observa a tiempo real** en monitores dentro del propio quirófano, para guiarse por el cuerpo humano. El aspecto dinámico de este modo de disparo es clave para, por ejemplo, operaciones de corazón, o de índole vascular, ya que el propio movimiento constante de este órgano necesita de imágenes a tiempo real para poder servir de guía al médico.

- **Modo Cine:** Dentro de la Fluoroscopia, existe otra modalidad, denominada comúnmente modo cine, en la que el tren de pulsos de rayos X posee una mejor calidad de imagen, y por tanto una mayor dosis de radiación. Suele usarse solamente en momentos clave de la operación, predominando siempre la Fluoroscopia convencional.

Tanto la Fluoroscopia convencional (baja dosis), como la Fluoroscopia “modo cine” (alta dosis), serán lo que nuestro angiógrafo use en la operación de la que trata este TFG.

4.3 Control Automático de Exposición

Resulta imprescindible que técnicos de radiología, radiólogos, cirujanos, radiofísicos... tengan presente lo anteriormente expuesto. Sin embargo, a la hora de realizar una operación, la tecnología nos ahorra el problema de tener que estar constantemente eligiendo los parámetros con los que trabajará la máquina en cada disparo.

En su lugar, estos aparatos se programan para que elijan unos valores adecuados de kilovoltaje, miliamperaje, tiempo de exposición, tasa de dosis y otros parámetros de disparo, de manera que la calidad de la imagen radiológica sea óptima, minimizando el control manual.

Por ejemplo, en el angiógrafo se ha programado ya de fábrica distintos “tipos de estudio” en función de qué parte del cuerpo se va a radiografiar, y qué tejido en concreto dentro de esa parte. Una vez se ha seleccionado esto en la pantalla táctil del aparato, este **elije automáticamente una curva kV-mA**, como las siguientes de la *Figura 17*:

Si le indicamos que queremos una imagen de baja dosis y bajo contraste (peor calidad), se guiará por la curva de la izquierda, pero si queremos una curva de alta dosis y alto contraste (calidad óptima) elegirá la de la derecha. Si optamos por un término medio, elegirá la “curva estándar” entre las dos.

Una vez elegida la curva en función de la absorción que el paciente en concreto ofrezca ante el paso de la radiación (depende del grosor del paciente, tipo de tejido...), el detector digital reconocerá, en una fracción de segundo, si le llega más o menos radiación de la deseada, y elegirá un punto en concreto de esa curva. Tras esto, automáticamente le pedirá al generador que proporcione dicho kilovoltaje y miliamperaje.

Este sistema digital se ajusta a tiempo real y garantiza la buena calidad de las imágenes y la dosis adecuada en cada momento.

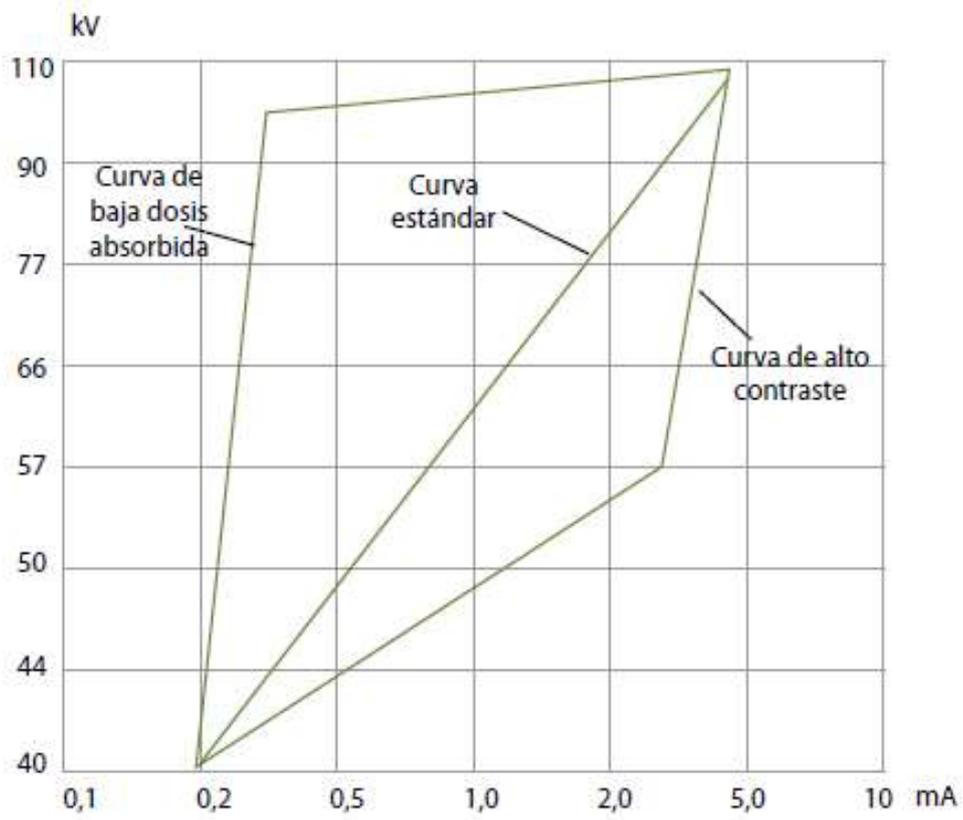


Figura 17: Curvas de ajuste típicas que la máquina lleva ya programadas [4]

5 Daño Biológico de la Radiación y Protección Radiológica

5.1 Efectos biológicos de la radiación

Cuando los rayos X alcanzan al organismo, sus células inevitablemente sufren daños y se crean radicales libres susceptibles de reorganizarse de manera que se dañen las moléculas afectadas. Al suceder esto, pueden ocurrir varias cosas, **algunas de efecto casi inmediato y otras con consecuencias que incluso no se apreciarán hasta años después del suceso**. Distinguimos así entre:

- **Efectos deterministas de la radiación:** Son **consecuencias prácticamente inmediatas** de la dosis recibida que se manifiestan a las pocas horas de la exposición (tienen un periodo corto de latencia). Poseen un umbral de irradiación por debajo del cual no se dan estos sucesos. Entre las más comunes tenemos **el enrojecimiento de la piel o la depilación en la zona expuesta**.
- **Efectos estocásticos de la radiación:** Corresponden a **sucesos probabilísticos** por los que al cabo del tiempo se manifiestan secuelas de ese daño biológico (tienen un periodo de latencia largo, normalmente varios años). No existe un umbral en este caso, puede ocurrir con tan solo un fotón de rayos X, aunque la probabilidad sea muy baja.

De entre todas las partes de la célula, el ADN es la más crítica debido a que marca como han de nacer nuevas células a partir de la información genética que contiene. Si este es dañado, podría volver a formarse después de ese daño, pero tal vez, no exactamente de la manera original. Esto podría ocasionar un crecimiento de células “defectuosas” que al cabo de unos años **corre el riesgo de formar un tumor**. Los efectos probabilísticos sobre los cromosomas pueden incluso transmitirse a futuras generaciones.

Es por esto que se han de desarrollar protocolos de protección radiológica para evitar en la medida de lo posible este tipo de sucesos. A continuación tratamos este tema.

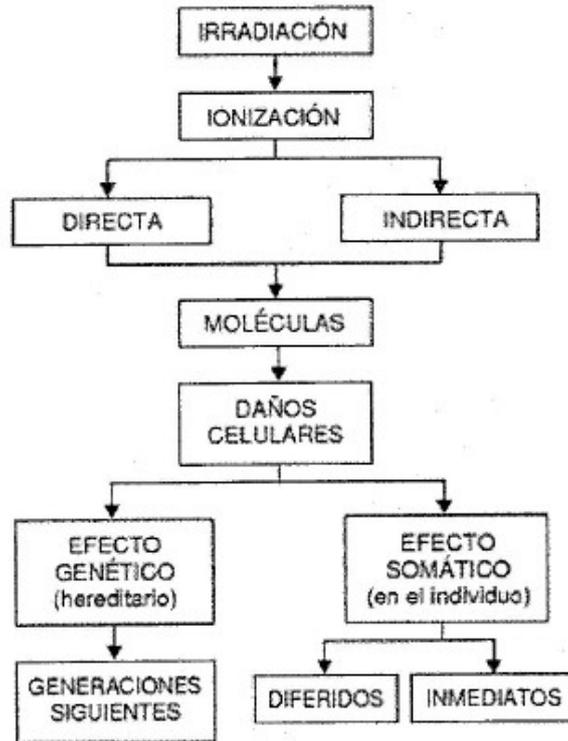


Figura 18: Esquema de los posibles procesos de daño biológico ocasionado por la radiación [2]

5.2 Protección radiológica de la sala y control de dosis a los trabajadores de la sala de radiología vascular intervencionista

Parece obvio que la implementación de un sistema de rayos X en un Hospital no se puede hacer a la ligera. Los peligros radiológicos para paciente y trabajadores se han de tener en cuenta exhaustivamente a la hora de diseñar las salas y los procedimientos de protección y monitorización de dosis al personal. Leyes a nivel nacional e internacional se establecen para regular estos procedimientos.

Si una persona trabaja en un entorno en el que es susceptible de ser irradiado, se dice que es un **trabajador expuesto**. En función del grado de contacto con radiaciones ionizantes, tendremos **dos clases de individuos: Las personas profesionalmente expuestas y las personas profesionalmente no expuestas**. Recogemos en la *Tabla 3* las dosis máximas que ambos tipos pueden recibir, y en qué partes del cuerpo [2]:

Tabla 3: Límites de dosis permitidos a distintos tipos de personal [2]

DOSIS EFECTIVA ⁽¹⁾	Personas profesionalmente expuestas	Trabajadores	100 mSv/5 años oficiales consecutivos (máximo: 50 mSv/cualquier año oficial) ⁽²⁾	
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años) ⁽³⁾	6 mSv/año oficial	
	Personas profesionalmente no expuestas	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años) ⁽⁴⁾	1 mSv/año oficial	
DOSIS EQUIVALENTE	Personas profesionalmente expuestas	Trabajadores		
		Cristalino	150 mSv/año oficial	
		Piel ⁽⁵⁾	500 mSv/año oficial	
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	500 mSv/año oficial	
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)		
		Cristalino	50 mSv/año oficial	
		Piel ⁽⁵⁾	150 mSv/año oficial	
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	150 mSv/año oficial	
	Personas profesionalmente no expuestas	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)		
		Cristalino	15 mSv/año oficial	
Piel ⁽⁵⁾		50 mSv/año oficial		

En ningún caso un trabajador podrá superar una dosis de 100mSv en cinco años consecutivos, sin poder superar una dosis efectiva máxima de 50mSv en un año.

Para exponer los protocolos de protección radiológica que se implementan para que estas dosis se mantengan al mínimo, ponemos como ejemplo la sala del Hospital Universitario Río Hortega donde se encuentra el angiógrafo vascular. Desgranamos a continuación, en unas pocas líneas, algunas de las formas de protección radiológica y de seguimiento dosimétrico del personal de la sala:

5.3 Elementos de protección radiológica pasivos

Con el fin de reducir la dosis a los trabajadores dentro y fuera de la sala se generaliza el uso de elementos de plomo (o materiales con absorción similar al plomo, que igualmente son denominados “plomo”, aunque sea un abuso del lenguaje). Por ejemplo, las paredes y puertas

de la sala llevan en su interior dos láminas de plomo de 1mm de espesor (2mm en total), tal y como podemos ver en el canto de la puerta de la sala, en la *Figura 19*:



Figura 19: Perfil de la puerta del quirófano de vascular, que como vemos, tiene dos láminas de plomo de 1 mm cada una

A su vez, hay otros elementos de protección pasivos en el interior, como pueden ser los faldones de plomo y los cristales y mamparas plomados. El faldón y la mampara se encuentran dentro de la sala y protegen al médico intervencionista en la mayor parte del cuerpo contra la radiación dispersada por el paciente mientras dura la operación. A su vez el vidrio plomado en la pared separa a los trabajadores de fuera de la sala y les permite observarla durante la operación, sin riesgo radiológico.

A mayores, todos los trabajadores que se encuentren en el interior de la sala tendrán que llevar puesto un chaleco plomado (no realmente de plomo debido a que su peso lastraría los movimientos del cirujano), para la protección del tronco y a veces incluso el comienzo de las piernas y la espalda, dependiendo del modelo de chaleco. Suelen usarse protecciones plomadas para la tiroides debido a su alta sensibilidad a las radiaciones. Los médicos que realicen la intervención deberán llevar también unas gafas de protección plomadas para proteger el cristalino del ojo.



Figura 20: Mampara y faldón plomados en el interior del quirófano, junto a la camilla donde se encontraría el paciente

5.4 Control de dosis a trabajadores

En función de a qué categoría pertenezca el trabajador, se le aplican unos métodos de seguimiento dosimétrico u otros.

Inevitablemente, a pesar de las medidas de protección antes expuestas, los operarios de la sala serán expuestos a la radiación del haz, sobretodo a través de la radiación que el propio paciente dispersa al entorno. Algunos, como los médicos que realizan la intervención, se exponen más que todos los demás, ya que llegan a trabajar día tras día con las manos muy cercanas al haz. Esto requiere lógicamente un control dosimétrico que asegure que la salud de los trabajadores expuestos no corra un peligro excesivo, dentro de lo inevitable.

Para el control se entregan dosímetros termoluminiscentes a los profesionales sanitarios en multitud de formatos y con distintas funciones, que serán leídos mensualmente, garantizando un conocimiento orientativo de la dosis que han recibido.

Por ejemplo, el cirujano que realice la intervención deberá llevar un **dosímetro de solapa** (para estimar la dosis en el torso), un **dosímetro de muñeca**, y un **dosímetro de anillo** (ver Figura 21). La razón por la que se colocan dos dosímetros tan juntos como el de anillo y muñeca es que el gradiente de dosis entre esos dos puntos, al estar en ocasiones muy expuestos a la radiación del tubo, puede ser bastante notable.



Figura 21: En la imagen superior vemos un dosímetro de solapa, en la imagen inferior izquierda un dosímetro de muñeca y en la inferior derecha un dosímetro de anillo

En cambio, los enfermeros solo llevan dosímetros de solapa, ya que no manipulan en exceso al paciente durante la operación, aunque sí que se encuentran en la sala. Otros profesionales, como los anestesiólogos, que no permanecen en el quirófano durante la operación, no necesitan de un dosímetro.

En general, cualquier trabajador que en su día a día pueda estar expuesto a radiaciones ionizantes deberá llevar algún método de control de dosis periódica, supervisado por los radiofísicos hospitalarios.

6 La operación de TIPS (Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt): Aspectos médicos y anatómicos

La parte práctica de este trabajo la compone la estimación de dosis a un paciente de una intervención de radiología vascular. La operación en concreto es un **TIPS** (en español, equivale a **Derivación Portosistémica Intrahepática Transyugular**). El motivo por el que se ha elegido esta operación es que es de las más largas (alrededor de 2 horas) que se realizan en la sala destinada a este tipo de procedimientos y, por tanto, en las que más radiación reciben tanto el paciente como los profesionales presentes. Esto evidencia la necesidad de un control dosimétrico. A continuación se expone claramente **qué es, en qué consiste y por qué se necesita de esta operación**.

Un TIPS se realiza generalmente a pacientes cirróticos, con un hígado incapacidad de tratar la sangre que lo atraviesa de la manera que lo haría una persona sana. Un hígado cirrótico es mucho más duro y compacto de lo normal, por lo que las venas que lo recorren se ven comprimidas, ocasionando una sobrepresión en el sistema circulatorio que desemboca en hemorragias internas muy graves. **Un TIPS busca precisamente reducir la presión venosa en el hígado**. Esto lo hace “bypaseando” una de las principales ramas de la **vena cava** que entran al órgano (**venas hepáticas**), evitando así que esa sangre lo atraviese de manera deficiente, y creando un canal entre la vena cava y la **vena porta** por el que esa sangre puede circular de manera correcta, reduciendo en parte la presión circulatoria y evitando los sangrados internos.

En la *Figura 22* vemos un esquema simplificado del sistema vascular en la parte del hígado:

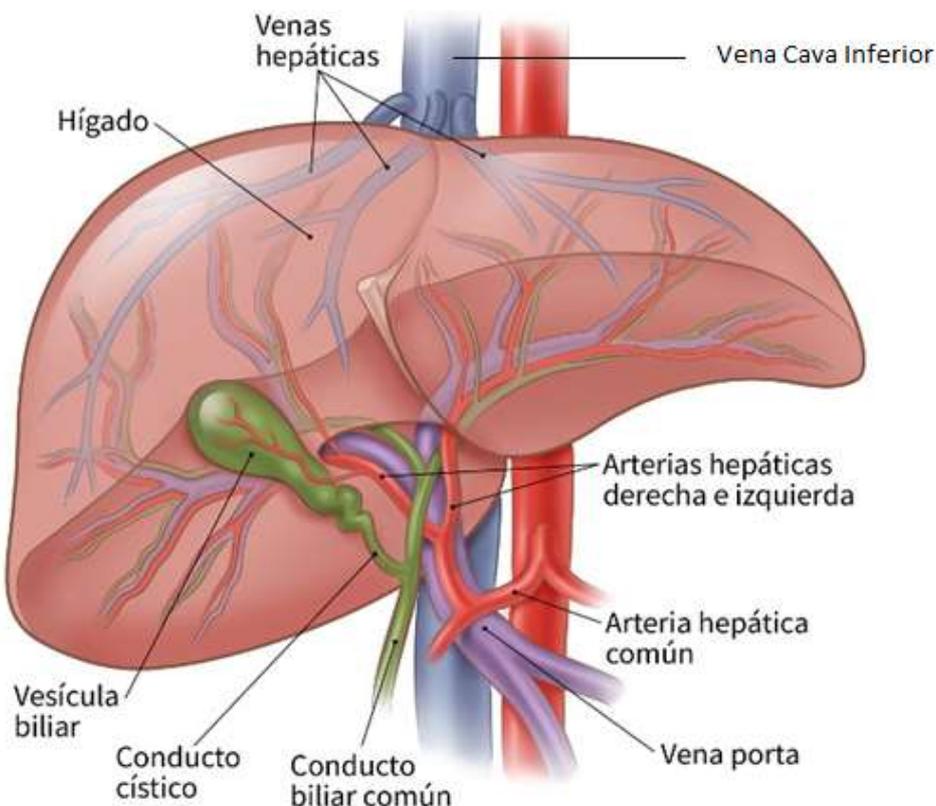


Figura 22: Anatomía básica del hígado

En la *Figura 22* se señalan los principales protagonistas, la **vena cava** que entra al hígado, sus tres principales ramificaciones, las **venas hepáticas**, y la vena de salida que colecta la sangre venosa que atraviesa el hígado, la **vena porta**. En concreto, el “Bypass” que se realizó en este TIPS, fue entre la vena hepática más a la izquierda de la figura, y la vena Porta. De aquí el apellido “**Portosistémica Intrahepática**” de las siglas TIPS.

La forma en la que este bypass se implementa, es entrando por la yugular del paciente (cercana al cuello) e introduciendo un catéter hacia la vena cava, como vemos en la *Figura 23*:

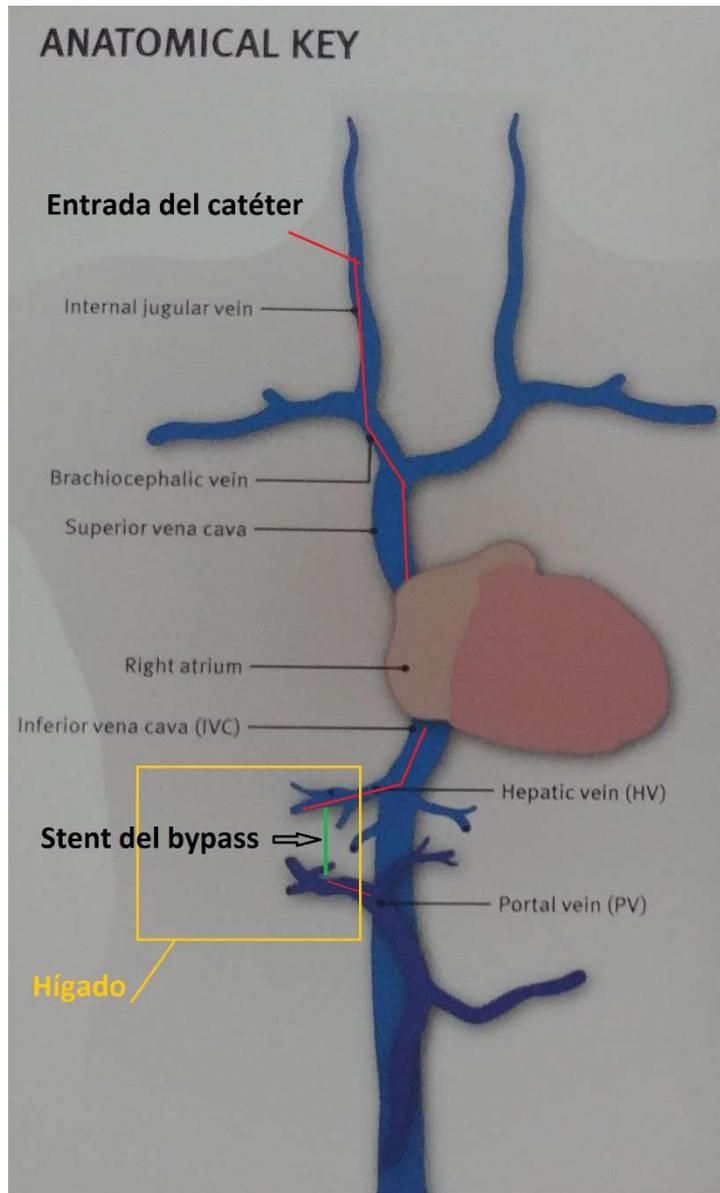


Figura 23: Esquema de la cateterización en un TIPS [7]

El bypass en sí lo compone un denominado “**stent**”, formado por una malla metálica parcialmente recubierta por Goretex, material totalmente impermeable al paso de nutrientes. En la *Figura 24* se puede ver colocado ya en su posición final:



Figura 24: Aquí se ve la posición final de la prótesis stent entre la rama hepática y la vena porta [7]

De esta forma hemos garantizado el paso libre de obstáculos de la sangre venosa intrahepática (en al menos una de las ramas hepáticas de la vena cava), reduciendo considerablemente la presión en los vasos y evitando el sangrado interno típico de la cirrosis.

Estos son los conceptos básicos de una operación de TIPS, pero **¿Cómo nos ha sido útil la radiación?** Lógicamente, el radiólogo no puede meter a ciegas un catéter y varias agujas punzantes en el sistema circulatorio del paciente. La radiación forma un papel esencial para visualizar lo que ocurre dentro del enfermo, sin tener que abrir al mismo. **Esto, junto con un sistema de ecografía (que no usa radiación ionizante) ubicado también en el quirófano, proporciona “ojos” al cirujano, y hacen posible este tipo de operaciones.**

Antes de la implementación de los sistemas de rayos X, este tipo de operaciones tenían una tasa de mortandad de más de la mitad de los pacientes que se sometían a ella. Sin estas máquinas, había que abrir al paciente, perdiendo enormes cantidades de sangre (¡La vena cava transporta un litro y medio de sangre cada segundo!).¹

1-El Jefe de Sección y su equipo llevan más de 25 años mejorando este procedimiento. Han conseguido reducir el tiempo de operación a tan solo unas dos horas y una mínima cicatriz en la clavícula, por donde se mete el catéter.

En la *Figura 25*, se pueden ver las imágenes reales de la operación (son imágenes de “adquisición” o “modo cine”; las imágenes de fluoroscopia no se suelen guardar, aunque si se registra la dosis que aportan), que se almacenan casi automáticamente en la base de datos radiológicos del hospital, y a la que se me dio acceso para este trabajo:

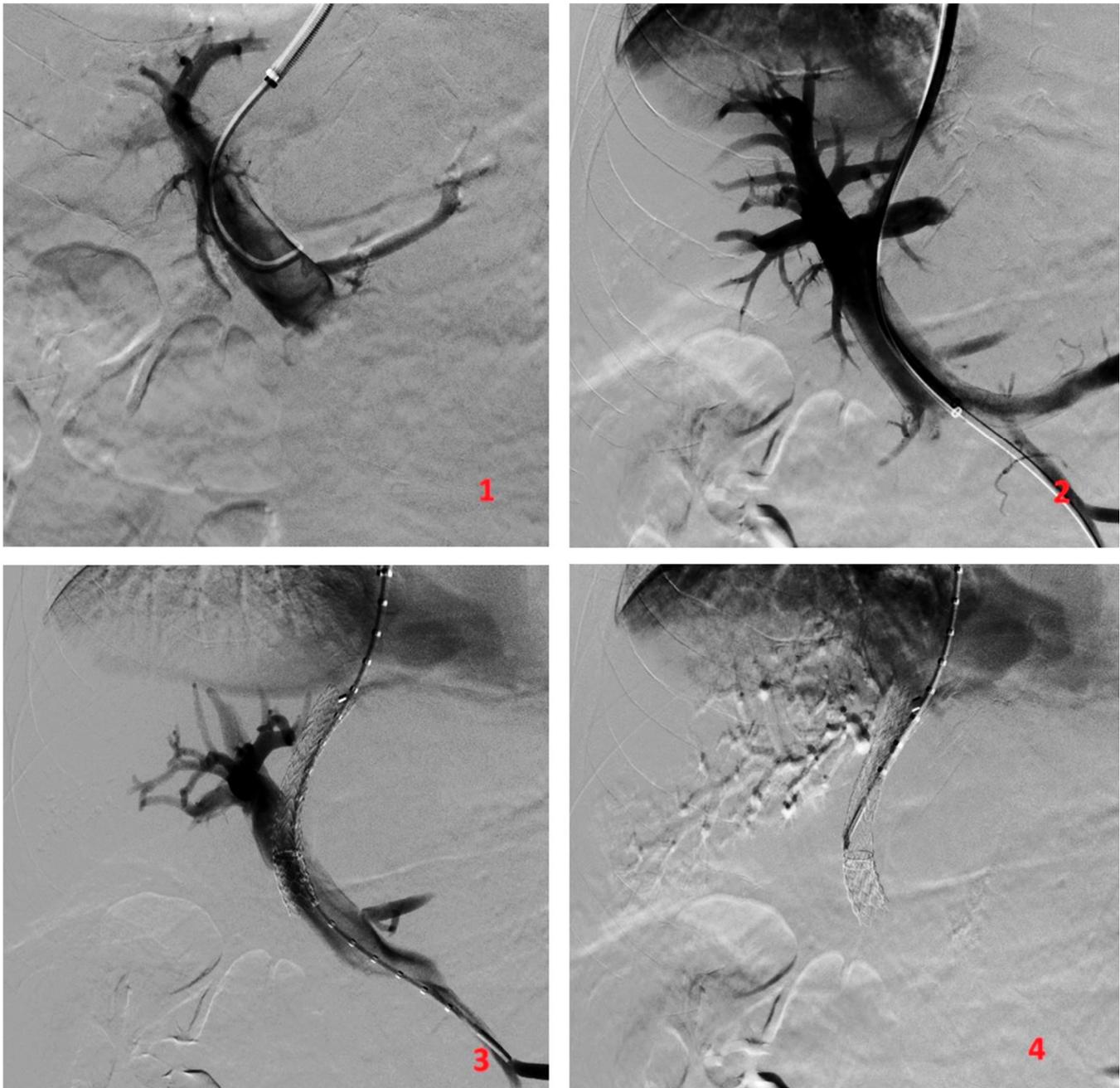


Figura 25: Selección de imágenes radiológicas de cuatro momentos clave en la operación

Por orden, vemos como en la Imagen 1 tenemos al catéter (la parte gruesa) ya en la vena hepática (aunque no se vea la vena en sí, al ser radio-transparente). De él sale la aguja que penetra en la vena porta. En el momento de la imagen se ha hecho circular **contraste radiológico**, sensible a los rayos X, para así ver la correcta inserción de la aguja en la vena porta tras comprobar que la solución viaja por el sistema venoso del hígado. En la Imagen 2 vemos

como el catéter se ha introducido ya en la porta, creando así el bypass en cuestión. La Imagen 3 muestra claramente como se ha soltado el stent entre las dos venas, asegurando el bypass, y la Imagen 4 muestra el proceso de retirada del catéter, dejando la prótesis en su sitio.

7 Estimación de la dosis de radiación durante un procedimiento de radiología vascular intervencionista

Una vez la operación acaba, los datos que la máquina ha recogido acerca de las “disparos” realizados se almacena en la base de datos del hospital. En dicho informe se recogen tanto los datos de cada disparo como el **total acumulado** en toda la operación, que es realmente el de valor para los radiofísicos. A continuación en la *Tabla 4* se presentan los resultados acumulados

Tabla 4: Resumen del informe de dosis acumulada por el paciente

PDA TOTAL (Gy.m ²)	Dosis en Pto de Ref Int. TOTAL (Gy)	PDA por Fluoroscopia (Gy.m ²)	Dosis en Pto de Ref Int. por Fluoroscopia (Gy)	PDA por modo Cine (Gy.m ²)	Dosis en Pto de Ref Int. por modo Cine (Gy)	Número total de proyecciones tomadas	Tiempo de irradiación por Fluoroscopia (hh:mm:ss)	Tiempo de irradiación en modo Cine (hh:mm:ss)
0,0498	1,8431	0,0067	0,2654	0,0431	1,5776	367	0:16:32	0:01:04

Lógicamente estos datos sin más no nos aportan ninguna conclusión, por lo que vamos a comentarlos:

7.1 Análisis de los datos obtenidos

A simple vista, vemos la enorme diferencia que hay entre la dosis dada en modo Cine y la dosis dada en modo de Fluoroscopia de baja dosis. Esto es un resultado típico, donde vemos que aunque el tiempo de Modo Cine ha sido mucho menor (aproximadamente 1 min de Modo Cine frente a 17 min de Fluoroscopia), **la dosis dada en Modo Cine eclipsa a la dada en Fluoroscopia.**

Esto lo vemos en todas las operaciones tal y como se presenta en las gráficas de la *Figura 26*, *Figura 27* y *Figura 28*. Aquí se han usado los datos de los últimos dos años de la sala de cirugía vascular. La primera gráfica nos muestra qué peso temporal (en porcentaje) ocupa cada modalidad de disparo en la operación:

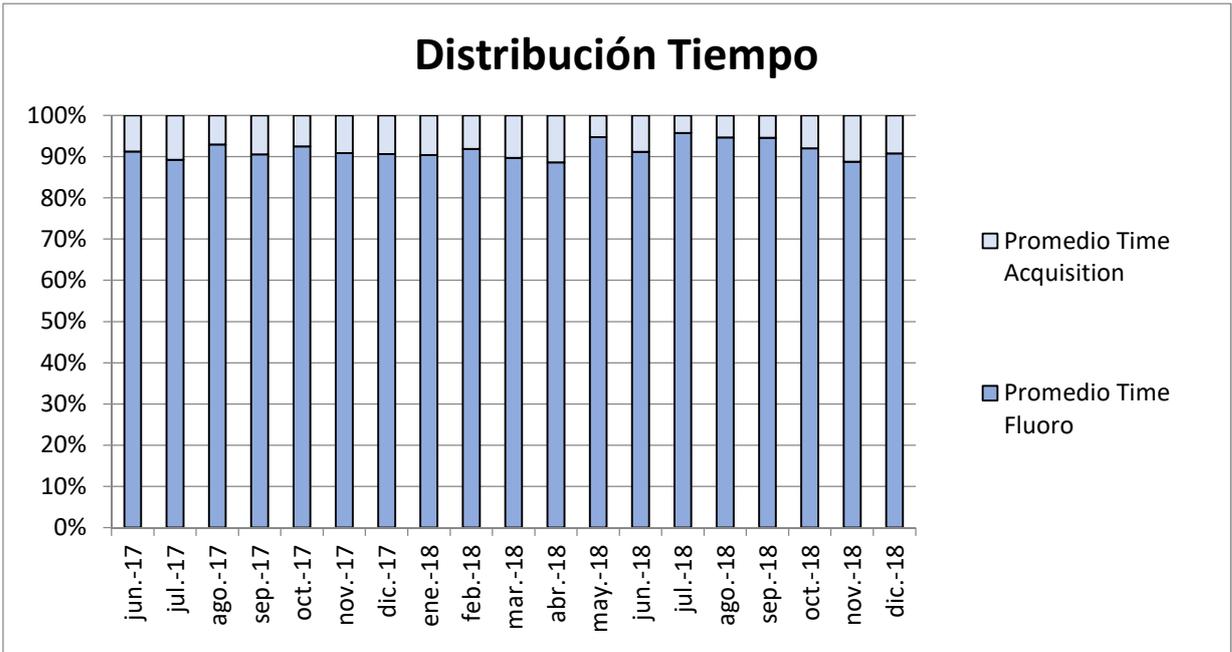


Figura 26: Gráfica de la distribución temporal en porcentaje entre el Modo Cine (adquisición) y la Fluoroscopia

Viendo que claramente **la mayoría corresponde al disparo de baja dosis**. La siguiente gráfica contempla las dosis dadas en cada modo, una en cuanto al PDA y otra en el punto de Referencia Intervencionista, ambas llegando a la misma conclusión.

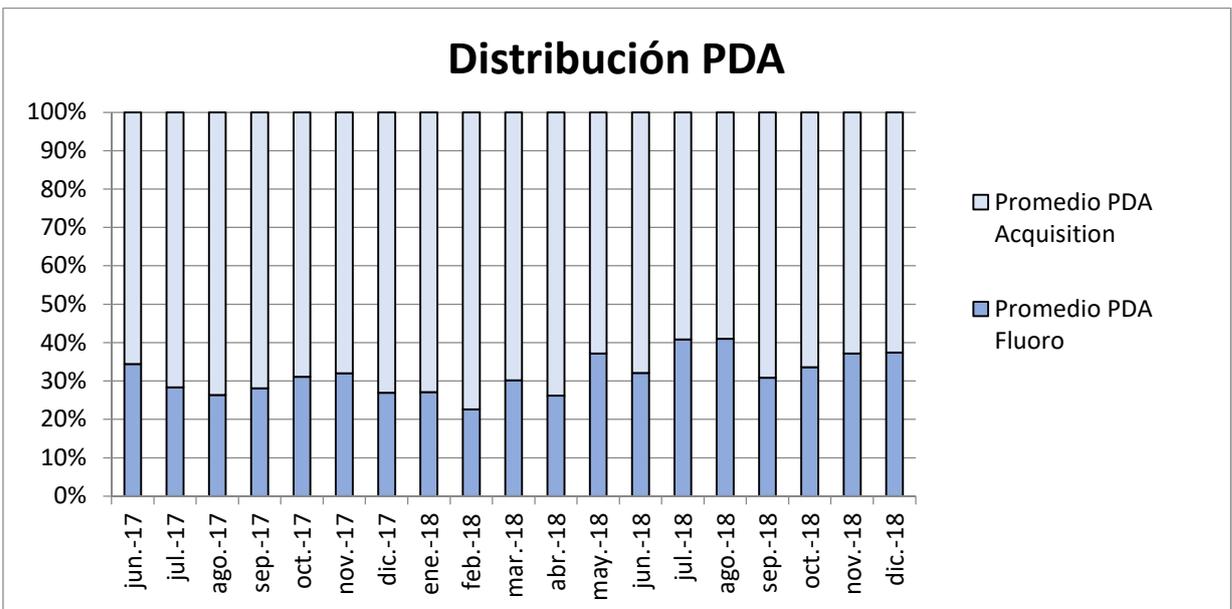


Figura 27: Gráfica de la distribución del PDA en porcentaje entre el Modo Cine (adquisición) y la Fluoroscopia

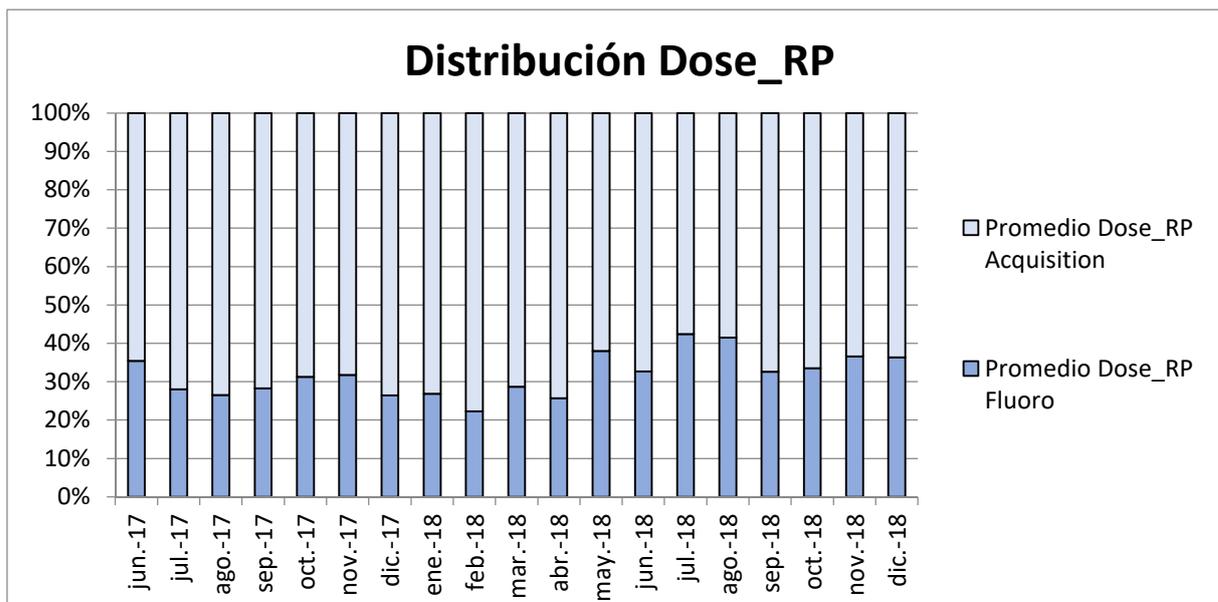


Figura 28: Gráfica de la distribución de la dosis en Punto de Referencia Intervencionista en porcentaje entre el Modo Cine (adquisición) y la Fluoroscopia

La dosis dada en modo Cine (modo de Adquisición) es superior con creces a la dada en el modo de baja dosis, a pesar de su escaso tiempo de uso en las intervenciones.

A mayores, podríamos preguntarnos si dentro de todas las operaciones que se realizan en este quirófano, un TIPS implica una dosis relativamente alta. Efectivamente, es así (por ello se eligió esta operación para el trabajo). Veamos en qué medida es eso cierto.

Según un estudio realizado en 2018 [8] por los propios radiofísicos que hicieron de tutor de este trabajo, se afirma que:

“Los resultados mostraron una gran variación en los valores de exposición al paciente, debido principalmente a la gran variedad de procedimientos llevados a cabo. El promedio de la Dosis en Punto de Referencia Intervencionista (RP) alcanzó los 0.53 Gy, y el PDA promedio fue de 0.0108 Gy.m², con valores máximos de 4,7 Gy y 0.0971 Gy.m², respectivamente. En lo que se refiere al tiempo de irradiación, en promedio, cada intervención duró 08:41 minutos, con un valor máximo de 1:26.19 horas.”

El estudio en cuestión se hizo con un total de 170 operaciones del ámbito de la radiología intervencionista, entre ellas los TIPS, a lo largo seis meses de recopilación de datos.

Esto sitúa a nuestra intervención muy por encima de tanto el promedio de PDA como el de dosis en Punto de Ref. Intervencionista, **haciendo al TIPS una de las operaciones más delicadas desde el punto radiológico de todas las realizadas en este quirófano.** Esta operación supone aproximadamente el 5% de las intervenciones realizadas al año, es decir, unas 25 por año.

7.2 Reducción de dosis al paciente y profesionales

En la radiología y en cualquier ámbito hospitalario que haga uso de radiaciones ionizantes, se siguen unos principios básicos para la reducción sistemática de las dosis a pacientes:

- **Principio de Justificación:** “No debe ser autorizada ninguna actividad que origine la exposición humana a las Radiaciones Ionizantes, si no se produce un **beneficio neto positivo** teniendo en cuenta el detrimento que implica la exposición a estas radiaciones”.
- **Principio de Optimización:** “La dosis de exposición debe ser **tan baja como razonablemente sea posible**”. Esto se conoce como criterio ALARA (“As Low As Reasonably Achievable”).
- **Principio de limitación:** “La dosis **no deben superar los límites** que tienen por objeto asegurar una protección adecuada aun para los individuos más expuestos”. Este principio no se aplica a los pacientes.

Aunque todas estas directrices son de carácter general, en cada área médica se especifican unos métodos de reducción de dosis específicos. Se expone a continuación las conclusiones y medidas en cuanto a Protección Radiológica específica de dicha sala de radiología intervencionista:

1. Se ha de colocar un filtro de “fotones blandos” de, al menos, una equivalencia a 2.5mm de Aluminio, para así evitar dosis al paciente sin contribución a la imagen radiológica.
2. Colimación. Un haz de RX bien colimado impide que los órganos y tejidos que rodean a la parte del cuerpo que está siendo objeto de la operación sean irradiados, reduciendo así una dosis al paciente sin finalidad médica.
3. La implementación de materiales como la fibra de carbono (alta resistencia y baja atenuación de los RX) para el fabricado de la camilla, hará que el haz se atenúe menos a su paso por esta y baste con un haz menos energético que si la compusiese otro material más opaco a la radiación. Esto es importante ya que la camilla se interpone con frecuencia entre el tubo de rayos X y el detector en las operaciones de cirugía vascular.
4. La coraza del tubo de rayos X debe asegurar que no se da una fuga de radiación de más de 1mGy/h cuando el tubo trabaja a máxima potencia en cualquier dirección, que no sea la del haz útil.
5. Se habrá de trabajar con el tubo de rayos X por debajo de la camilla, con el detector sobre el paciente y lo más cerca posible. Se debe a que así se minimiza la radiación dispersa dirigida a la zona del pecho y cara de los médicos debido a que de esta manera sale principalmente hacia el suelo o las piernas, que son mucho menos delicadas radiológicamente hablando.

6. Los médicos deberán trabajar siempre con la mayor parte del cuerpo posible por detrás de las mamparas plomadas, sin que esto les suponga una restricción grave a los movimientos.
7. Se ha minimizar el uso del Modo Cine y preferenciar la Fluoroscopia de baja dosis. Esto es evidente a partir de las conclusiones sacadas de las gráficas en el apartado “7.1 *Análisis de los datos obtenidos*”.

Todas estas directrices y muchas otras contribuyen a un uso responsable de las máquinas de Rayos X en la sala de intervención, y los Radiofísicos han de asegurarse de su correcta implementación.

Conclusiones

Con este trabajo he querido recopilar los conceptos básicos sobre la producción de rayos X en cualquier servicio médico. Esto es clave a la hora de adentrarse en la Física Médica, rama que no es para nada bien conocida en las Facultades de Física. Por ello, mi intención era hacer una “guía de bolsillo”, de fácil consulta y no especialmente densa, que proporcionase a cualquier interesado un visión general de esta especialidad y quizá conteste algunas dudas que pudiera tener, a la vez que lo motive a profundizar más en este campo.

Complementando la primera parte de “fundamento teórico” se plantea un caso real de los que se trata un día cualquiera en el hospital, en concreto en una sala de radiología intervencionista. Con ello conseguimos entender de manera más empírica qué uso se hace de la radiación y de qué manera es manejada por médicos y técnicos.

Como notas finales sobre lo esencial de la protección radiológica en una sala de radiología intervencionista **recalamos la importancia de usar primordialmente la Fluoroscopia frente al Modo Cine** sin, por supuesto, olvidar las demás medidas antes mencionadas.

Sin duda, en los próximos años veremos como el servicio de Protección Radiológica hospitalaria cobra aún más relevancia debido al avance de las nuevas tecnologías, el buen resultado que dan y su versatilidad.

Glosario de términos y siglas

- **TIPS:** Es la intervención que estudia este trabajo. Sus siglas significan *Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt*, que en español equivaldría a *Derivación Intrahepática Portosistémica Transjugular*. Su objetivo es colocar una prótesis desde una de las venas hepáticas a la vena porta, desobstruyendo el riego sanguíneo y reduciendo la presión venosa alrededor del hígado.
- **TLD:** Son los *Dosímetros Termoluminiscentes (Thermo-Luminiscent Dosimeter)*. En general, se componen de unos cristales capaces de retener la energía captada tras el impacto de la radiación, siendo posible volver a liberarla después por un proceso de calentamiento. De esta manera podemos saber a cuánta radiación fue expuesto.
- **Rayos X-K:** Reciben este nombre los rayos X producidos por transiciones atómicas entre una capa cualquiera (por encima de la capa K), y con capa final la K (por ejemplo los L-K y M-K, donde respectivamente las transiciones serían desde la capa L a la K y desde la capa M a la K).
- **Gray (Gy):** Es la unidad en el Sistema Internacional para la “*dosis absorbida*”, que mide la cantidad de energía depositada por la radiación en un material. Esto es, 1 J/kg equivale a un Gray.
- **Sievert (Sv):** Unidad de la “*dosis equivalente*”, que igual que la dosis absorbida mide la energía depositada por la radiación en la materia, pero hace una distinción entre qué tipo de partícula compone esa radiación (esto es, partículas alfa, fotones, neutrones...).
- **PDA:** Siglas de *Producto Dosis Área*. Es una forma de caracterizar la energía de la radiación emitida por una máquina de rayos X. Este concepto se aprovecha de que es invariante con la distancia a la fuente de rayos X, siendo por esto de los principalmente usados en radiología.
- **RP:** Corresponde a *Reference Point* o *Punto de Referencia en español*. Indica un punto virtual 15cm desde el isocentro del arco hacia el tubo. Da una idea orientativa de donde se encontraría la piel de un paciente de radiología intervencionista tumbado en la camilla. Sirve para caracterizar los efectos deterministas de la radiación.
- **Fotones Blandos:** Designan a la fracción de fotones contenidos en el haz que no tiene energía suficiente para atravesar un obstáculo en cuestión, por ejemplo, el cuerpo de un paciente. Su filtrado y eliminación del haz es clave a la hora de diseñar una máquina de rayos X.

- **Kilovoltaje:** Hablaremos de *kilovoltaje* para referirnos a la tensión aplicada entre cátodo y ánodo del tubo. El prefijo “*kilo*” se utiliza ya que esta es la magnitud usual que se ve en el día a día. Corresponde a la energía máxima que puede portar un fotón de rayos X del haz.
- **Miliamperaje:** Indica la corriente del tubo, es decir, la corriente formada por los electrones que tras acelerarse e impactar en el ánodo circulan por un sistema cerrado hasta volver al cátodo. El prefijo “*mili*” se utiliza ya que esta es la magnitud usual que se ve en el día a día. Da una medida de la afluencia de la densidad de fotones en el haz.

Bibliografía

- [1] Pedro Gargantilla Madera, "Manual de Historia de la Medicina". 2ª Edición, Grupoeditorial33.
- [2] Adoración Pascual Benés, Enrique Gadea Carrera, "Radiaciones ionizantes: normas de protección". Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, Ministerio de Trabajo y Asuntos sociales, España.
- [3] "Allura Xper FD20-X-ray system-Philips".
<https://www.philips.co.uk/healthcare/product/HC722012CA/allura-xper-fd20-cardiovascular-x-ray-system> [21 Jun. 2018].
- [4] Antonio Brosed Serreta, Pedro Ruiz Manzano, "Fundamentos de Física Médica". Volumen 2, Sociedad Española de Física Médica.
- [5] Marta Garrido Galante, "Rayos X en Radiología Intervencionista". Trabajo de Fin de Grado, Universidad de Valladolid.
- [6] España. Real Decreto-ley 783/2001, del 6 de Julio. Boletín Oficial del Estado, 6 de Julio de 2001, núm. 178.
- [7] "TIPS-Procedure Guide". GORE. Creative technologies worldwide.
- [8] D. Martínez, V. de la Llana, M. Agulla, C. Andrés, R. Torres, etc. "Dosis al paciente en una sala de radiología intervencionista". Póster para la II Jornada RSEF/IFIMED de Física Médica, 2018.

Lista de Figuras y Tablas

- **Figuras:**
- **Figura 1:** Esquema de las ramas de la Física Médica----- 7
- **Figura 2:** Angiógrafo vascular Philips Allura Xper FD20----- 9
- **Figura 3:** Croquis de las dimensiones del angiógrafo (proporcionada por Philips)----- 10
- **Figura 4:** Interior de un tubo de rayos X----- 11
- **Figura 5:** Esquema de un tubo de rayos X donde se indican sus componentes-----12
- **Figura 6:** Esquemización del trayecto de los rayos X hasta el detector, donde vemos la parrilla antidifusora -----14
- **Figura 7:** Ejemplo de como las zonas menos densas (hueso, aire...) suponen un menor amortiguamiento para los rayos X (zonas más claras), mientras que tejidos como el músculo son más absorbentes (zonas más oscuras)-----15
- **Figura 8:** Fotografía del detector del angiógrafo, hecha en el quirófano, en la que se ve el panel plano y la parrilla antidifusora retirada de su posición-----16
- **Figura 9:** Representación del camino que siguen los fotones a su paso por el panel plano y sus principales partes-----17
- **Figura 10:** El panel plano y su sistema de lectura-----17
- **Figura 11:** Esquema de llenado de las capas internas del tungsteno previa ionización por un electrón-----19
- **Figura 12:** Espectro de rayos X típico del tungsteno, donde se aprecian los dos picos de la radiación característica y el continuo debido a la radiación de frenado-----20
- **Figura 13:** Efecto de los filtros metálicos en la radiación de frenado (no se muestran los picos de la radiación característica)-----21
- **Figura 14:** Fotografía de los monitores del angiógrafo en mitad de un disparo de rayos X, donde se muestra el PDA acumulado hasta ese momento-----23
- **Figura 15:** Punto de Referencia Intervencionista señalado de manera gráfica-----24
- **Figura 16:** Tres imágenes radiográficas que, de izquierda a derecha van perdiendo contraste (más kilovoltaje) a cambio de bajar la afluencia de fotones del haz (menos miliamperaje), consiguiendo en así en todas las fotos unos niveles de grises equivalentes, pero siendo las tres imágenes radicalmente diferentes-----26
- **Figura 17:** Curvas de ajuste típicas que la máquina lleva ya programadas-----28
- **Figura 18:** Esquema de los posibles procesos de daño biológico ocasionado por la radiación-----30
- **Figura 19:** Perfil de la puerta del quirófano de vascular, que como vemos, tiene dos láminas de plomo de 1 mm cada una-----32
- **Figura 20:** Mampara y faldón plomados en el interior del quirófano, junto a la camilla donde se encontraría el paciente-----33
- **Figura 21:** En la imagen superior vemos un dosímetro de solapa, en la imagen inferior izquierda un dosímetro de muñeca y en la inferior derecha un dosímetro de muñeca-----34
- **Figura 22:** Anatomía básica del hígado-----35
- **Figura 23:** Esquema de la cateterización en un TIPS-----36
- **Figura 24:** Aquí se ve la posición final de la prótesis stent entre la rama hepática y la vena porta-----37

- **Figura 25:** Selección de imágenes radiológicas de cuatro momentos clave en la operación-----**38**
- **Figura 26:** Gráfica de la distribución temporal en porcentaje entre el Modo Cine (adquisición) y la Fluoroscopia-----**41**
- **Figura 27:** Gráfica de la distribución del PDA en porcentaje entre el Modo Cine (adquisición) y la Fluoroscopia-----**41**
- **Figura 28:** Gráfica de la distribución de la dosis en Punto de Referencia Intervencionista en porcentaje entre el Modo Cine (adquisición) y la Fluoroscopia-----**42**

- **Tablas:**

- **Tabla 1:** Energías de enlace de los niveles energéticos del átomo de Tungsteno-----**18**
- **Tabla 2:** Factores de ponderación del daño biológico para el cálculo de la dosis efectiva-----**22**
- **Tabla 3:** Límites de dosis permitidos a distintos tipos de personal-----**31**
- **Tabla 4:** Resumen del informe de dosis acumulada por el paciente-----**40**