



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

ESTIMACIÓN DE DOSIS EN PIEL EN INTERVENCIONES DE HEMODINÁMICA

Autor: Francisco Javier Martínez Reguera

Tutor/es: Pilar Íñiguez de la Torre

Resumen

Este trabajo tiene como finalidad conocer la manera en la que se obtienen y tratan los datos relativos a las dosis de radiación a pacientes en intervenciones cardiológicas guiadas por rayos X. Estos datos, proporcionados por el equipo de fluoroscopia Siemens *Artis Zee*, nos han sido facilitados por el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Valladolid. Veremos que mediante una medida directa a través de una cámara de ionización a la salida del tubo de rayos X se podrá estimar la dosis en un punto cualquiera en la dirección del haz. Esta estimación se realizará a una distancia concreta del tubo, en el llamado punto de referencia intervencionista. Comprobaremos que este valor está bastante relacionado con la dosis en piel al paciente, que el equipo estima tras la intervención a partir de los datos asociados a la configuración geométrica. Analizaremos diversas magnitudes correspondientes a las intervenciones realizadas durante los años 2014, 2015 y primera mitad del 2016 y compararemos las dosis en piel obtenidas con los umbrales de lesión y con las producidas por otras técnicas.

Para asegurar que las estimaciones son correctas se recurre a un control de calidad, donde se comprueba además que no haya degradación de la imagen que pueda conllevar a la aplicación de dosis innecesarias. Durante la realización de este trabajo se asistió a este control, que también se describirá en el documento.

Abstract

The aim of this report is to know the way in which the data on radiation doses to patients in guided cardiology interventions is obtained and treated. This data, generated by a Siemens *Artis Zee* fluoroscopy equipment, has been provided to us by the Radiophysics and Radiological Protection Service of the Hospital Clínico Universitario de Valladolid. We will see that a direct measurement through an ionization chamber at the exit of the X-ray tube will allow us to estimate the dose at any point in the direction of the beam. This estimation will be realized at a specific distance from the tube, in the so-called interventionist reference point. We will find that this value is quite related to the skin dose to the patient, that the equipment estimates after the intervention using the data associated to the geometric configuration. We will analyze some magnitudes corresponding to the interventions carried out during the years 2014, 2015 and the first half of 2016 and we will compare the skin doses obtained with the thresholds for radiation injury and with the doses produced by other techniques.

To ensure that the estimations are correct a quality control is carried out, where it is also verified that there is no degradation of the image leading to the application of unnecessary doses. During the development of this report we attended this quality control, which will also be described in the document.

Índice

Resumen	1
Abstract	1
1. Introducción	3
2. Los rayos X en la medicina	4
2.1. Breve historia	4
2.2. Hemodinámica	6
2.3. Tubos de rayos X	9
3. Magnitudes y riesgos de la exposición a radiaciones ionizantes	18
3.1. Magnitudes radiológicas	18
3.2. Mecanismos de daño de las radiaciones ionizantes	24
4. Equipo de hemodinámica	26
4.1. Arco quirúrgico	26
4.2. Sistema de control automático de la tasa de dosis	29
5. Dosis a pacientes en hemodinámica	30
5.1. El estándar DICOM	30
5.2. <i>Radiation Dose Structured Report</i>	31
6. Control de calidad	41
6.1. Parámetros geométricos	41
6.2. Calidad de imagen	44
6.3. Medidas de dosis a pacientes	46
6.4. Tasa de dosis en el detector	48
6.5. Tensión	48
6.6. Verificación de niveles de dosis ambientales	49
7. Conclusiones	51
Agradecimientos	53
Referencias	54
Índice de figuras	56
Índice de tablas	57

1. Introducción

Los procedimientos intervencionistas vasculares guiados por rayos X se han ido perfeccionando de manera muy importante en las últimas décadas y han aumentado de manera notoria año tras año. A modo de ejemplo, en EEUU se pasó de la cifra de 2,45 millones de cateterismos cardíacos en el año 1993 a 4,6 millones en el 2006. En Europa se estima que actualmente la cantidad de procedimientos ronda la cifra de 5000 por millón de habitantes/año [1]. Cada vez se realizan procedimientos más complejos y efectivos, lo que ha dado como resultado intervenciones cada vez más prolongadas y, como consecuencia, con mayor radiación no solo para el paciente sino también para los trabajadores ocupacionalmente expuestos. Frecuentemente estas radiaciones implican dosis en piel al paciente considerablemente grandes. Se sabe que a partir de ciertos umbrales la radiación causa daños significativos en la piel, desde pérdidas capilares hasta necrosis, y que de manera estocástica también puede llevar a carcinogénesis.

Según cifras de la Comisión Científica de las Naciones Unidas sobre los efectos de la radiación atómica (UNSCEAR), las tomografías computarizadas constituyen el 5 % de todos los exámenes radiológicos pero aportan el 35 % de la dosis colectiva recibida, mientras que los procedimientos de intervención coronaria percutánea son el 1 % de todos los procedimientos radiológicos pero conllevan el 10 % de la dosis recibida [2]. En las últimas décadas se ha observado con preocupación el aumento progresivo de la dosis colectiva recibida con fines médicos. Sin lugar a dudas los rayos X han constituido uno de los avances más importantes de la historia de la medicina, pero nos enfrentan a un desafío sobre cómo utilizarlos óptimamente para minimizar la dosis recibida. Existen métodos simples para ello, como reducir el tiempo de fluoroscopia y la cantidad de imágenes adquiridas, utilizar los últimos equipos y protocolos de irradiación, usar una adecuada geometría del equipo, utilizar blindajes, etc. La revisión regular del equipo y la investigación de las dosis recibidas por el personal, acompañadas por los cambios necesarios en la manera en que los procedimientos se realizan, también aseguran una mejor práctica de la protección radiológica en la sala de intervencionismo cardiovascular.

La búsqueda de la minimización de las dosis en piel producidas en procedimientos de fluoroscopia ha hecho necesaria una manera de cuantificarlas. Estas dosis pueden medirse mediante dosímetros colocados en la piel del paciente pero, debido a la variación de la orientación del tubo de rayos X durante las intervenciones, sería necesario un gran número de dosímetros. De aquí que muchos estudios se hayan volcado a calcular las dosis por otros medios. Como es nuestro caso, aunque estas estimaciones las realiza el equipo de fluoroscopia una vez acabada la intervención, gracias a una cámara de ionización colocada a la salida del tubo dispondremos en todo momento del valor de una magnitud llamada producto dosis-área a partir de la cual se puede estimar fácilmente la dosis en un punto fijo relativo al tubo y que dará idea en tiempo real de las dosis que se están aplicando al paciente durante una intervención.

Dicho todo esto, queda clara la importancia del tema que abarca el trabajo. Pasamos ahora a introducir la pieza clave en torno a la que gira este documento: los rayos X.

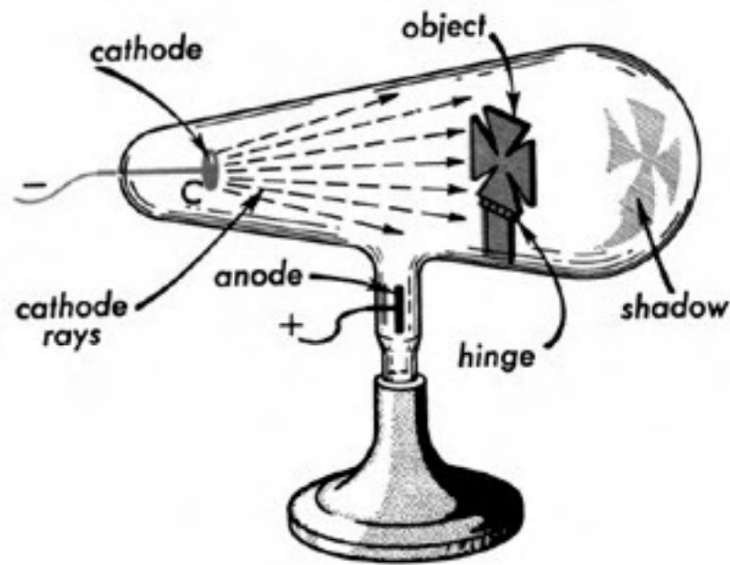


Figura 1: Tubo de Crookes

2. Los rayos X en la medicina

2.1. Breve historia

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhelm Roentgen en 1895. Aunque ya se habían observado sus efectos con anterioridad, fue él quien realizó el primer estudio sobre ellos. En el momento del descubrimiento, Roentgen estaba estudiando los fenómenos relacionados con gases a baja presión al circular por ellos una corriente eléctrica de alta tensión. Para ello utilizaba un tubo de vacío con dos electrodos entre los cuales aplicaba la corriente de alto voltaje, llamado tubo de Crookes (figura 1). Su aparato estaba cubierto por un cartón negro para impedir la entrada de la luz visible. A pesar de ello, Roentgen observó un débil resplandor amarillo-verdoso en una pantalla de platino-cianuro de bario en las proximidades de la caja, resplandor que desaparecía al apagar el tubo. A menudo se habla del platino-cianuro de bario como el primer detector de radiación. Roentgen infirió en que se encontraba ante una radiación muy penetrante pero invisible al ojo humano, y usó placas fotográficas para demostrar que los objetos eran más o menos transparentes a los rayos X dependiendo de su espesor. Dudando de la naturaleza de estos rayos, los denominó rayos X. Casi dos semanas después, Roentgen tomó la primera radiografía del mundo con la mano de su propia esposa (figura 2).

El uso de rayos X con fines diagnósticos surgió de manera inmediata, naciendo así el campo de la radiología y siendo Roentgen su padre. La radiografía de tórax se convirtió en una técnica clínica establecida pocos años después del descubrimiento de los rayos X y fue particularmente útil para el diagnóstico de la tuberculosis. Los estudios cardiacos fueron una extensión natural de la radiografía de tórax.



Figura 2: Radiografía de la mano de la esposa de Roentgen



Figura 3: Extracción de balas con fluoroscopia durante la Primera Guerra Mundial

Una de las primeras invenciones en el campo de la radiología fueron los fluoroscopios. Estos dispositivos, desarrollados en 1896, eran prácticamente embudos de cartón a través de cuyo extremo estrecho miraba el observador y cuyo extremo ancho se cerraba con una placa recubierta con una capa de sal fluorescente (figura 3). A finales de la década de los 90 Thomas Edison comenzó a investigar la fluorescencia de distintos materiales, y por el cambio de siglo ya había inventado un fluoroscopio con intensidad de imagen suficiente como para ser comercializado. El inicial desconocimiento de los peligros de la radiación resultó en numerosas lesiones inesperadas en médicos, pacientes y científicos. Con ello, algunos investigadores se lanzaron a publicar límites para la exposición, naciendo así el campo de la protección radiológica.

Debido a las limitaciones de la luz producida por las pantallas fluorescentes, los primeros radiólogos necesitaban realizar las exploraciones en habitaciones oscuras. En 1916 las gafas de adaptación al rojo hacen su aparición de la mano de Wilhelm Trendelenburg para abordar este problema. La luz roja resultante de la filtración de las gafas sensibilizaba correctamente los ojos del radiólogo antes de la exploración al mismo tiempo que le permitía recibir suficiente luz como para realizar otras tareas normalmente.

El siguiente avance significativo aparece unos años después, en 1953, con la comercialización del primer sistema intensificador de imagen de rayos X. Estos intensificadores de imagen utilizan un fotocátodo para convertir la luz fluorescente en electrones que posteriormente son acelerados eléctricamente y convertidos de nuevo en luz mediante una lámina

fosforescente. No se tardó en implementar una cámara de vídeo a la ventana de salida del intensificador, lo que permitía la visualización de la imagen en un monitor de forma que el radiólogo podía ver las imágenes en una habitación separada y lejos del riesgo de exposición a la radiación. Con esto las gafas de adaptación al rojo quedaban obsoletas.

A principios de los años 60 aparece la primera imagen generada digitalmente y en tiempo real en un fluoroscopio. Conforme se mejoraban los equipos de rayos X se iniciaban otras modalidades de imagen no basadas en radiaciones ionizantes. El uso del ultrasonido de alta frecuencia en problemas marítimos se inició en la Primera Guerra Mundial, pero no es hasta mediados de los 70 cuando se logran los equipos de ultrasonido a tiempo real. Aparece también la tecnología de imagen por resonancia magnética. Su descubrimiento les valió el premio Nobel de Física en 1952 a Bloch y Purcell, aunque no se lleva al campo médico hasta casi 30 años más tarde.

El siguiente hito en la historia de los rayos X en la medicina es la aparición de la tomografía axial computarizada en 1972 de la mano del inglés Godfrey Newbold Hounsfield, lo que le llevó a conseguir el Premio Nobel en Medicina en 1979. Órganos nunca antes visualizados radiológicamente se exponían con gran calidad en las pantallas. Los fundamentos matemáticos de la tomografía axial computarizada, sin embargo, habían sido establecidos en el año 1917 por el matemático Austriaco J. Radon, quien probó que era posible reconstruir un objeto bidimensional o tridimensional a partir de un conjunto de infinitas proyecciones. El primer TAC tenía un único detector y cada corte o giro del tubo emisor de radiación requería de 4 minutos y medio para realizarse, además de alrededor de un minuto para reconstruir la imagen. Los tomógrafos actuales, sin embargo, permiten realizar hasta varias decenas de cortes por segundo, que se reconstruyen instantáneamente.

Seis años tras la aparición del TAC de Hounsfield aparecen los primeros TAC multi-detectores. Éstos, a lo largo de los 80, dieron paso a los tomógrafos helicoidales, en los que el giro del tubo emisor pasaba a ser continuo. De esta manera se evitaba la discontinuidad entre cortes, se reducía el tiempo de exposición, la cantidad de líquido de contraste necesario y facilitaba la reconstrucción tridimensional de imágenes.

Los equipos de rayos X han seguido mejorando hasta nuestros días, siendo cada vez más eficientes y más seguros. Así, el cierre de un siglo de radiología no ha sido más que la apertura de un milenio de oportunidades.

2.2. Hemodinámica

La hemodinámica es la parte de la cardiología que se encarga del estudio anatómico y funcional del corazón mediante la introducción de catéteres finos en los vasos sanguíneos. Al tratamiento de las patologías del corazón por este método se le llama cateterismo terapéutico, y forma parte de la llamada cardiología intervencionista. En contraposición al cateterismo terapéutico nos encontramos con el cateterismo diagnóstico, cuya función viene descrita en su propio nombre.

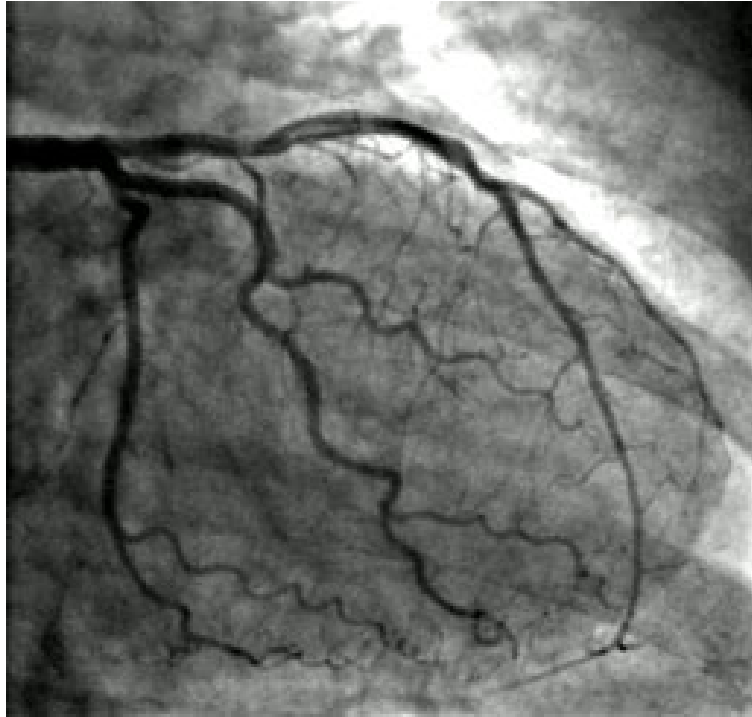


Figura 4: Angiografía coronaria

En hemodinámica los catéteres son guiados a lo largo de los vasos sanguíneos del paciente con ayuda de rayos X. El proceso de producción de imágenes se denomina angiografía (figura 4). La angiografía se ha convertido, dentro de la medicina cardiovascular, en uno de los procedimientos invasivos más ampliamente practicados. Al tener la sangre una densidad similar a la de los tejidos circundantes se requiere la inyección directa de un material de contraste radiopaco para hacerla visible, revelándose así en la imagen radiográfica la morfología del árbol arterial. Cabe destacar que existen técnicas no invasivas como la angiografía por tomografía computarizada, que permite detectar un número importante de patologías con la misma precisión pero sin la necesidad de introducir ningún dispositivo al paciente.

Los orígenes de la hemodinámica se remontan a 1929, cuando el médico residente de 25 años Werner Forssmann realizó, en contra de los deseos de su superior, el primer cateterismo en su propio sistema vascular. Este consistió en la inserción de un catéter en su vena cubital anterior y en su avance 65 cm hasta su aurícula derecha. Aunque los primeros cateterismos, concretamente de vejiga, datan del Egipto de hace 5000 años, este es el primer cateterismo cardiaco documentado sobre un humano con vida. Una vez con el catéter en su aurícula, Forssmann acudió por su propio pie al servicio de rayos X, donde se realizó una radiografía de tórax que le permitió localizar el catéter. Lo que pretendía con su experimento era buscar un acceso directo al corazón y, de esa forma, poder tener una vía de aplicación de medicamentos intracardiacos durante las cirugías, aunque en realidad con ello demostró la relativa facilidad y seguridad con que se podían introducir catéteres dentro del sistema cardiovascular y refutó el concepto médico que en ese momento imperaba, por el cual se consideraba que la entrada de cualquier objeto en el corazón era fatal.

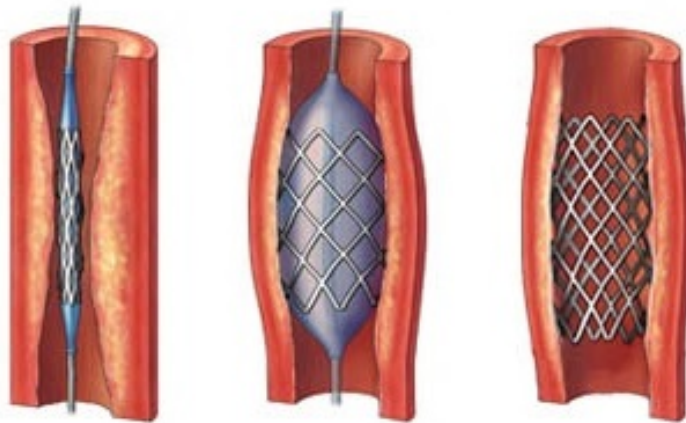


Figura 5: Angioplastia coronaria

A pesar de ser ridiculizado por la comunidad médica local, durante los dos años siguientes Forssmann continuó con sus investigaciones, centradas esta vez en el uso de medios de contraste para obtener imágenes del corazón. Fue poco después, a lo largo de los años 30, cuando otros médicos aceptaron su idea y comenzaron a realizar cateterizaciones cardiacas con éxito. Cournand y Richards emplean por primera vez el cateterismo cardíaco como una herramienta de diagnóstico en 1941 gracias al desarrollo de una técnica que permitía describir diversas alteraciones cardiovasculares. Ambos, junto con Forssmann, son galardonados con el Premio Nobel de Medicina en 1956. El angiograma de diagnóstico coronario no surge hasta 1959 de la mano del doctor Mason Sones.

Dentro de los procedimientos intervencionistas más habituales destaca la angioplastia coronaria, que aunque nace en 1964 no es aceptada por la comunidad médica hasta 1977. Este procedimiento consiste en hacer llegar un pequeño balón inflable a la sección obstruida de una arteria. Este balón, al ser inflado, abre paso a la sangre que circula por ella. En la mayoría de los casos se coloca un dispositivo llamado endoprótesis vascular o *stent* en el sitio de la obstrucción o estrechamiento para mantener la arteria bien abierta (figura 5). Los *stents* más comunes se elaboran con una malla metálica expandible. A pesar de que la angioplastia surge en 1977, no es hasta 1987 cuando se complementa con el uso del *stent*.

Otro procedimiento intervencionista, nacido en 1986, es la aterectomía, cuyo fin es eliminar placas que provocan la obstrucción arterial mediante la inserción de un catéter con una hoja especializada a través de la guía. Nos encontramos con dos tipos: la aterectomía rotacional y la direccional. En la aterectomía rotacional, también denominada rotablación, la punta del catéter es un perno abrasivo recubierto con diamante que se guía hasta la obstrucción y se hace girar a una velocidad extremadamente alta, triturando la placa endurecida en partículas minúsculas que pueden eliminarse por los mecanismos propios del cuerpo. La aterectomía direccional está diseñada para extraer placas más blandas. Tras insertar el catéter, se infla un globo que presiona la hoja hacia la placa. La hoja del catéter corta la placa y la almacena en una cámara especial (figura 6).

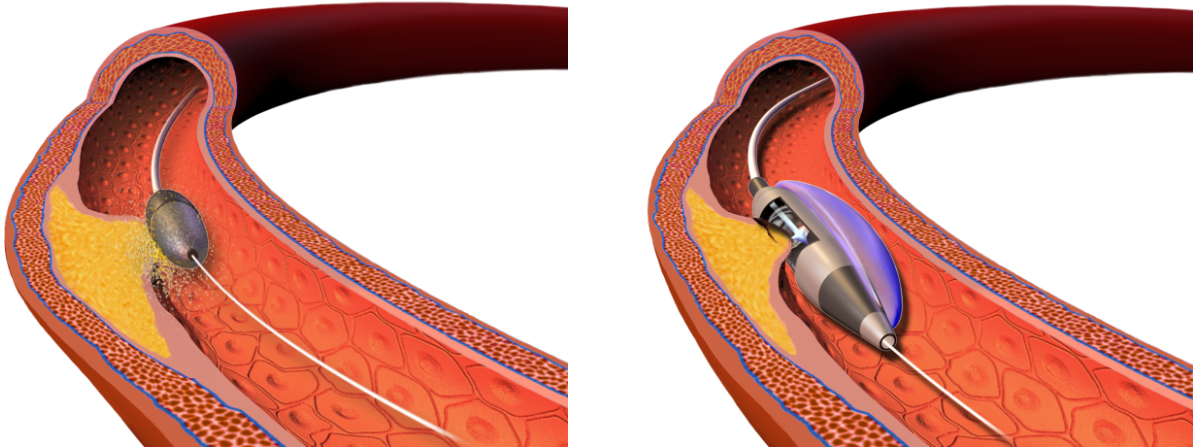


Figura 6: Aterectomía rotacional y direccional respectivamente

En síntesis, el aspecto revolucionario de la cardiología intervencionista es que todos los procesos mencionados no requieren abrir al paciente. La cirugía abierta y la anestesia general conllevan un riesgo de mortalidad para operaciones de corazón, riesgo prácticamente nulo en la cateterización cardiaca, que solo requiere anestesia local y permite al paciente andar pocas horas después de la intervención.

2.3. Tubos de rayos X

Los tubos de rayos X convencionales consisten en un recipiente al que se le ha aplicado un alto grado de vacío y en cuyos extremos tenemos un cátodo (electrodo negativo) y un ánodo (electrodo positivo), ambos sellados herméticamente al tubo. El cátodo suele consistir en un filamento de tungsteno que emite electrones al ser calentado, fenómeno conocido como emisión termoiónica. El vacío aplicado, además de prevenir la oxidación del filamento, evita que los electrones pierdan energía y se frenen en su camino hacia el ánodo. Esto haría que el número y energía de los electrones que llegan a él variase de forma incontrolada, además de producir iones que podrían dañar el filamento. El ánodo, por su parte, suele constar de una barra gruesa de cobre al final de la cual se coloca una pequeña pieza de tungsteno que actuará como blanco. Cuando se aplica un alto voltaje entre ánodo y cátodo los electrones emitidos por el filamento son acelerados hacia el ánodo, adquiriendo grandes velocidades antes de chocar con el blanco. Se producen entonces rayos X por dos métodos bien distintos. Uno da lugar a la radiación bremsstrahlung (o de frenado) y el otro a los rayos X característicos. Los primeros son el resultado de la pérdida de energía total o parcial de los electrones al desviarse (y por ende desacelerarse) debido a la interacción coulombiana al pasar cerca de un núcleo, fenómeno predicho por la teoría general de Maxwell de la radiación electromagnética. Puede demostrarse que la eficiencia de la radiación de frenado (i.e. el ratio entre la energía de la radiación emitida y la energía depositada por el electrón) tiene dependencia con Z , concretamente de la forma $E_{\text{eficiencia}} = 9 \cdot 10^{-10} ZV$ [3], siendo V el voltaje del tubo en voltios. Así, para un blanco de tungsteno ($Z = 74$ g/mol) y un voltaje típico en el campo

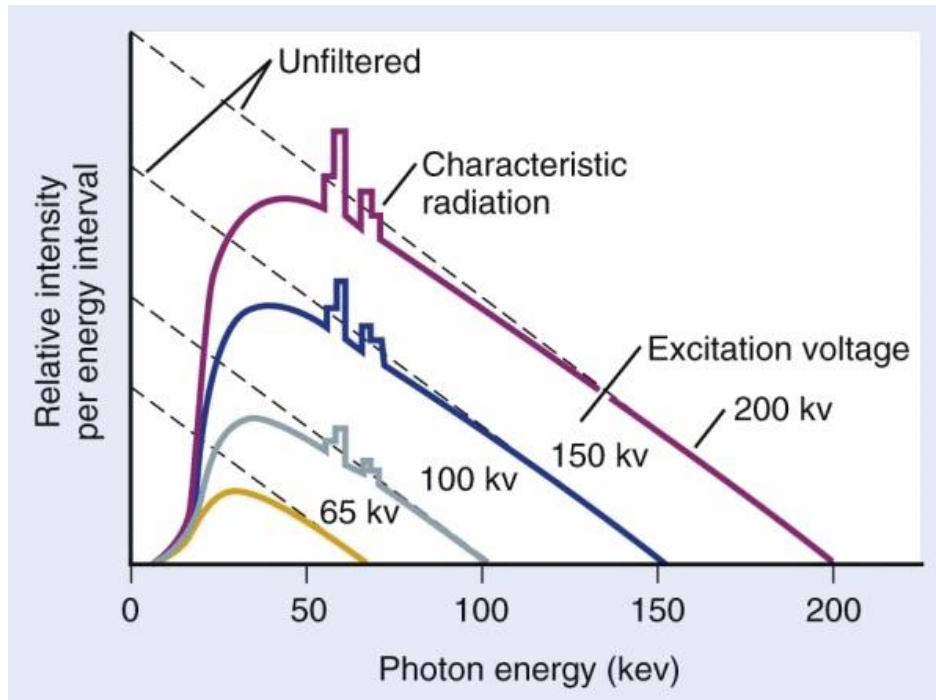


Figura 7: Espectro de rayos X para un ánodo de tungsteno

que nos ocupa (en torno a los 100 kV) obtenemos una eficiencia menor al 1%, apareciendo el 99% restante en forma de calor. De ahí la importancia de la refrigeración del ánodo de la que más tarde hablaremos.

En cuanto a los rayos X característicos, se producen cuando nuestro electrón catódico emplea su energía en ionizar un átomo del blanco. Es entonces cuando un electrón de un nivel superior del ion puede ocupar la vacante emitiendo con ello radiación electromagnética que puede ser suficientemente energética como para entrar en el rango de rayos X del espectro. Por supuesto, y a diferencia de la radiación de frenado, esta se emite con energías discretas, dando lugar en el espectro a los picos característicos del material del blanco. En la figura 7 se muestra el espectro de rayos X obtenido para un ánodo de tungsteno y distintas diferencias de potencial en el tubo. El origen de la filtración se explicará más adelante. Observamos claramente para cada energía del haz de electrones el continuo asociado a la radiación bremsstrahlung, cuya intensidad decrece con la energía, y las líneas producidas por la radiación característica del tungsteno. Nótese que la energía máxima de los rayos X generados por un haz de electrones a 150 kV es precisamente 150 keV, y equivalentemente si el haz tuviera otra energía. Vemos que haces de 65 kV ya no son capaces de producir radiación característica. Esto es debido a que la energía de enlace de los electrones de la capa K del átomo de tungsteno es de 69 keV. En el campo de la cardiología intervencionista nos encontraremos típicamente por encima de los 69 kV, de manera que la radiación característica contribuirá, pudiendo llegar a contabilizar hasta el 25% de la radiación total.

El haz de rayos X se recoge en la dirección deseada mediante una fina ventana de cristal en el recipiente. En gran parte de los tubos esta ventana es una lámina de berilio dada

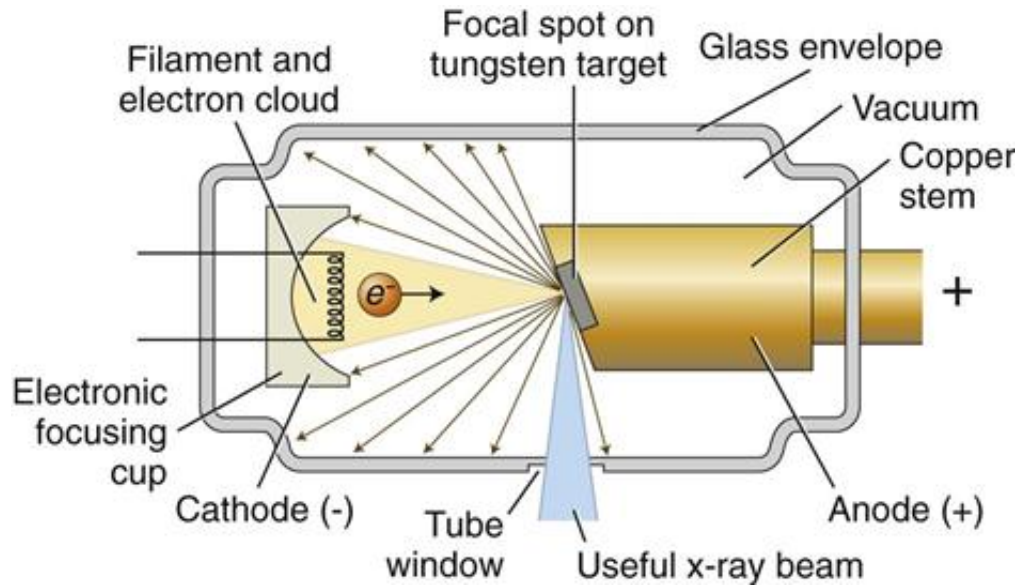


Figura 8: Esquema de un tubo de rayos X

su baja absorción de rayos X. En la figura 8 se muestra un esquema sencillo de un tubo de rayos X.

La elección del tungsteno como material blanco en los tubos de rayos X convencionales se debe a que el blanco debe tener un alto punto de fusión para soportar el calentamiento debido al bombardeo electrónico. Además, como se ha comentado anteriormente, la eficiencia de los rayos X producidos depende del número atómico. Un elevado número atómico y una elevada temperatura de fusión hacen del tungsteno una buena elección ($Z = 74$ g/mol, $T_F = 3370^\circ\text{C}$).

A continuación vamos a analizar el ánodo y el cátodo con más detalle [3], comenzando por el primero. Una eliminación eficiente del calor en el blanco, como se ha mencionado, es un requerimiento imprescindible en estos dispositivos. Es por ello que en algunos tubos se emplea un ánodo grueso de cobre para conducir el calor al exterior, donde se refrigera con agua, aceite o aire. En otros, sin embargo, se opta por ánodos rotatorios, de manera que el calor generado por la rotación es radiado a un depósito de aceite que rodea al tubo y cuya función no es solo la de disipar el calor sino que también aísla la carcasa protectora de los altos voltajes aplicados al tubo. Además, el haz se hace incidir sobre los bordes del ánodo para que la superficie de incidencia no sea siempre la misma. Son los ánodos rotatorios los que encontramos en los equipos de hemodinámica, con una rotación típica de 3000 rpm, aunque puede ser significativamente mayor, superando las 9000 rpm.

El tamaño del área del blanco sobre el que incide el haz de electrones, llamado punto focal, caracteriza la nitidez de la imagen; a menor tamaño, mayor nitidez (figura 9). Sin embargo puntos focales pequeños implican mayor calentamiento por unidad de área, requiriéndose, en consecuencia, una limitación de la corriente. Por ello, aunque ofrecen una mejor calidad de imagen, el número de electrones que llegan al blanco se reduce y las exposicio-

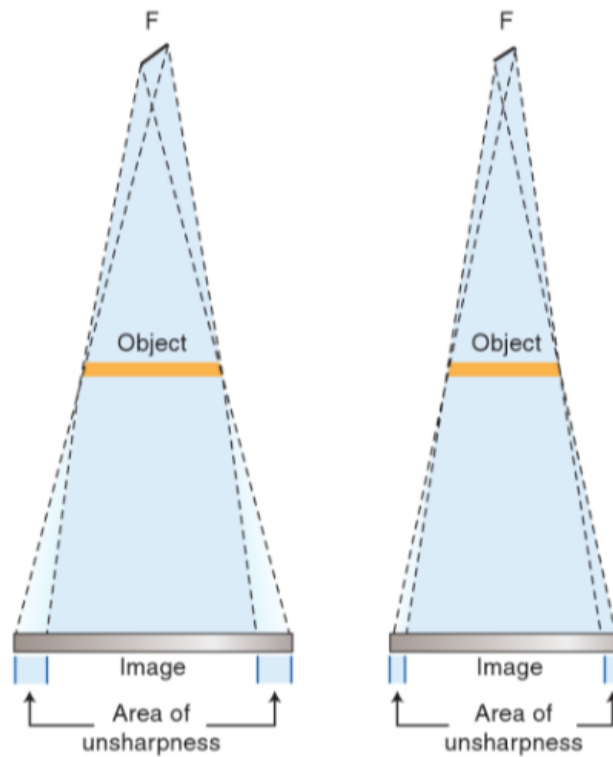


Figura 9: Efecto del tamaño del foco en la imagen

nes deben tener una mayor duración para obtener la misma densidad óptica en la placa radiográfica o receptor de imagen. El aumento del tiempo de disparo hace aumentar también la posibilidad de movimiento del paciente y aumenta por tanto el riesgo de penumbra cinética. Por el contrario, las imágenes obtenidas con el punto focal grueso presentan peor calidad pero requieren un menor tiempo de disparo con respecto al que requeriría un foco fino para obtener la misma exposición en el receptor de imagen. En los tubos de terapia se aceptan puntos focales más grandes ya que la calidad de la imagen no es la prioridad.

El principio del foco lineal nos ayuda a resolver esta contrariedad. Enuncia que una angulación de la superficie anódica resulta en un decrecimiento del punto focal efectivo o aparente, que corresponde a la proyección del punto focal sobre la ventana de salida. Así, tal y como puede verse en la figura 10, el lado aparente a y el lado A están relacionados con el ángulo θ de la superficie anódica mediante la relación trigonométrica $a = A \sin \theta$. Dado que el otro lado del punto focal es perpendicular al haz de electrones, su longitud aparente coincide con la original.

Haciendo pequeño el ángulo θ podemos reducir a al tamaño deseado. Las dimensiones del punto focal suelen elegirse de manera que el punto focal aparente resulte ser aproximadamente cuadrado. En radiografía diagnóstica los ángulos son muy pequeños (típicamente entre 6° y 17°) para producir puntos focales aparentes en el rango entre $0,1 \times 1$ mm y 2×2 mm. En gran parte de los tubos de terapia, por el contrario, el ángulo es mucho mayor (en torno a los 30°) y el rango de tamaños del punto focal aparente va de los 5×5 mm hasta los

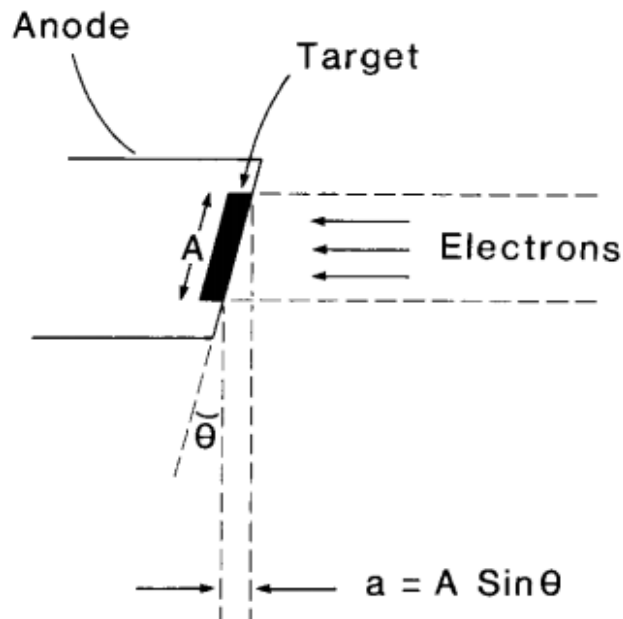


Figura 10: Principio del foco lineal

7 x 7 mm.

Dado que los rayos X se producen a distintas profundidades del blanco, sufren cierta atenuación en su interior. La variación de la intensidad de los rayos X emitidos por el ánodo dependiendo de la dirección de emisión se conoce como efecto anódico o de talón. Los rayos emitidos en la dirección del ánodo son menos intensos que los emitidos en la dirección del cátodo ya que recorren mayor distancia en el interior del blanco hasta conseguir salir (figura 11). Los detectores de imagen modernos son capaces de compensar este efecto, aunque en ocasiones resulta práctico no hacerlo como es en el caso de las mamografías: la base del pecho tiene más tejido y por lo tanto se le aplica la parte más intensa del haz, correspondiente al cátodo. De esta manera el extremo del pecho, que tiene menos tejido por anatomía, recibe la radiación más atenuada.

En cuanto al cátodo, está compuesto por un filamento de tungsteno, por el circuito que le aplica la corriente y por una cúpula o copa enfocadora cargada negativamente cuya función es dirigir los electrones liberados por el filamento hacia el ánodo de manera que puedan impactar sobre un área del blanco bien definida (i.e. el punto focal). Dado que el tamaño del punto focal depende no solo del tamaño y forma de la cúpula sino también del tamaño del filamento, los tubos de diagnóstico cuentan habitualmente con dos filamentos separados para poder seleccionar entre un punto focal grande y otro pequeño (figura 12). La elección del tungsteno se debe a su elevado punto de fusión.

El circuito de los aparatos de rayos X actuales es muy complejo. En la figura 13 se muestra un diagrama simplificado [5]. Podemos dividir el circuito en dos partes: el circuito de alta tensión, que es el que aplica el potencial de aceleración de los electrones, y el circuito de

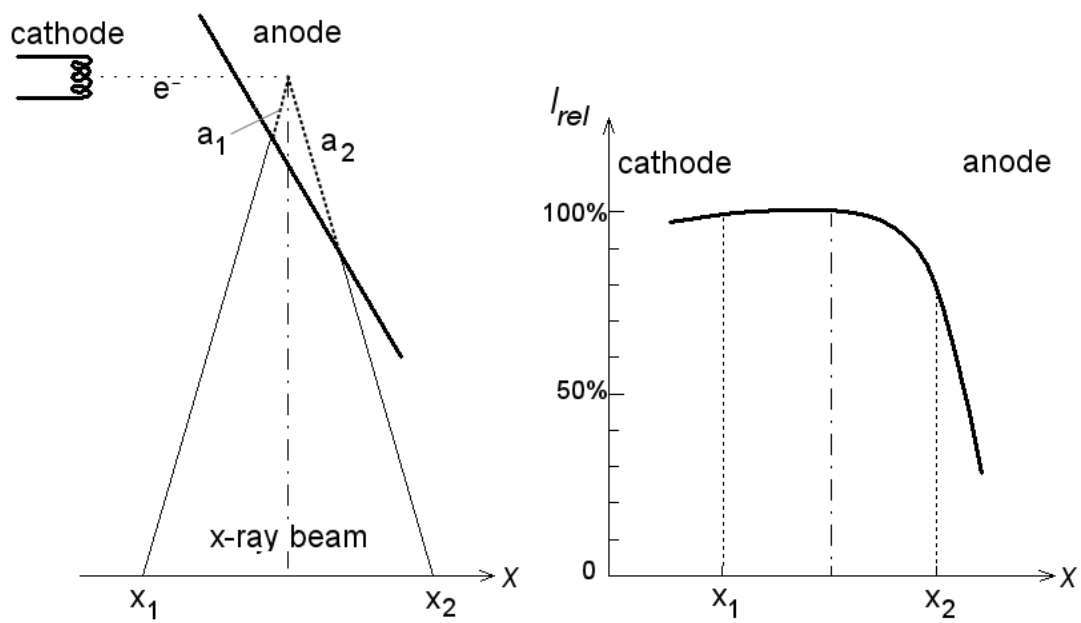


Figura 11: Efecto anódico o efecto talón

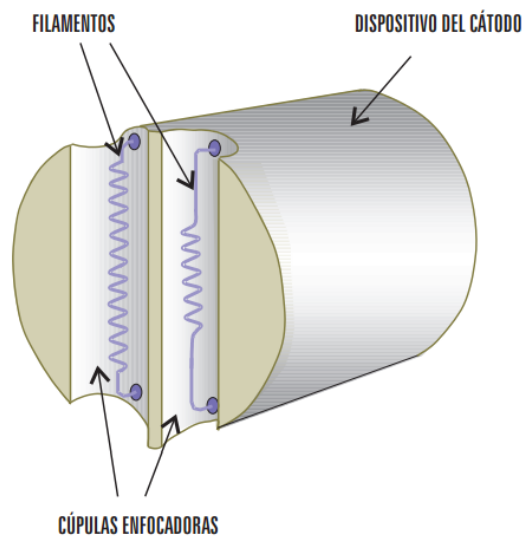


Figura 12: Cátodo de dos filamentos

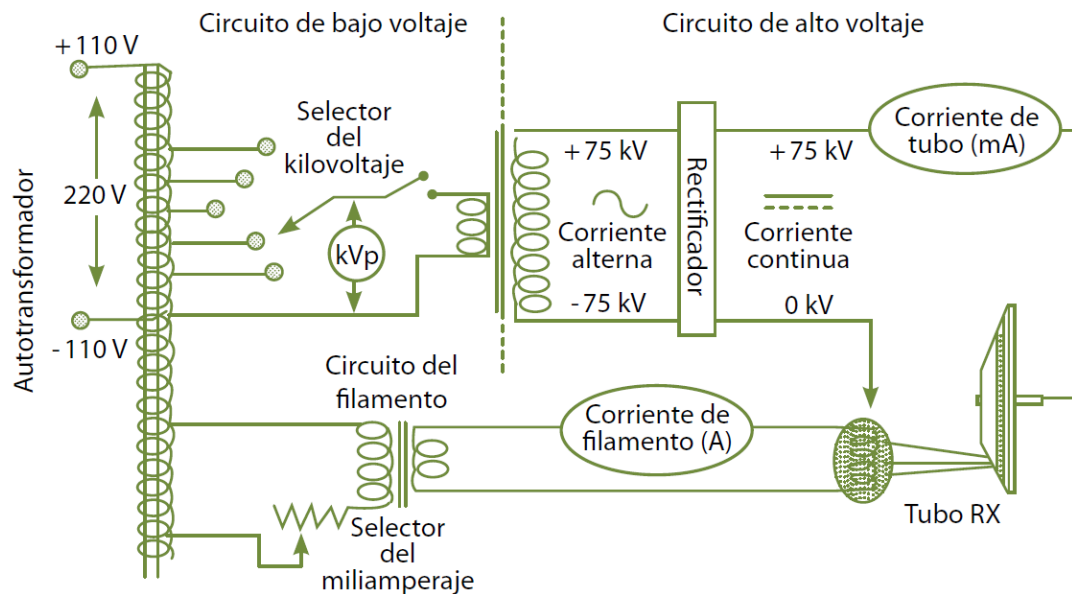


Figura 13: Esquema del circuito de un tubo de rayos X

baja tensión, que aplica la corriente para calentar el filamento. Dado que el voltaje aplicado entre ánodo y cátodo será suficientemente grande como para acelerar a todos los electrones hacia el blanco, la temperatura del filamento, y por ende su corriente, controla la corriente del tubo, que es la debida al flujo de electrones a lo largo de este, y por lo tanto controla la intensidad de los rayos X.

Las variaciones de la tensión que las compañías son capaces de suministrar a un centro hospitalario pueden oscilar hasta en un 5 %. Tales variaciones en la tensión de entrada conducen a una variación mayor en la salida de rayos X, lo que resulta incompatible con la obtención de imágenes de calidad suficiente. Es por ello que se incorpora un compensador de línea, el cual incluye un aparato para medir el voltaje que llega a la unidad y un sistema de control para ajustar esa tensión a 220 V exactamente. Un autotransformador convierte los 220 V de entrada en tensiones distintas que son aplicadas al circuito de baja tensión por una parte y al circuito de alta tensión por otra.

El voltaje que el autotransformador proporciona al circuito de baja tensión es único. Por ello, formando parte de este circuito encontramos una resistencia variable que lo reducirá selectivamente en función de cuál sea el valor del miliamperaje deseado por el operador del equipo. La tensión resultante se suministrará después al transformador del filamento. Este es un transformador reductor, de forma que la tensión suministrada al filamento será más baja que la que este recibe.

El alto voltaje del tubo lo proporciona un transformador elevador de tensión. El arrollamiento primario de este transformador está conectado al autotransformador, que proporciona al transformador de alta tensión una diferencia de potencial tal que la señal de salida de

este último tenga el valor, en kV, que el operador ha seleccionado en la consola del equipo. El autotransformador, que consiste en una bobina de alambre enroscada en un núcleo de metal, opera mediante el principio de inducción magnética. Cuando se aplica un voltaje de línea alterno a la bobina el potencial se divide entre las vueltas de esta. Mediante un interruptor selector puede hacerse contacto con cualquiera de las vueltas variando así el voltaje de salida, que se mide entre la primera vuelta y el selector de contacto.

El voltaje de entrada al transformador elevador de tensión suele leerse en un voltímetro conectado a su arrollamiento primario. Este voltímetro estará calibrado de manera que su lectura indicará el kilovoltaje que será generado a la salida del arrollamiento secundario del circuito y, por tanto, el aplicado al tubo de rayos X. La corriente del tubo se leerá en la parte de alta tensión del circuito.

La tensión alterna aplicada al tubo estará caracterizada por el voltaje de pico y su frecuencia. Consideremos un voltaje de línea de 220 V. En el campo industrial es común hablar de voltaje cuadrático medio o voltaje efectivo para corrientes alternas, cuya relación con el voltaje de pico V_0 viene dada por

$$V = \frac{V_0}{\sqrt{2}}$$

De esta manera, el voltaje de pico asociado a nuestra corriente sería $220 \cdot \sqrt{2} = 311$ V. Así, si se intensifica este voltaje por un transformador de ratio de conversión 500:1, obtenemos voltajes de pico en el tubo del orden deseado: $311 \cdot 500 = 155,5$ kV.

Dado que el ánodo es positivo con respecto al cátodo solo a lo largo de medio ciclo de voltaje, la corriente del tubo fluye a su través durante ese medio ciclo. Durante el siguiente medio ciclo el voltaje estará invertido y no habrá circulación de corriente al ánodo. La desventaja de esto es que la corriente del tubo, y en consecuencia los rayos X, sólo se generarán durante el medio ciclo correspondiente. Otro problema que surge de esto se produce cuando el blanco se calienta y sufre emisión termoiónica: durante el ciclo de voltaje invertido los electrones emitidos por el blanco irán del ánodo al cátodo e impactarán contra el filamento, pudiendo llegar a destruirlo. La solución consiste en implantar una serie de rectificadores en la parte de alta tensión del circuito. Un rectificador de media onda impedirá que haya conducción en el tubo durante el ciclo de voltaje inverso, mientras que uno de onda completa permitirá que en ese intervalo también haya conducción cátodo-ánodo, tal y como se muestra en la figura 14. La intensidad de los rayos X aumenta rápidamente a medida que el voltaje a través del tubo incrementa desde cero hasta su valor de pico. La implementación de la llamada rectificación de onda completa trifásica, que tiene como resultado la superposición de tres ondas rectificadas con un desfase de $1/3$ del periodo propio de la tensión alterna (figura 15), conlleva la desaparición de las caídas a cero de la tensión, eliminando gran cantidad de fotones de baja energía del haz y, con ello, reduciendo significativamente las dosis a los pacientes.

Ya con una idea general del tubo de rayos X vamos a hablar de la filtración. Se diferencian dos tipos de filtración: la inherente y la añadida. La primera es la producida por los materiales estructurales del tubo de rayos X (como el ánodo, la envoltura de vidrio,

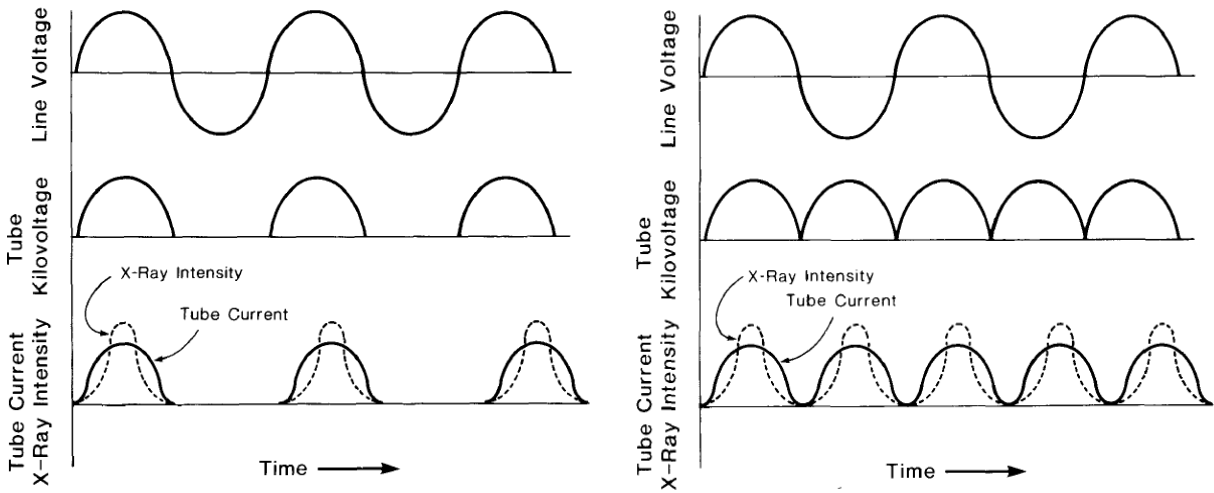


Figura 14: Efecto del rectificador de media onda y onda completa

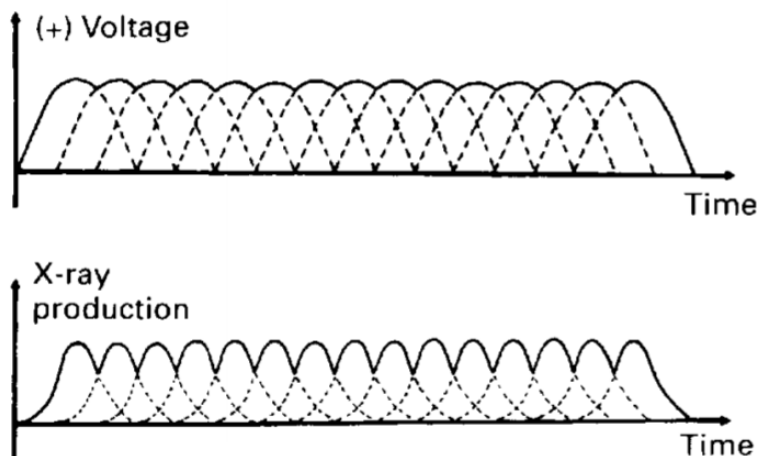


Figura 15: Rectificación de onda completa trifásica

la ventana de salida...). Estos materiales absorben fotones de rayos X simplemente por encontrarse ahí, luego es una filtración inevitable. Por el contrario, se denomina filtración añadida a la originada al colocar materiales a la salida del haz de rayos X, y ya entrando al campo que nos ocupa, antes de que incida sobre el paciente. El tipo y espesor de dichos materiales depende del valor del kilovoltaje al que esté operando el tubo. Interesa reducir la parte del espectro de baja energía ya que son fotones que serán absorbidos totalmente por el paciente, luego su eliminación permitirá reducir la dosis en piel sin afectar a la calidad de imagen. La filtración añadida más recurrente son los filtros empleados con esta finalidad. Hay que tener en cuenta que una filtración excesiva conlleva una pérdida de contraste debido a que se potencia el efecto Compton sobre el fotoeléctrico, propiciando así la producción de radiación dispersada. Estos fotones se mueven en una dirección distinta a la del haz y llegan al detector sin correlación con las estructuras atravesadas por éste.

La suma de la filtración inherente y la añadida constituye la filtración total y, como cada una de sus componentes, se mide en mm equivalentes de aluminio (mm Al). Existen recomendaciones para trabajar con una filtración total mínima en función del kilovoltaje utilizado y así reducir dosis innecesarias.

3. Magnitudes y riesgos de la exposición a radiaciones ionizantes

3.1. Magnitudes radiológicas

La Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) ha definido, entre otras, las siguientes cantidades: exposición, kerma, dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva. La exposición, X , es una medida de la habilidad de la radiación para ionizar el aire. Viene dada por:

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

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 de aire dm se han parado completamente. La unidad en el SI para la exposición es el C/kg, aunque comúnmente se usa el roentgen. Un roentgen es la exposición recibida por 1 kg de aire cuando se produce un número de pares de iones equivalente a $2,58 \cdot 10^{-4}$ C.

El kerma (*kinetic energy released per unit mass*) se refiere a la suma de las energías cinéticas transferidas a todas las partículas cargadas liberadas en una pequeña masa. Matemáticamente se expresa como dE/dm , donde dE es la energía transferida por los fotones a los electrones en una masa dm . Sus unidades son el J/kg, también conocido como gray (Gy). Dado que el kerma contabiliza la energía cinética recibida por las partículas cargadas independientemente de que esté destinada a disiparse por interacciones de colisión o por interacciones de tipo radiativo, a veces se habla de componentes radiativa y colisional del

kerma. El kerma colisional, que es el debido a excitaciones e ionizaciones, puede expresarse como

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z}$$

donde Ψ es la fluencia energética de fotones (i.e. la energía de los fotones por unidad de área) y $(\mu_{en}/\rho)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de absorción de una energía de magnitud E en un material con número atómico Z . La relación entre el coeficiente de absorción de energía y el de transferencia puede escribirse como $\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g)$, con g siendo la fracción de la energía de las partículas cargadas producidas que se pierde por procesos radiativos (bremsstrahlung).

La dosis absorbida se define como la energía depositada por unidad de masa. Sin embargo, si tomamos un volumen de un medio sobre el que hacemos incidir un haz de fotones, el kerma y la dosis absorbida en él no tienen por qué coincidir. Esto es consecuencia de que, mientras que el kerma se produce en cada punto, la dosis depositada se debe principalmente a los electrones secundarios que se generan. Esto implica que el volumen considerado no tiene por qué abarcar sus trayectorias, a lo largo de las cuales depositan su energía. También puede ocurrir que las radiaciones de frenado que son capaces de originar abandonen el volumen de interés sin generar nuevas partículas secundarias.

La transferencia de energía de un haz de fotones a un medio es un proceso de dos pasos. Primeramente los fotones interactúan con la materia formando partículas cargadas con toda la energía del fotón (efecto fotoeléctrico) o parte de ella (efecto Compton y producción de pares). Para el rango de energías aplicado en cardiología intervencionista solo son posibles los efectos Compton y fotoeléctrico. Una vez formadas las partículas éstas ceden su energía al medio mediante ionizaciones y excitaciones. En la figura 16 puede verse la importancia de cada proceso para distintas energías del fotón en un tejido blando ($Z \approx 7$ g/mol).

Para haces de fotones de alta energía la dosis en la superficie es generalmente mucho menor que la dosis máxima, que se encuentra a una profundidad $z = z_{max}$ bajo la superficie del paciente. La región comprendida entre la superficie (profundidad $z = 0$) y la profundidad donde se presenta el máximo de dosis, $z = z_{max}$, se denomina zona de *build-up*. El kerma colisional es máximo en la superficie del material irradiado debido a que la fluencia del haz de fotones es máxima en ese punto. Sin embargo ahí la fluencia de las partículas cargadas (y con ello la dosis absorbida) es mínima e incrementa en función de la profundidad hasta alcanzar su valor máximo.

Vamos a considerar una serie de volúmenes adyacentes, numerados de la A a la G, y a suponer que los electrones generados por la interacción con el haz de fotones incidente viajan en línea recta en una misma dirección (figura 17). Naturalmente esto es una simplificación ya que en realidad habrá un amplio espectro de energías y direcciones de electrones secundarios, pero los argumentos serán los mismos para el caso general [6]. En cada casilla se generará un electrón, luego el kerma será constante suponiendo que no hay atenuación del haz de fotones. Solo una fracción de la energía del electrón generado en A quedará en esa casilla, lo que implica una baja dosis. En B aparece un nuevo electrón que dejará ahí parte de su energía. Además, parte de la energía del electrón generado en A también quedará en B, produciéndose

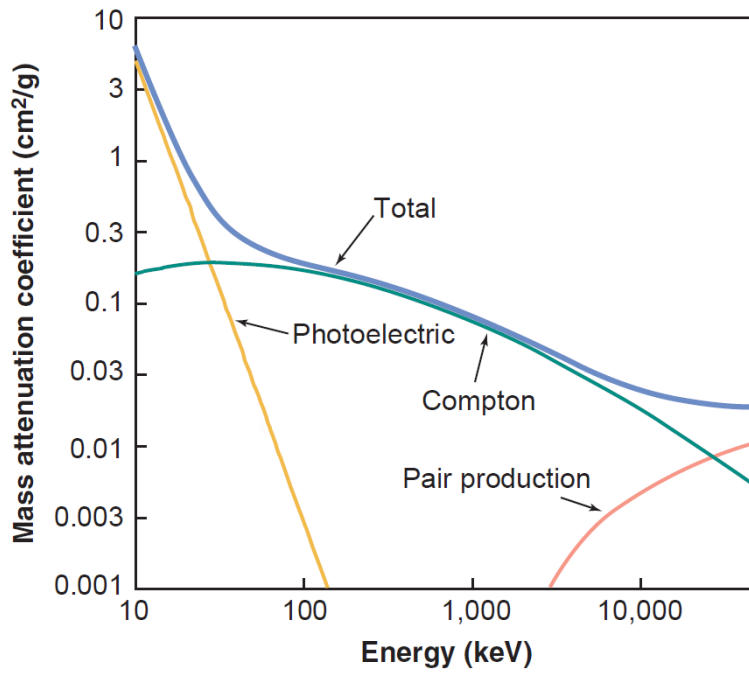


Figura 16: Importancia de distintos procesos de producción de iones

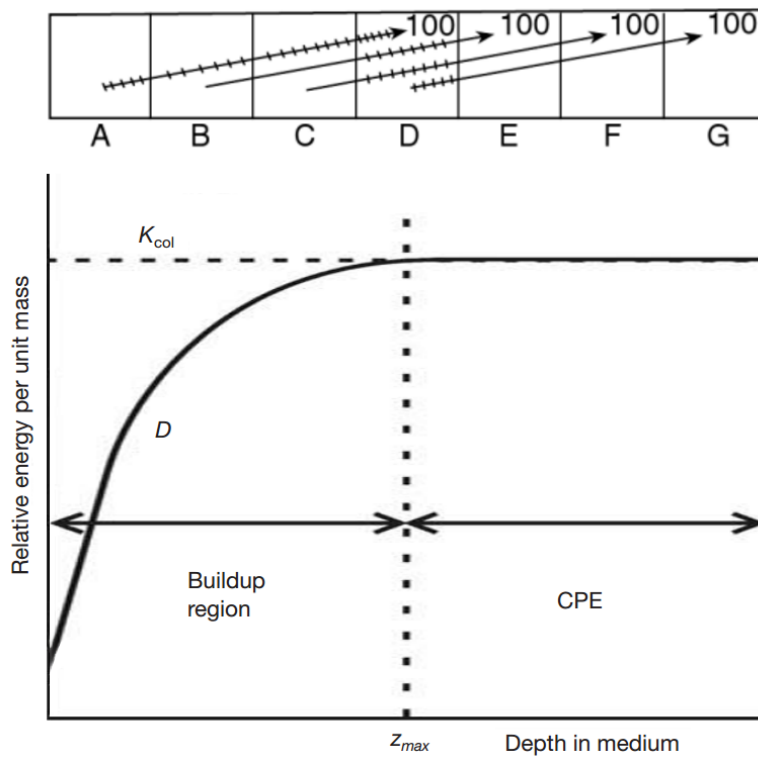


Figura 17: Relación entre dosis y kerma colisional

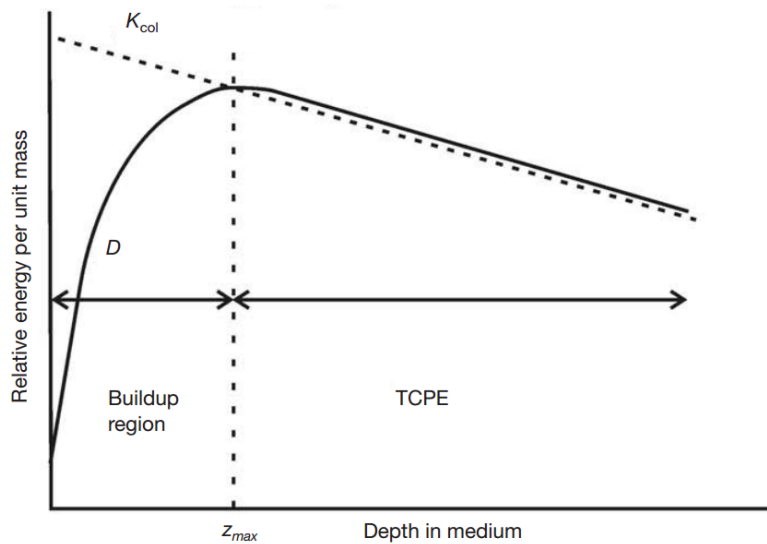


Figura 18: Relación entre dosis y kerma colisional en TCPE

una dosis mayor que en la casilla anterior. Lo mismo ocurre para C. Pero al llegar a D el electrón creado en A acaba su trayectoria y nos encontramos todos los fragmentos de una trayectoria completa de un electrón abarcados en esa casilla. Esto significa que la suma de las energías cinéticas que entran y se depositan en el volumen es igual a la suma de las energías cinéticas que se forman en él (en forma de electrones) y lo abandonan. Se dice entonces que en el volumen D se ha alcanzado el equilibrio de partículas cargadas (CPE). Dado que las posteriores casillas tienen idénticos fragmentos de las trayectorias electrónicas también se encuentran en CPE. Por lo tanto, a partir de la distancia dada por la casilla D, kerma colisional y dosis absorbidas son iguales. En el razonamiento que precede no se han tenido en cuenta las pérdidas radiativas que sufren los electrones. Sin embargo se puede considerar que cualquier interacción radiativa que sufra un electrón después de abandonar un pequeño volumen será compensada por una interacción idéntica que ocurra dentro del mismo. En resumidas cuentas se alcanza un equilibrio entre dosis absorbida y kerma cuando, para cada electrón que acaba en un pequeño volumen, otro electrón se crea y sale de ese mismo volumen. Un equilibrio de este tipo solo podría alcanzarse en un medio infinito y homogéneo que contuviera una fuente radiactiva distribuida uniformemente. No obstante, si el recorrido libre medio de las partículas no cargadas es mucho mayor que el alcance máximo de las partículas cargadas liberadas se obtiene este equilibrio de forma aproximada en puntos a profundidades mayores que el alcance máximo de las partículas cargadas.

Una situación más realista requiere considerar la atenuación de los fotones. El número de ellos irá disminuyendo conforme aumenta la profundidad y en consecuencia también lo hará el número de electrones secundarios, de manera que a partir del máximo la dosis será cada vez menor. En esta región se alcanza una relación prácticamente constante entre el kerma colisional y la dosis absorbida (figura 18). Esta relación prácticamente constante se debe a que la energía media de los electrones generados, y con ello su alcance, no varía apreciablemente con la profundidad del medio. En este caso se habla de equilibrio transitorio de partículas cargadas (TCPE).

Tipo e intervalo de energías		Factor ponderal de radiación, w_R
Fotones, todas las energías		1
Electrones y muones, todas las energías		1
	<10 keV	5
	10 keV a 100 keV	10
Neutrones, energía	100 keV a 2 MeV	20
	2 MeV a 20 MeV	10
	>20 MeV	5
Protones distintos de los de retroceso (Energía >2 MeV)		5
Partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados		20

Tabla 1: Factores ponderales de radiación

La dosis equivalente es una magnitud física que describe el efecto de los distintos tipos de radiaciones ionizantes sobre los tejidos vivos y su unidad de medida es el J/kg, con el nombre especial de sievert (Sv). Esta magnitud es un valor con mayor significado biológico que la dosis absorbida. Para entender su significado tenemos que definir la efectividad biológica relativa (RBE de sus siglas en inglés), cuyo origen se debe a que dosis iguales de distintos tipos de radiación no producen los mismos efectos biológicos. La RBE representa el cociente de las dosis necesarias para alcanzar un mismo nivel de efecto (igual mortandad en el caso de que el efecto de interés sea la muerte celular) cuando empleamos dos radiaciones distintas. Normalmente la RBE se expresa respecto a una radiación de referencia, que suelen ser rayos X de 250 keV. Llamando D_X a la dosis absorbida de esta radiación de referencia en un tejido y llamando D_i a la dosis absorbida de una radiación distinta tal que produce el mismo daño biológico en dicho tejido, se define la RBE como:

$$\text{RBE} = \frac{D_i}{D_x}$$

La dosis equivalente se calcula multiplicando la dosis absorbida por un factor de peso que depende del tipo y de la energía de la radiación aplicada. Este factor representa precisamente la efectividad biológica relativa de la radiación que en resumidas cuentas es el efecto que esta energía produce en las células vivas y no meramente la energía depositada. Sea $D_{T,R}$ la dosis de una radiación R absorbida por un tejido T y w_R el factor de peso, la dosis equivalente viene dada por:

$$H_{T,R} = \sum_R D_{T,R} w_R$$

donde el sumatorio permite generalizar al caso en el que se hayan aplicado diversas radiaciones. En la tabla 1 podemos ver el factor de peso de distintas radiaciones o, dicho de otra forma, su potencial de daño [5].

Dado que además distintos tejidos tienen distintas sensibilidades a la radiación, se

Tejido u órgano	Factor ponderal de tejido, 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
Hígado	0,05
Esófago	0,05
Tiroides	0,05
Piel	0,01
Superficie ósea	0,01
El resto	0,05

Tabla 2: Factores ponderales de tejido

define la magnitud dosis efectiva para tener en cuenta este efecto. Viene dada por:

$$E = \sum_T w_T H_T$$

donde w_T es el factor de peso de la sensibilidad del tejido. La tabla 2 muestra los valores recomendados de w_T para distintos tejidos [5].

La dosis efectiva, tal y como como la equivalente, se mide en sieverts. Aunque un sievert es equivalente a un J/kg debe quedar claro que el Sv mide una dosis de radiación absorbida por la materia viva corregida por los posibles efectos biológicos producidos. Una unidad frecuente en la literatura, aunque ya obsoleta, es el rem, bajo la relación $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$.

El producto dosis-área, en adelante PDA (o DAP de sus siglas en inglés), es una magnitud de medida de la radiación a la que nos referiremos múltiples veces a lo largo del documento. Como su nombre indica es la dosis de un haz multiplicado por su área, siendo el $\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ su unidad. La importancia del PDA se debe a que la dosis decrece con el cuadrado de la distancia a la fuente mientras que el área incrementa con esa misma proporción, haciendo de ella una magnitud independiente de la distancia (figura 19). Conocido el área del haz a una cierta distancia permite obtener la dosis en dicho punto. A veces se habla de KAP, *kerma*

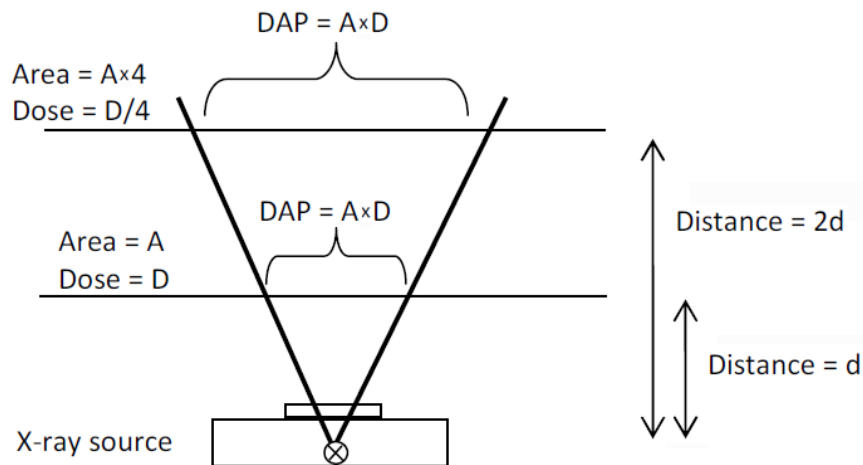


Figura 19: Invarianza del producto dosis-área con la distancia

area product, donde

$$\text{PDA} = \text{KAP} (1 - g)$$

siendo g , como ya se definió anteriormente, la fracción de la energía de las partículas cargadas producidas que se pierde por procesos radiativos. El pequeño valor de este factor para el caso que nos ocupa permite hablar de PDA y KAP indistintamente.

Para cuantificar el PDA se emplea una cámara de transmisión, que consiste en una cámara de ionización de placas plano-paralelas de gran superficie conectadas a los electrómetros adecuados. Las cámaras de transmisión son de poco espesor y están construidas de materiales ligeros para disminuir la interacción con el haz.

El PDA, como veremos más adelante, es una cantidad que nos permite estimar las dosis en piel. Además da una idea de los riesgos estocásticos (que definiremos en la siguiente sección) a través de la dosis efectiva. Encontramos dos modos de obtener las dosis efectivas: midiendo directamente sobre maniqués antropomórficos usando dosímetros o bien mediante códigos de simulación de Monte Carlo, que funcionan al proporcionarles una gran cantidad de parámetros asociados a los rayos X producidos, ángulos de proyección y diversos datos del paciente. En la práctica un tercer método consiste en multiplicar el PDA por un factor de conversión que dependerá de muchos elementos, como del tipo de intervención o de la edad del paciente. Podemos encontrar fácilmente una gran cantidad de factores de conversión obtenidos por distintos autores de la literatura, pero en lo que se refiere a cardiología intervencionista todos están muy próximos a $0,2 \text{ mSv/Gy}\cdot\text{cm}^2$, valor que nosotros utilizaremos posteriormente [7].

3.2. Mecanismos de daño de las radiaciones ionizantes

En su paso por los tejidos la radiación produce ionizaciones y excitaciones de las moléculas que lo conforman. El daño al tejido puede producirse mediante dos mecanismos:

Efecto de la radiación	Dosis umbral (Gy)	Tiempo de fluoroscopia para alcanzar el umbral		Tiempo hasta la manifestación del efecto
		Tasa de dosis típica	Tasa de dosis alta	
		de 20 mGy/min	de 200 Gy/min	
Eritema temprano transitorio	2	1 h 42 min	10 min	horas
Caída temporal del cabello	3	2 h 30 min	15 min	3 semanas
Eritema principal	6	5 h	30 min	10 días
Caída permanente del cabello	7	6 h	35 min	3 semanas
Descamación seca	10	8 h	50 min	4 semanas
Atrofia cutánea	11	9 h	55 min	>14 semanas
Telangiectasia	12	10 h	1 h	>52 semanas
Descamación húmeda	15	12 h 30 min	1 h 15 min	4 semanas
Eritema tardío	15	12 h 30 min	1 h 15 min	6-10 semanas
Necrosis cutánea	18	15 h	1 h 30 min	>10 semanas
Ulceración secundaria	20	17 h	1 h 40 min	>6 semanas

Tabla 3: Dosis umbral y periodo de latencia para distintas lesiones debidas a la radiación

por acción directa o indirecta. Bajo la acción directa se genera un electrón libre que interactúa con la molécula de ADN, alterándola de alguna forma. La acción indirecta consiste en que los electrones producidos interactúan con las moléculas de agua produciendo radicales libres, que son los que dañan a las moléculas de ADN. Para los rayos X, este es el mecanismo predominante. Cuando una molécula de ADN es dañada ésta puede repararse, morir o mutar. Los efectos producidos por la radiación pueden manifestarse días, meses o incluso años después de la exposición. Dichos efectos son clasificados en deterministas y estocásticos. Si como consecuencia de la irradiación se produce la muerte de un número suficientemente elevado de células de un órgano o tejido habrá una pérdida de su función. Este efecto se conoce como determinista. Los efectos deterministas se producen alcanzado cierto valor de la dosis y su gravedad es proporcional a la dosis de radiación recibida, siempre y cuando ésta sea mayor que la dosis umbral. En la tabla 3 se muestran algunos de los efectos deterministas, su dosis umbral y su periodo de latencia aproximado [8].

Como consecuencia de la exposición a la radiación la célula puede no morir sino verse modificada (mutada), hablándose entonces de efectos estocásticos. La gravedad de los efectos estocásticos no es proporcional a la dosis recibida pero sí lo es la probabilidad de que tengan lugar. Los efectos estocásticos son cáncer o efectos biológicos hereditarios. Aunque la radiación fue descubierta a finales del siglo XIX, la relación directa entre cáncer y radiación no surge hasta después de la Segunda Guerra Mundial, principalmente tras los estudios evolutivos a las personas que sobrevivieron a las explosiones de Hiroshima y Nagasaki, a los trabajadores de plantas nucleares alrededor del mundo y a supervivientes de desastres nucleares, aceptándose que una dosis efectiva mayor a 100 mSv conlleva un riesgo significativo de cáncer. De todos modos la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) promueve el concepto de que no hay una dosis segura. Cuanto mayor es la dosis mayor es el riesgo para cualquier efecto. Algunos estudios concluyen que si un conjunto de personas reciben 100 mSv, lo que equivale a 5000 radiografías de tórax, el 1% de ellos tendrá un cáncer radioinducido con

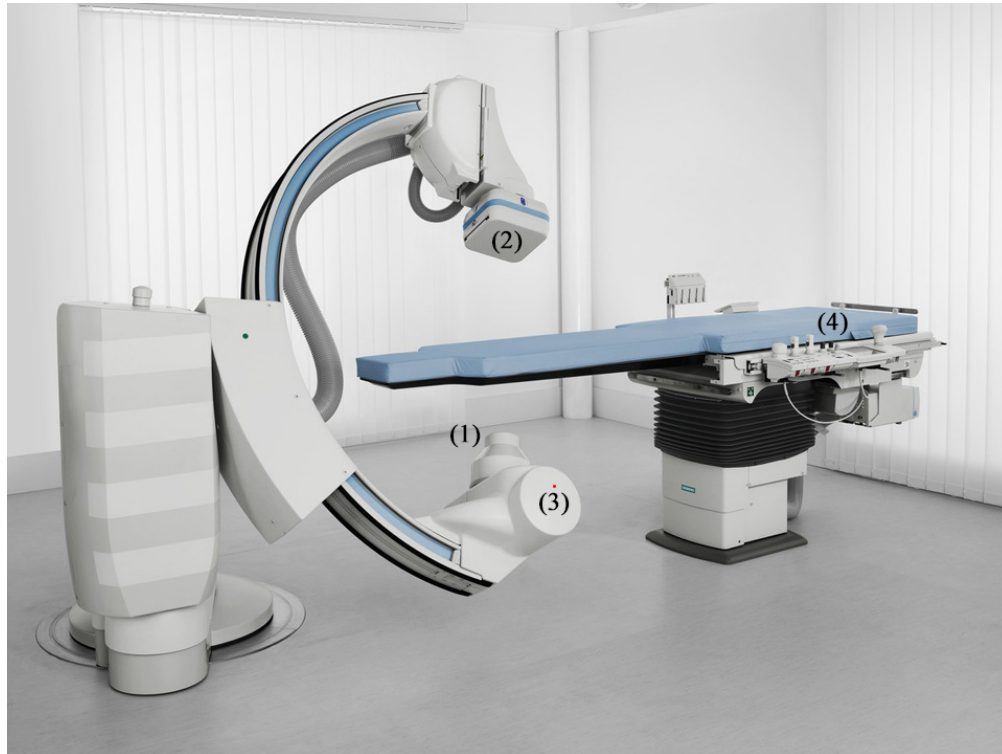


Figura 20: Equipo *Artis Zee*. El punto (1) corresponde al sistema de colimación del equipo, (2) al detector, (3) al tubo de rayos X y (4) al tablero de mandos. La marca roja sobre (3) es el punto focal. La consola de control se encuentra fuera de la sala.

cierto margen de inseguridad, luego cada exposición a esta cantidad de radiación aumenta en un 1 % la probabilidad de desarrollar cáncer por radiación [1]. Una anécdota pertinente es que en los viajes espaciales, y debido a que en el espacio existe radiación a causa del viento solar y de los rayos cósmicos, la NASA tiene la norma por la cual en 10 años de servicio un astronauta no debería recibir mayor radiación que la que incrementaría en un 3 % la probabilidad de sufrir un cáncer mortal. Usando esta norma la NASA estima la cantidad de radiación máxima que un astronauta debería recibir en 10 años de servicio.

4. Equipo de hemodinámica

4.1. Arco quirúrgico

El equipo que utilizaremos para la posterior estimación de dosis es el *Artis Zee*, de la compañía Siemens (figura 20).

Consiste en un detector y un tubo de rayos X unidos mediante un arco en C en el interior del cual se sitúa al paciente. De esta manera el tubo y el detector quedan enfrentados

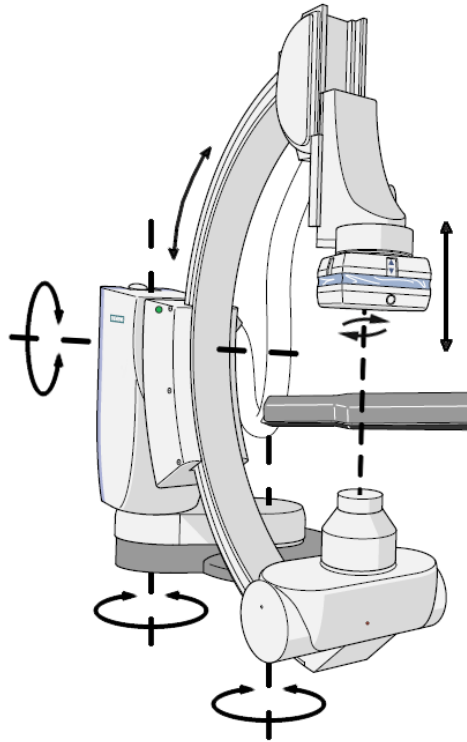


Figura 21: Giros y desplazamientos del equipo de hemodinámica

para cualquiera de los movimientos del sistema, que podemos ver en la figura 21. Las rotaciones del arco se realizan en torno a un punto llamado isocentro, situado en este modelo a 106 cm sobre el suelo y 75 cm sobre el foco. El punto focal se encuentra separado entre 90 y 120 cm del detector, que puede desplazarse a una velocidad de hasta 9 cm/s. Es interesante que el detector pueda desplazarse ya que al decrecer la intensidad de los rayos X con el cuadrado de la distancia conviene situarlo lo más cerca posible del paciente, requiriendo así menor dosis. La profundidad del arco es de 92,5 cm. Otro dato interesante es su velocidad de rotación: hasta 25°/s en torno al eje longitudinal a la mesa y de 18°/s en torno al transversal.

La altura de la mesa y su posición longitudinal y transversal pueden ajustarse en todo momento. Además, la mesa puede rotarse. Estos mecanismos permiten posicionar fácilmente la zona de interés en el isocentro del arco.

El detector es de tipo plano y tiene forma cuadrada con 25 cm de diagonal. Está compuesto por una lámina de silicio amorfo y un centelleador de yoduro de cesio. El CsI absorbe la energía de los fotones RX que le llegan y la reemite en forma de luz, que a continuación es absorbida y convertida en carga eléctrica por el panel de a-Si. Este panel está compuesto por una matriz de fotodiodos, representando cada uno un pixel. Un sistema electrónico se encarga de leer las cargas producidas, convertirlas en datos digitales y mandarlos al procesador de imagen. El tamaño del pixel de nuestro detector es de 184 μm .

El tubo de rayos X cuenta con dos focos seleccionables, de 0,4 y 0,8 mm, y con un ángulo anódico de 8°. Como ya se comentó anteriormente una buena refrigeración del ánodo

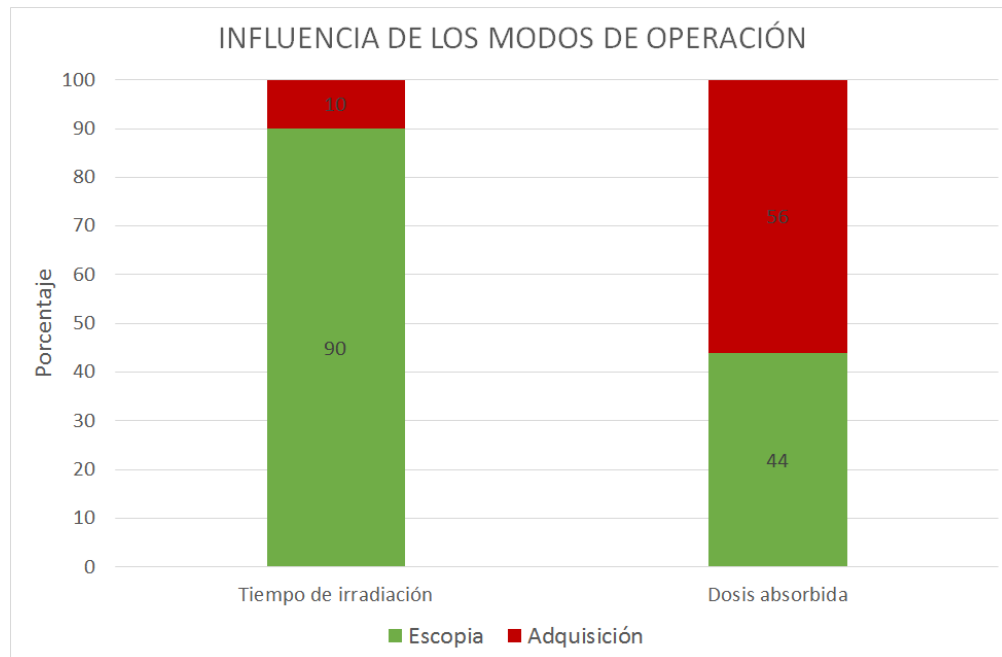


Figura 22: Comparación de dosis en escopia y adquisición

es fundamental. Para conseguirlo se emplea un ánodo rotatorio con frecuencias comprendidas entre los 150 y 180 Hz. El generador puede aplicar pulsos a frecuencias entre los 0,5 p/s y los 100 p/s con duraciones entre 0,5 y 800 ms, aunque también cuenta con un modo continuo. Las corrientes y voltajes en el tubo van, respectivamente, desde los 0,5 hasta los 1000 mA en saltos de 0,01 mA y hasta los 125 kV en saltos de 0,1 kV.

Mediante unos pedales inalámbricos se puede elegir en qué modo se quiere que trabaje el equipo: escopia o adquisición. El segundo tiene una mayor calidad de imagen a costa de aplicar mayores dosis, aproximadamente 10 veces superiores. Es por ello que el uso de este modo se limita a instantes donde es totalmente necesario. A pesar de que en cardiología intervencionista aproximadamente el 90 % del tiempo se recurre al modo de escopia, alrededor del 44 % de la dosis recibida procede del modo adquisición (figura 22). En la figura 23 se muestra la diferencia de calidad de imagen entre dichos modos de operación.

Además de en la calidad de imagen ambos modos tienen una diferencia fundamental, y es que las imágenes tomadas en adquisición se pueden almacenar, sirviendo como referencia para futuras intervenciones. Por el contrario las imágenes en escopia se pierden al finalizar la intervención, sirviendo únicamente para guiado.

En la pantalla pueden verse en todo momento una serie de magnitudes: el tiempo de escopia acumulado, el tiempo de intervención, los ángulos del arco en las distintas direcciones, el voltaje y amperaje del tubo, el producto dosis-área y la dosis acumulada en un punto ideal de la piel del paciente, del cual hablaremos más adelante. Cuando la radiación está activada, esta última magnitud es sustituida por su tasa.

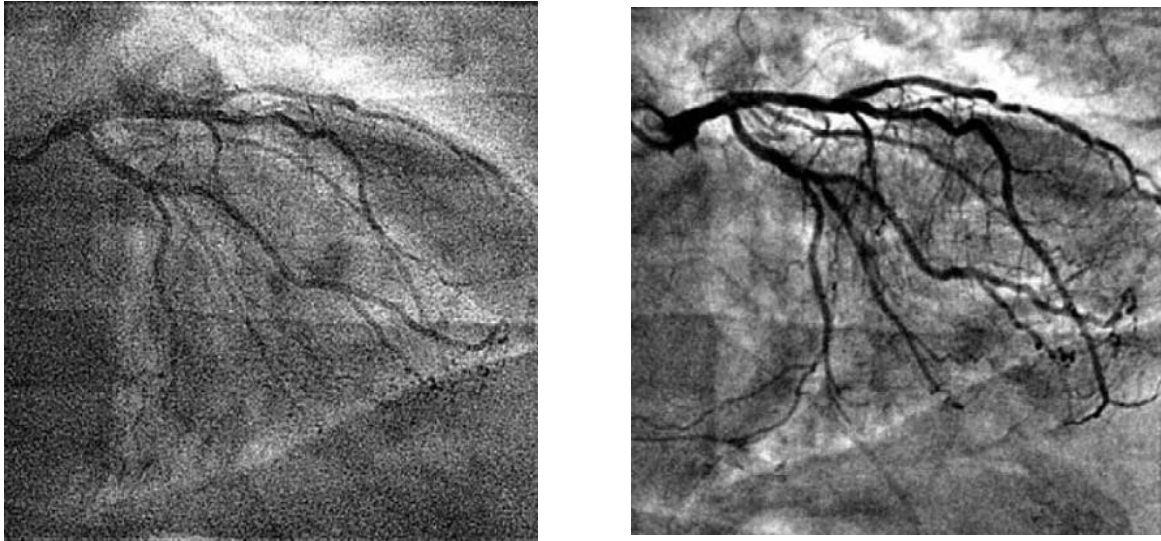


Figura 23: Imágenes tomadas en modo escopia y adquisición respectivamente

Mediante un colimador a la salida del tubo podemos reducir el tamaño del campo cuadrado en las dos direcciones, acortándose así la imagen observada. Una colimación óptima sobre el área de interés permite reducir las dosis significativamente, proporcionalmente a la reducción de la imagen. Otra prestación interesante en el caso de deslumbramientos es la posibilidad de oscurecer una parte de la imagen mediante la introducción de una cuña física en el haz a través de la consola de control.

4.2. Sistema de control automático de la tasa de dosis

El equipo cuenta con un sistema de control automático de la tasa de dosis, el cual realiza un ajuste automático de una serie de parámetros en tiempo real en función de la radiación que recibe el detector con el fin de mantener la dosis a su entrada constante. Mientras que otros equipos modifican únicamente dos parámetros (a saber, el kV y el mA del tubo) el *Artis Zee* adapta también el tamaño del foco, la filtración y el tiempo de exposición (i.e. la anchura del pulso). Esto permite que el operador no tenga que hacer los ajustes manualmente, consiguiendo un equilibrio óptimo entre calidad de imagen y dosis recibida. Estos ajustes automáticos se realizan de acuerdo al protocolo de imagen seleccionado. Podemos pensar en los protocolos de imagen como curvas que relacionan el voltaje y la corriente en el tubo, y son diferentes para cada equipo y fabricante. A medida que la atenuación del paciente o bien el tamaño del campo cambia, el brillo de la imagen varía y el generador de rayos X debe responder. Estas curvas se encargan de definir exactamente cómo el generador debe ajustar el kV y mA para mantener la señal de salida. El protocolo aplicado dependerá de los requerimientos del operador. Seleccionar unos u otros será equivalente a seleccionar una mejor o peor calidad de imagen a costa de modificar la dosis recibida. Aunque los protocolos de nuestro equipo no se facilitan al usuario, en la figura 24 se muestra un ejemplo ilustrativo. La curva inferior aumenta el mA más rápidamente que el kV, luego mantiene el contraste a expensas de una

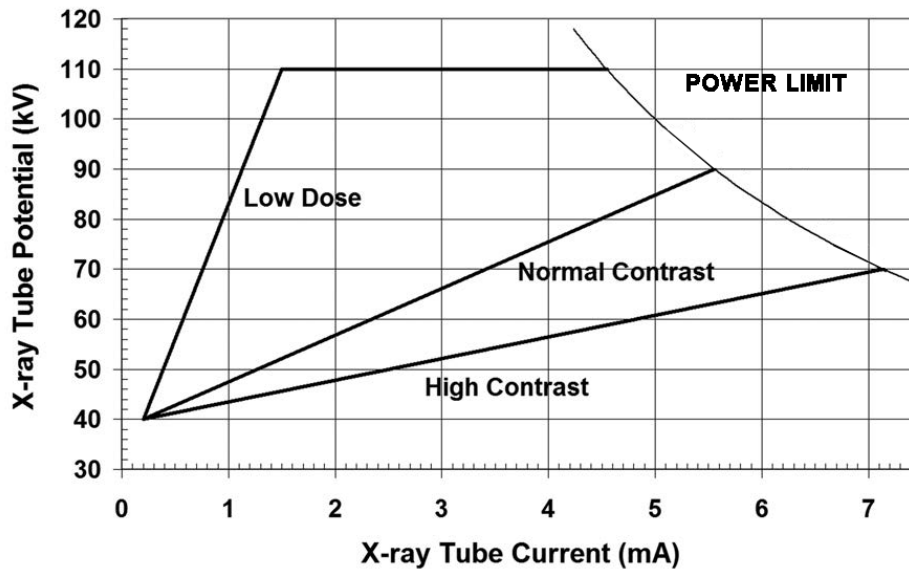


Figura 24: Ejemplo de protocolos de irradiación

mayor dosis. Por el contrario la curva superior aumenta el kV más rápidamente que el mA, de manera que incrementa menos la dosis pero empeora el contraste. La del medio puede ofrecer un compromiso contraste-dosis.

5. Dosis a pacientes en hemodinámica

5.1. El estándar DICOM

Con el aumento del uso de la tomografía computarizada, la resonancia magnética y otras modalidades digitales en las décadas de 1970 y 1980 empezaron a surgir problemas relativos a que a menudo los archivos requeridos para la reconstrucción de los campos de radiación sólo podían ser descodificados por la máquina en la que eran producidos. Este problema fue rápidamente identificado por los médicos, que interesados por ejemplo en utilizar una tomografía computarizada para la planificación de un tratamiento no eran capaces de descifrar el archivo con el formato del vendedor. En respuesta a este problema el *American College of Radiology* (ACR) y la *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) formaron en 1983 un comité conjunto para desarrollar un estándar. El primer estándar se lanza en 1985 con el nombre ACR-NEMA, aunque no es hasta 8 años después cuando se lanza la revisión que se utiliza a día de hoy, renombrada como DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) [9]. Este estándar es reconocido casi universalmente por los desarrolladores de dispositivos médicos y define tanto la forma de codificar ficheros como la información que deben contener y su protocolo de transferencia. Los ficheros DICOM se diferencian de otros ficheros en que éstos agrupan la información dentro de un conjunto de datos. Es decir, una radiografía de tórax contiene junto con ella el ID del paciente, su nombre

y la fecha de adquisición entre otros datos, de manera que la imagen no puede ser separada por error de su información.

Para la reconstrucción precisa de las dosis se necesitan una gran cantidad de parámetros, incluyendo parámetros de exposición (kVp, material de filtración, espesor de la filtración, KAP. . .) y factores geométricos (distancia fuente-piel, tamaño del campo, ángulos, ubicación de la tabla. . .). El reto presentado en la fluoroscopia es que las condiciones de irradiación cambian continuamente durante el procedimiento. Es por ello que se da la necesidad de un sistema que monitorice estas condiciones y produzca un informe automatizado. El estándar DICOM provee de dichos informes de dosis, en los cuales consta cada evento de irradiación durante una intervención. Se refiere a estos informes como *Radiation Dose Structured Report* (o por sus siglas RDSR).

Habitualmente los datos contenidos en estos ficheros son meramente archivados sin procesar. La herramienta *CARE Analytics* de Siemens incorporada en el equipo de hemodinámica sobre el que trata este documento, el *Artis Zee*, presenta la información relevante en formato de tablas *Excel* para su posterior análisis. Es precisamente sobre estos ficheros sobre los que vamos a trabajar a continuación.

5.2. *Radiation Dose Structured Report*

En esta sección se expone el trabajo realizado y al mismo tiempo se explican y aclaran algunos conceptos asociados a la estimación de la dosis. Se ha empleado la hoja de dosis a pacientes relativa a las intervenciones realizadas durante el mes de mayo del 2016 en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid (HCUV). En la tabla 4 se muestran los datos arrojados de cada uno de los 18 eventos de irradiación durante una intervención seleccionada al azar. No todos serán relevantes para el trabajo pero se adjuntan para permitir al lector conocer la estructura real de los *Radiation Dose Structured Report* en el campo de la hemodinámica. Para cada evento se muestra el ID del paciente, su género y la fecha y hora a la que se ha producido además del tipo de irradiación (i.e. escopia o adquisición) y del tipo de protocolo aplicado. El ID del paciente y la fecha de la intervención se han ocultado por privacidad. Como ya se dijo anteriormente el PDA de cada evento es una medida directa realizada por una cámara de ionización colocada entre los colimadores y el paciente. Considerando que el haz incidente está totalmente confinado al paciente este valor puede proveer de una medida del límite superior de la dosis absorbida en él. Sin embargo el PDA como tal no es una magnitud indicadora de la dosis sino más bien de la cantidad de radiación y, por tanto, de los riesgos de producir efectos estocásticos en el paciente. Un valor de PDA alto no implica necesariamente una dosis puntualmente alta sino una cantidad de radiación alta. Supongamos un paciente al que se le ha dado una dosis de radiación normal con un campo pequeño y siempre sobre un mismo punto del cuerpo. La dosis puntual será alta porque está concentrada en dicho punto pero el PDA puede que sea sorprendentemente pequeño. Por el contrario para un paciente al que se la ha aplicado un campo de radiación extenso y con múltiples orientaciones el PDA puede ser del orden de 10-20 veces superior pero la dosis puntual puede ser considerablemente baja porque ha estado muy repartida.

Patient ID	Gender	Date and Time Started	Irradiation Event Type	Acquisition Protocol	Dose Area Product (Gym ²)	Dose (RP) (Gy)	Positioner Primary Angle (deg)	Positioner Secondary Angle (deg)	X-Ray Filter Thickness (mm)	Pulse Rate (pulse/s)	Number of Pulses (number)	KVP (kV)	X-Ray Tube Current (mA)	Exposure Time (ms)	Pulse Width (ms)	Exposure (uAs)	Focal Spot Size (mm)	Distance Source to Detector (mm)	Table Longitudinal Position (mm)	Table Lateral Position (mm)	Table Height Position (mm)	Diameter (cm)	Maximum Skin Entrance Dose (mGy)
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000018	0,00183	0	0	0,2	10	132	81	87,9	448,8	3,4	39,449	0,4	1029	-121,4	541,6	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000011	0,00108	0	0	0,9	10	110	72	228,9	902	8,2	206,467	0,4	1029	-129,1	520,1	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000012	0,00132	-14,8	-23,7	0,2	10	62	81	96,2	316,2	5,1	30,418	0,4	1070	-162,7	513,2	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000001	0,00036	-14,8	-23,7	0,6	10	28	74	146	229,6	8,2	33,521	0,4	1025	-150,1	504,9	100,1	25	0
-	F	-	Stationary Acquisition	Core LD	0,000015	0,00372	-14,8	-23,7	0,2	10	54	79	359,2	280,8	5,2	100,863	0,4	1025	-150,1	504,9	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000005	0,00111	-1,7	30,4	0,2	10	59	81	96,5	300,9	5,1	290,36	0,4	1125	-139	551,3	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000003	0,00054	-1,7	30,4	0,6	10	39	74	178,9	319,8	8,2	57,212	0,4	1125	-139,4	560,6	100,1	25	0
-	F	-	Stationary Acquisition	Core LD	0,000028	0,00493	-1,7	30,4	0,1	10	49	82	346,6	254,8	5,2	88,313	0,4	1125	-139,4	560,6	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000041	0,00685	46,2	23,7	0,2	10	103	81	232,5	844,6	8,2	196,369	0,4	1053	-88,7	558,5	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000067	0,01171	46,2	23,7	0,1	10	51	96	298,3	469,2	9,2	139,962	0,4	1053	-88,7	558,5	100,1	25	0
-	F	-	Stationary Acquisition	Core LD	0,000038	0,00996	46,3	-23,9	0,2	10	41	82	242,8	336,2	8,2	81,629	0,4	1053	-80,1	491,1	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000014	0,00311	46,3	-23,9	0,2	10	41	82	242,8	336,2	8,2	81,629	0,4	1053	-80,1	491,1	100,1	25	0
-	F	-	Stationary Acquisition	Core LD	0,000038	0,00996	46,3	-23,9	0,1	10	40	97	297,4	368	9,2	109,443	0,4	1053	-80,1	491,1	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000031	0,00324	47,5	-9,9	0,2	10	109	81	118,6	806,6	7,4	95,662	0,4	1053	-53,3	472,4	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000041	0,0043	47,5	-9,9	0,3	10	124	78	203,8	1016,8	8,2	207,223	0,4	1053	-31,9	515,3	100,1	25	0
-	F	-	Stationary Acquisition	Core LD	0,000055	0,00903	47,5	-9,9	0,1	10	49	92	314,4	450,8	9,2	141,731	0,4	1053	-31,9	526,6	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000004	0,00068	1,7	29,2	0,2	10	30	81	103,2	216	7,2	22,291	0,4	1086	-110,2	559,6	100,1	25	0
-	F	-	Fluoroscopy	FL LD	0,000014	0,00232	1,7	29,2	0,3	10	95	78	98	769,5	8,1	75,411	0,4	1086	-110,2	559,6	100,1	25	27
-	F	-	Stationary Acquisition	Core LD	0,000041	0,00694	1,7	29,2	0,1	10	50	84	337,7	270	5,4	91,179	0,4	1086	-110,2	559,6	100,1	25	27

Tabla 4: Datos exportados de cada una de las irradiaciones durante una intervención

Patient ID	Gender	Study Date	Dose Area Product Total (Gym ²)	Dose (RP) Total (Gy)	Fluoro Dose Area Product Total (Gym ²)	Fluoro Dose (RP) Total (Gy)	Total Fluoro Time (s)	Acquisition Dose Area Product Total (Gym ²)	Acquisition Dose (RP) Total (Gy)	Total Acquisition Time (s)	Maximum Skin Entrance Dose (Gy)
-	F	-	0,00043706	0,07305	0,00019397	0,02675	92	0,00024309	0,0463	29	0,027

Tabla 5: Valores totales de la intervención

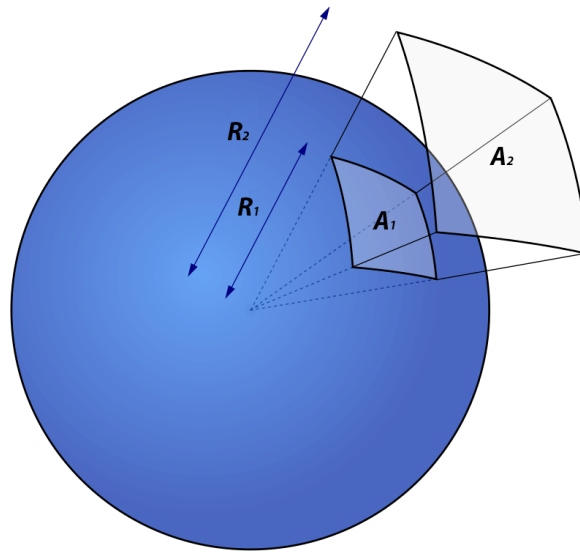


Figura 25: Para calcular el ángulo sólido de una superficie, se proyecta el objeto sobre una esfera de radio conocido

Aunque debido a la falta de información sobre la distribución de la dosis en el paciente el PDA no da idea de los riesgos deterministas, combinado con la información del tamaño del campo de rayos X y la geometría permite obtener una estimación de la dosis a cualquier distancia bajo la cámara. Dado que durante una intervención el haz de radiación incide sobre distintas áreas de la piel del paciente, para estimar la dosis total absorbida en piel se hace necesario definir un punto que se mueva con el tubo de rayos X y que esté próximo a la piel del paciente, de manera que independientemente del ángulo del tubo la radiación pase por ese punto. Para sistemas de fluoroscopia dicho punto está situado a una distancia de 15 cm del isocentro en dirección al punto focal y recibe el nombre de punto de referencia intervencionista o PRI por sus siglas (IRP en inglés).

Se define la dosis en el punto de referencia intervencionista como el kerma en aire en ese punto cuando no hay paciente. Es decir, son las dosis que daría el haz de radiación al aire sin tener en cuenta la retrodispersión y la atenuación que produciría el paciente. Para calcularlo se recurre a la geometría de ángulo sólido (figura 25). Sean A_1 el área del haz en la cámara de ionización y R_1 la distancia desde el foco de rayos X y sean A_2 y R_2 los correspondientes al PRI tenemos que el ángulo sólido viene dado por

$$\Omega = \frac{A_1}{R_1^2} = \frac{A_2}{R_2^2}$$

Despejando obtenemos que $A_2 = A_1 R_2^2 / R_1^2$. Dado que el PDA es constante, la dosis en el PRI será:

$$D = \frac{\text{PDA}}{A_2} = \frac{\text{PDA} R_1^2}{A_1 R_2^2}$$

En la tabla se muestran los valores del PDA para cada evento así como la estimación de la dosis en el punto de referencia intervencionista. Uno de los objetivos del control de calidad del que se hablará posteriormente es comprobar que esta estimación es correcta, con una desviación menor o igual al 20 %.

Una de las columnas del *Radiation Dose Structured Report* hace referencia a la dosis máxima en piel. La dosis en el PRI no depende para nada del paciente, de la orientación del haz ni de la posición de la camilla. Es un valor de kerma en aire, sin atenuación y a una distancia fija, luego es un valor que puede conocerse en tiempo real. Por el contrario, para conocer el valor de la dosis en piel es necesario conocer la posición del paciente, su grosor, la posición de la camilla y la orientación del haz entre otros. Esto suponen cálculos bastante complejos sobre ciertos maniqués. En el caso de nuestro equipo estos cálculos se realizan siempre tras la intervención. Una vez acabada el equipo muestra los valores máximos de dosis en piel, pero al no conocerlos en tiempo real son valores que no le sirven al médico para saber si, durante la propia intervención, los niveles de dosis están superando ciertos umbrales. Así, este valor sirve para conocer *a posteriori* qué dosis en piel ha resultado y, por tanto, a qué determinado paciente es conveniente hacerle un seguimiento por posibles riesgos de efectos deterministas en la piel.

En la tabla podemos encontrar también todos los detalles en cuanto a la geometría del evento: los ángulos sobre cada uno de los ejes de rotación, la posición tridimensional de la tabla del paciente respecto a una referencia dada y la distancia foco-detector.

Por último, se nos ofrecen una serie de parámetros de exposición: la corriente y voltaje en el tubo, el número y ratio de pulsos, la anchura de éstos, la filtración añadida en el tubo y el punto focal utilizado. Aunque prácticamente todos estos parámetros se seleccionan automáticamente al elegir un protocolo, tenerlos registrados puede resultar necesario a aquellos interesados en realizar estimaciones de las dosis por otros métodos.

Además de todo esto, *CARE Analytics* nos facilita una tabla con los valores totales del PDA, de la dosis en el PRI y del tiempo de fluoroscopia de cada intervención, tal y como se muestra en la tabla 5. Vemos que estos tres valores aparecen desdoblados en distintas columnas en función de que correspondan a irradiaciones de tipo escopia o adquisición. Hay que recalcar la diferencia entre el tiempo de exposición y el tiempo de escopia o el de adquisición. Dado que la irradiación es pulsada el tiempo de exposición solo cuantifica los intervalos en los que hay emisión de radiación, mientras que los tiempos de escopia y adquisición contabilizan la totalidad. Con las tablas de valores totales de todos los pacientes se realiza un registro mensual como el mostrado en la tabla 6.

En los próximos párrafos se van a comentar unas gráficas que presentan los valores totales de las magnitudes más significativas para las intervenciones realizadas a lo largo del mes. Los gráficos de dispersión muestran los valores de dichas magnitudes para cada intervención y los histogramas recogen estos valores en intervalos. Comencemos con el PDA (figura 26). Vemos que nos encontramos con una distribución concentrada en dosis bajas. El valor de la mediana es de $0,0018 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2$ y $0,0044 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2$ para el tercer cuartil. Dado que una radiografía de tórax equivale a unos $0,08 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2$ [10], esos $0,0044 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2$ (valor del PDA por

Número de estudios	PDA promedio (Gym ²)	PDA máximo (Gym ²)	Dosis media en punto interaccionista (Gy)	Dosis máxima en punto interaccionista (Gy)	Tiempo medio de fluoroscopia (mm:ss)	Tiempo máximo de fluoroscopia (h:mm:ss)	Dosis en piel media (Gy)	Dosis en piel máxima (Gy)	Número de estudios con PDA = 0	Número de estudios con dosis en piel = 0
172	0,0034	0,025	0,50	3,4	09:19	0:48:00	0,24	2,0	11	25

Tabla 6: Resultados sobre el total de intervenciones de mayo del 2016

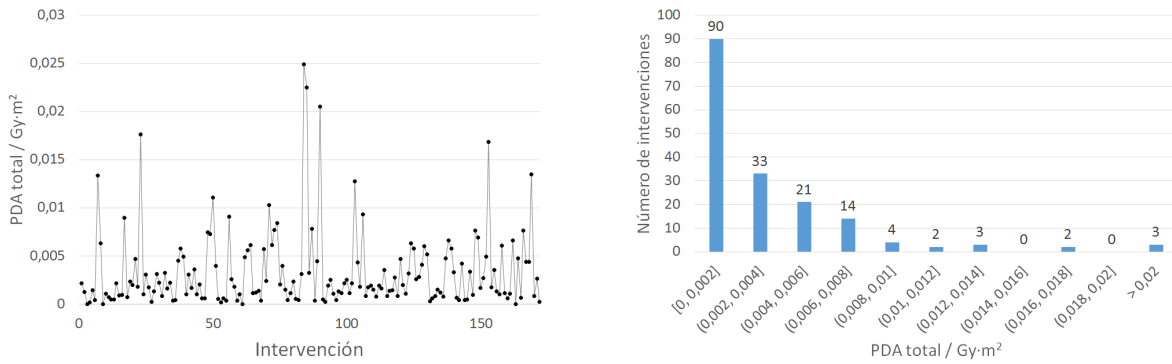


Figura 26: PDA total por intervención e histograma

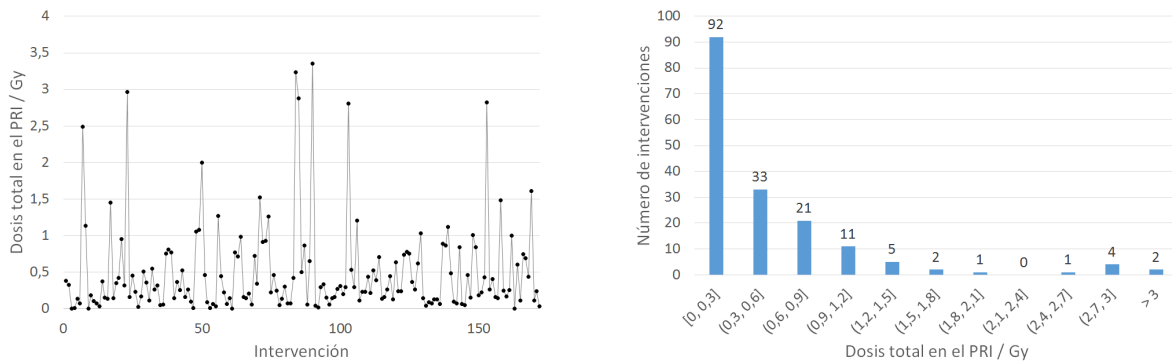


Figura 27: Dosis total en el PRI por intervención e histograma

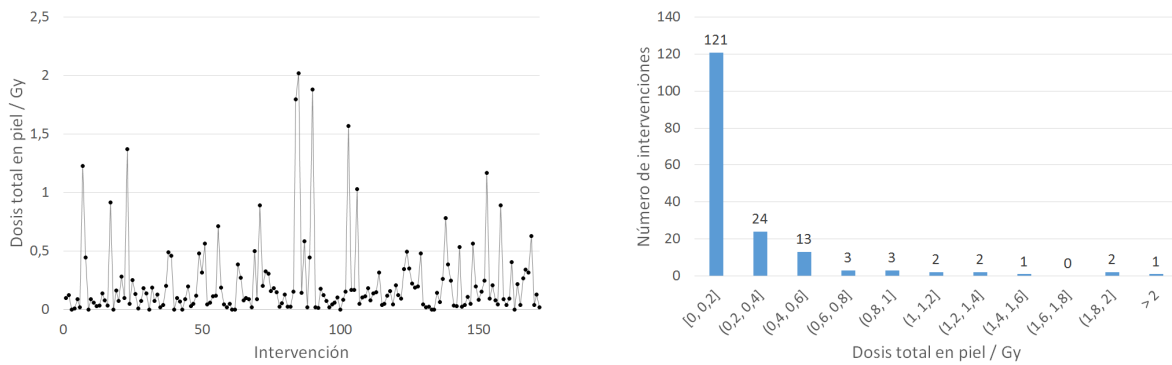


Figura 28: Dosis total en piel por intervención e histograma

Procedimiento diagnóstico	Dosis efectiva típica (mSv)	Periodo de radiación de fondo equivalente	Riesgo adicional de cáncer terminal por examen
Extremidades y articulaciones	<0,01	<1,5 días	1 en unos pocos millones
Dental (mordida)	<0,01	<1,5 días	1 en unos pocos millones
Dental (panorámico)	0,01	1,5 días	1 en dos millones
Tórax	0,02	3 días	1 en un millón
Cráneo	0,07	11 días	1 en 300000
Columna cervical	0,08	2 semanas	1 en 200000
Caderas	0,3	7 semanas	1 en 67000
Columna dorsal	0,7	4 meses	1 en 30000
Pelvis	0,7	4 meses	1 en 30000
Abdomen	0,7	4 meses	1 en 30000
Columna lumbar	1,3	7 meses	1 en 30000
CT de cráneo	2	1 año	1 en 10000
CT de tórax	8	3,6 años	1 en 2500
CT de abdomen/pelvis	10	4,5 años	1 en 2000

Tabla 7: Información sobre varios procedimientos de diagnóstico con rayos X [13]

debajo del cual se encuentran tres cuartas partes de las intervenciones) equivaldrán a unas 550 radiografías de tórax.

Aplicando el factor de conversión mencionado al final del apartado 3.1 se obtiene aproximadamente un valor de dosis efectiva de 9 mSv a partir de los 0,0044 Gy·m² correspondientes al tercer cuartil. Tomando como valor de la radiación de fondo media en España 1,6 mSv/año [11] estos procedimientos equivaldrían en torno a 5 años y medio de radiación natural. Además 9 mSv corresponde a casi una décima parte de la dosis efectiva límite a la que un profesional puede estar expuesto en un intervalo de 5 años y casi a la mitad de dosis a la que puede estar expuesto durante un mismo año. El límite de dosis efectiva para el personal no expuesto o el público general es de 1 mSv al año, luego es 9 veces más que la dosis que puede recibir. Nuestro valor de dosis efectiva se ajusta bastante al de otros autores [12].

En la tabla 7 se muestran las dosis efectivas para distintos exámenes de rayos X, su equivalente en tiempo de radiación de fondo y el riesgo adicional aproximado de sufrir un cáncer terminal, que se estima 2 veces mayor para pacientes pediátricos y 5 veces menor para pacientes geriátricos [13]. Los valores más elevados del PDA entre las intervenciones de mayo corresponden a 0,0205, 0,0225 y 0,0249 Gy·m², que traducido a dosis efectivas permiten hablar aproximadamente de 41, 45 y 50 mSv respectivamente. Vemos que son unas dosis efectivas altísimas, superando ampliamente a las aplicadas en cualquier exploración radiológica existente. Con esto queda comprobado que los equipos de hemodinámica pueden llegar a producir daños severos. Sin embargo la gente que entra en un quirófano de hemodinámica a

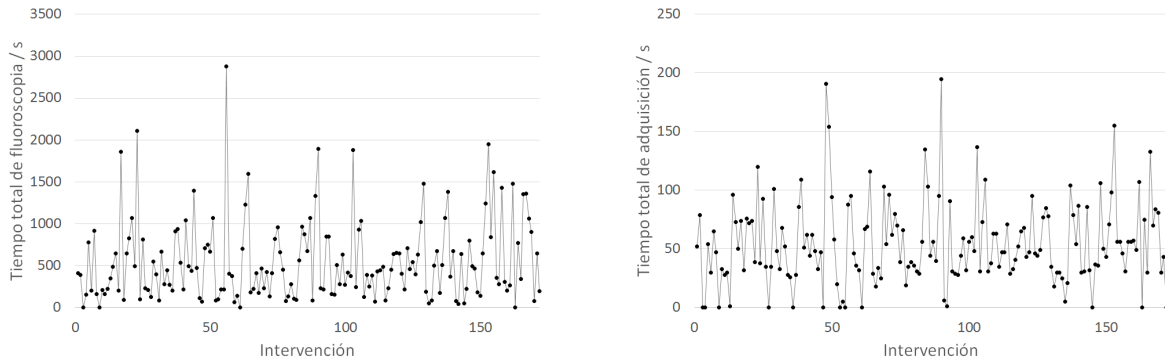


Figura 29: Tiempo total de fluoroscopia y adquisición por intervención respectivamente

menudo tiene graves problemas de corazón, de manera que se les salva la vida a cambio de unos pocos mSv. Visto de esta manera es un precio más que razonable.

Vamos con las dosis en PRI (figura 27). Vemos que se alcanzan valores máximos en torno a los 3,4 Gy, aunque la mediana queda en 0,2607 Gy y el tercer cuartil en 0,6545 Gy. Dado que los primeros efectos deterministas debidos a la radiación se esperan en torno a los 2 Gy, solo para 8 de las 172 intervenciones (i.e. menos del 5%) se requeriría un seguimiento. No obstante recordemos que las dosis en el PRI son solo una aproximación a los valores de las dosis en piel, que se muestran en la figura 28. Se alcanza un máximo en torno a los 2 Gy y la mediana queda en 0,115 Gy, correspondiendo al tercer cuartil un valor de 0,248 Gy. Por ello solo un paciente tendría riesgo potencial de sufrir efectos deterministas, en concreto un eritema transitorio. Por supuesto, y aunque impredecible, en todas las intervenciones está el riesgo de sufrir efectos estocásticos.

En cuanto a los tiempos totales de irradiación (figura 29) tenemos un promedio de 9 minutos y medio para escopia y 54 segundos para adquisición, aunque se alcanzan máximos de 48 minutos y 195 segundos respectivamente.

El no abuso del modo cine es indicador de buena praxis, aunque una cantidad alta no necesariamente implica lo contrario: podemos encontrarnos ante un procedimiento que fue especialmente complicado. Cabe esperar que, en general, las intervenciones con mayores tiempos de adquisición correspondan a aquellas con mayores dosis en piel ya que recordemos que la tasa de dosis en adquisición es aproximadamente 10 veces superior a la tasa de dosis en escopia.

Se cuenta con los registros mensuales desde enero del 2014 hasta mayo del 2016. Los resultados se muestran en las figuras 30 a 33. Vemos que mientras que los valores promedio llevan una tendencia clara los valores máximos son de lo más dispersos. Esto es lógico dado que ni todos los meses se realizan las mismas intervenciones sobre los mismos pacientes ni son siempre igual de complicadas. Los valores resultantes de promediar a lo largo de estos dos años y medio no son significativamente distintos a los obtenidos solamente en el mes de mayo: encontramos un PDA de $0,0046 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2$, un tiempo de escopia de 10 minutos y 17 segundos, una dosis en PRI de 0,6293 Gy y una dosis en piel de 0,35 Gy. Hay que fijarse

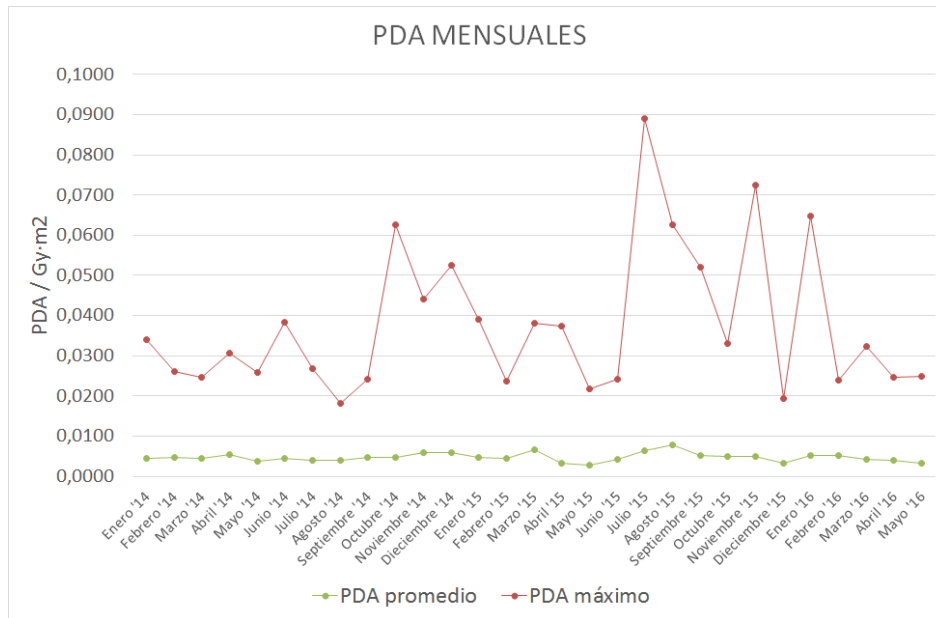


Figura 30: PDA máximo y promedio de cada mes desde enero del 2014

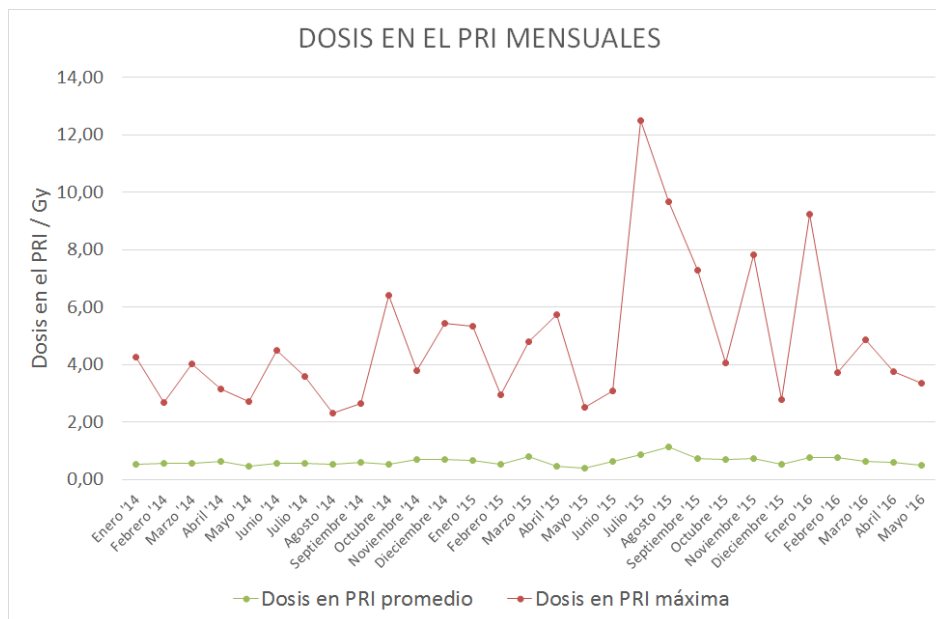


Figura 31: Dosis en el PRI máxima y promedio de cada mes desde enero del 2014

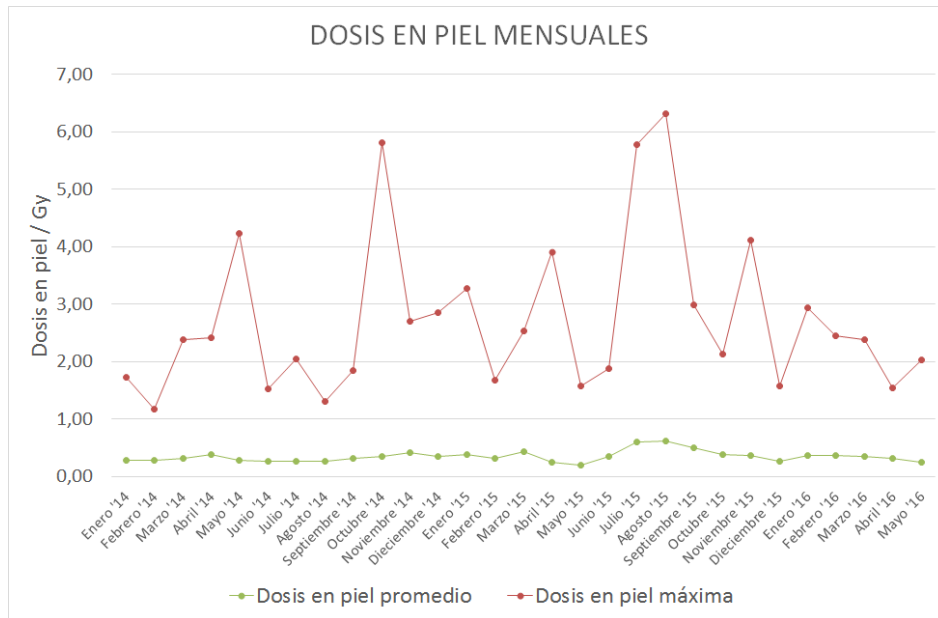


Figura 32: Dosis en piel máxima y promedio de cada mes desde enero del 2014

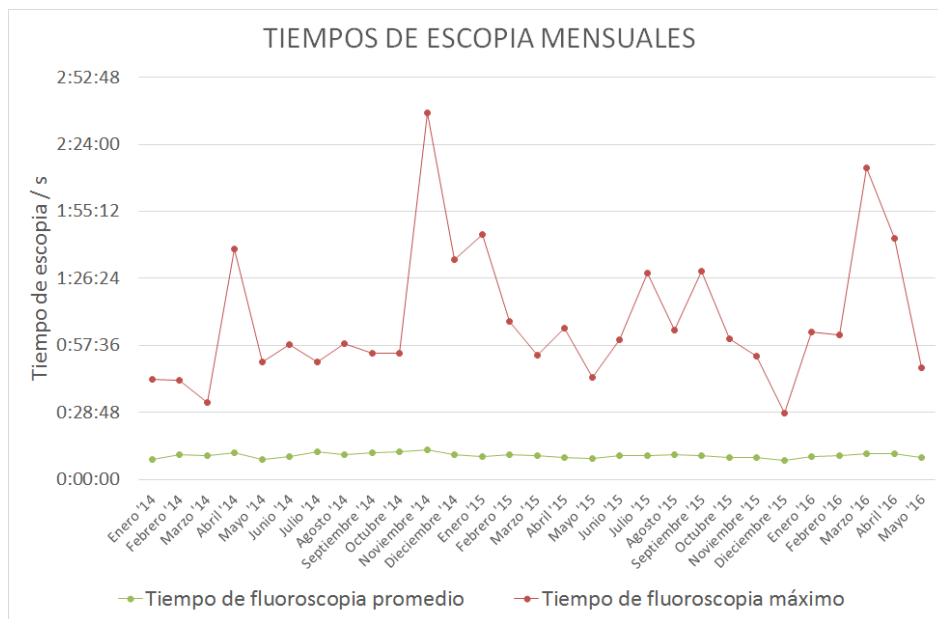


Figura 33: Tiempo de escopia máximo y promedio de cada mes desde enero del 2014

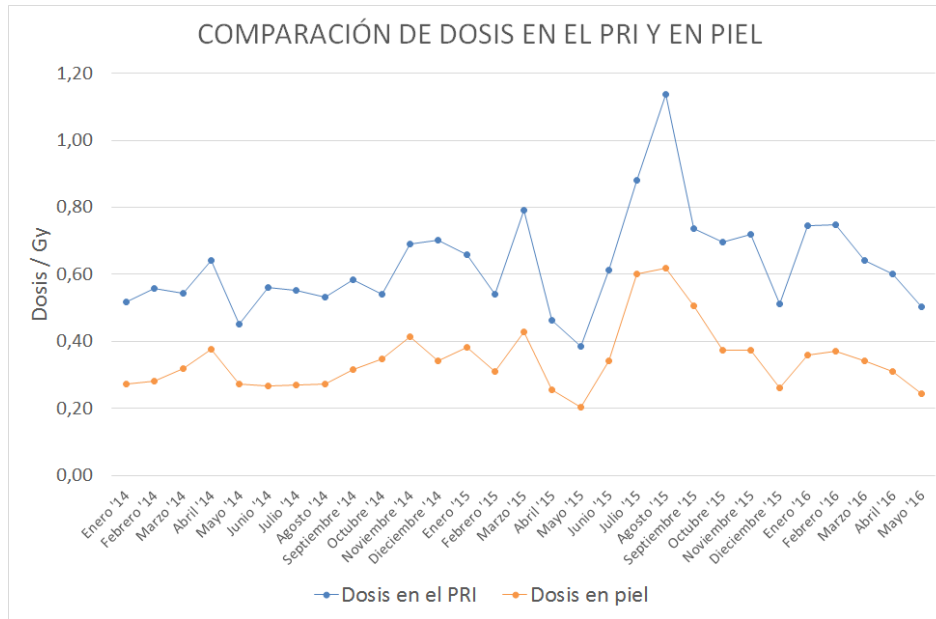


Figura 34: Comparación de dosis en escopia y adquisición

que se realizaron intervenciones con tiempos de escopia mayores de una hora, llegándose a alcanzar las dos horas y media. Sin embargo las dosis en piel máximas rara vez superaron los 3 Gy, hallándose el valor más alto en los 6,3 Gy. Esto conllevaría pérdida temporal del vello y eritemas.

Vamos ahora a comparar las dosis en piel con las dosis en el PRI (figura 34). Los valores de la dosis en el PRI suelen ser siempre mayores. Por supuesto la diferencia entre las dosis en el PRI y las dosis en piel dependen de muchos factores, como de la orientación del haz, de la posición del paciente, de su morfología, etc. Vemos que, en hemodinámica, la dosis en el PRI suele ser el doble que la dosis en piel. Por lo tanto el valor de la dosis en el PRI le sirve al médico para saber a tiempo real de qué orden de magnitud es la dosis en piel que va a tener el paciente. Sabemos que los primeros efectos deterministas ocurren a valores de dosis en piel de 2 Gy. Así, cuando el valor de la dosis en PRI sea del orden de 2-4 Gy el médico sabrá que va a estar muy cerca de producir algún daño y puede intentar evitarlo variando la orientación del haz, recolocando al paciente o utilizando escopia de más baja calidad. Por supuesto, aunque se requiere de una justificación (i.e. que las exposiciones aplicadas produzcan un beneficio neto frente a los riesgos que conllevan) y de una optimización de las dosis, ninguna intervención debe interrumpirse por haber superado cierto nivel de dosis. Sin embargo las exposiciones a los profesionales y al público no pueden sobrepasar unos valores establecidos por encima de los cuales se encuentran los umbrales de dosis para radiolesiones locales o unos riesgos de inducción de cáncer inaceptables.

6. Control de calidad

Tras la instalación y aceptación de un equipo se establece un estado inicial de referencia de acuerdo con las pruebas de aceptación y de aquellas pruebas adicionales que se crean necesarias, ya que éste debe ser evaluado de manera periódica. El propósito de estos controles es detectar desviaciones de ciertos parámetros fuera de las tolerancias -tomadas de la legislación vigente y del protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico, al que se refiere el Real Decreto 1976/1999 (B.O.E. 29.12.99)- y que puedan resultar en una degradación de la imagen o en un incremento innecesario de la exposición. Además, dado que las dosis se estiman a partir de los datos que arroja la máquina, comprobar que opera adecuadamente es de vital importancia.

El conjunto de condiciones bajo las que se somete al paciente a la exposición se denomina técnica. Esto incluye el protocolo de imagen, el modo de operación, la distancia fuente detector, el voltaje y corriente de la fuente, los pulsos por unidad de tiempo y su duración y el tamaño de campo. También incluye el grosor de los filtros de cobre que se encuentran en el colimador y de todos aquellos materiales que se añadan a la salida del tubo. Dicho esto, comencemos a ver en qué consisten estos controles.

6.1. Parámetros geométricos

Tamaño del campo de entrada del detector de imagen y distorsión geométrica

Se coloca una cuadrícula en el detector y para distintos tamaños de campo se observa si el tamaño medido desde la cuadrícula visualizada en la pantalla se corresponde al tamaño del campo seleccionado. Además, se comprueba a simple vista que no haya distorsión de las líneas. En la figura 35 se muestra el objeto test utilizado. Cocientes del tamaño medido entre el nominal mayores o iguales a 0,85 entran en el rango de tolerancia.

Coincidencia del campo de radiación con el área visualizada

Permite asegurarse de que el tamaño del campo es el que entra en el detector. Si no fuese así el campo sobresaldría del detector y habría una irradiación innecesaria. Para comprobarlo se usa un chasis digital CR. Muchos sólidos cristalinos cuando son expuestos a radiación electromagnética absorben energía que se almacena en forma de electrones excitados ubicados en otros niveles orbitales de los átomos que conforman la red cristalina. Con frecuencia dichos materiales se desexcitan de manera espontánea e inmediata, devolviendo la energía absorbida en forma de luz visible o ultravioleta. Sin embargo algunos de ellos conservan parte de la energía almacenada hasta que reciben un determinado tipo de estímulo. Este es el caso del chasis CR. Tras colocarlo a la entrada del detector y hacer incidir sobre él haces de rayos X de distintos tamaños se introduce en un digitalizador CR. Aquí un láser

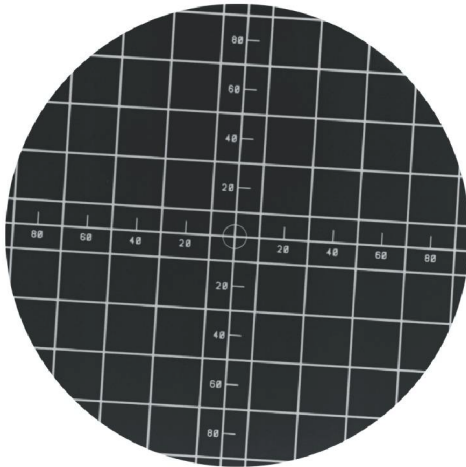


Figura 35: Objeto test para la medida del tamaño del campo de entrada en el detector y de la distorsión geométrica

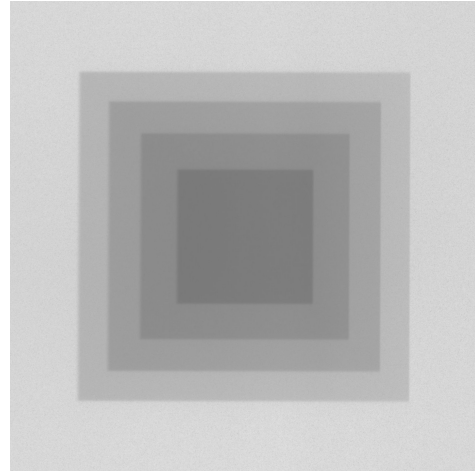


Figura 36: Imagen extraída del chasis CR, donde se observa el tamaño de los cuatro campos empleados

hará un barrido a la pantalla. Cuando los electrones de la pantalla absorben la energía del láser emiten fotones de luz y retornan a su estado de energía original. Esta luz, recogida y convertida a señal digital, nos permite conocer el tamaño real de los campos aplicados, que deben coincidir con los seleccionados. Se encuentran dentro de la tolerancia cocientes del área seleccionada entre la visualizada menores o iguales a 1,15. La imagen recogida por el chasis CR se muestra en la figura 36. Por supuesto, tras la desexcitación las placas CR pueden volver a utilizarse. Otra alternativa sería emplear una película radiocrómica, aunque estas no cuentan con esa ventaja.

Verificación del funcionamiento del sistema de medida: estimación del producto dosis-área

Dado que es sobre esta magnitud sobre la que se sustentan todos los datos relativos a dosis que figuran en los RDSR, comprobar que el medidor de PDA funciona correctamente es, cuanto menos, esencial. Para ello hemos empleado el detector de estado sólido R100B (figura 37) con ayuda del multímetro Barracuda, de la compañía RTI Electronics (figura 38). En la tabla 8 se muestran las especificaciones del detector.

Para la técnica de referencia establecida el valor del PDA obtenido por la cámara de transmisión del *Artis Zee* y el obtenido por nuestro detector se muestran en la tabla 9. Estos valores se comparan con los de revisiones anteriores y se comprueba que no ha habido degeneración. Aun pudiendo parecer una desviación grande, la tolerancia admite valores <20% y nos encontramos dentro del rango.



Figura 37: Detector de estado sólido R100B



Figura 38: Detector MPD junto al multímetro Barracuda

Tamaño	20 x 45 x 7,4 mm
Peso	85 g
Área activa del detector	10 x 10 mm
Rango de dosis	0,1 nGy - 100 kGy
Rango de tasa de dosis	1 nGy/s - 76 mGy/s

Tabla 8: Especificaciones del detector R100B

Dosis medida (μGy)	PDA Barracuda ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	PDA Siemens ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Desviación
2346	35,2	39,43	12 %

Tabla 9: Verificación del funcionamiento de la estimación del PDA

Tasa de dosis medida (mGy/min)	Tasa de dosis Siemens (mGy/min)	Desviación
5,78	6,0	4%

Tabla 10: Verificación del funcionamiento de la estimación de la dosis en el PRI

Valor de la dosis en el punto de referencia intervencionista

Recordemos que el PRI estaba definido a 15 cm sobre el isocentro en dirección al foco. Dado que en el *Artis Zee* la distancia foco-isocentro es de 75 cm la cámara deberá colocarse a 60 cm del foco. Bajo la técnica de referencia dada se obtuvieron los valores mostrados en la tabla 10. El valor obtenido cumple más que razonablemente las expectativas ya que la máxima desviación permitida es del 20 %.

6.2. Calidad de imagen

Visualización de la escala de grises

Se coloca un material con una escala de grises entre el detector y la fuente (figura 39). Bajo una técnica de referencia se debe distinguir toda la escala.

Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Se usa un material con una serie de discos de distinto contraste (figura 40). Se observa cuántos pueden distinguirse con una técnica de referencia para distintos valores de su tamaño de campo.

Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle

En esta ocasión tenemos varios grupos de discos de distintos tamaños, teniendo los discos de un mismo grupo el mismo tamaño pero distintos contrastes (figura 41). Se deben contar, para una técnica de referencia a distintos tamaños de campo, el número de círculos que se visualizan.

Resolución espacial

Se coloca un material con grupos de pares de líneas radiopacas (figura 42). Deben

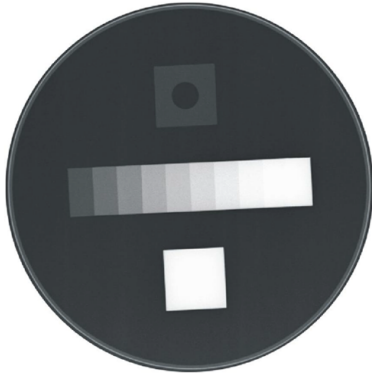


Figura 39: Objeto test para evaluar la visualización de la escala de grises

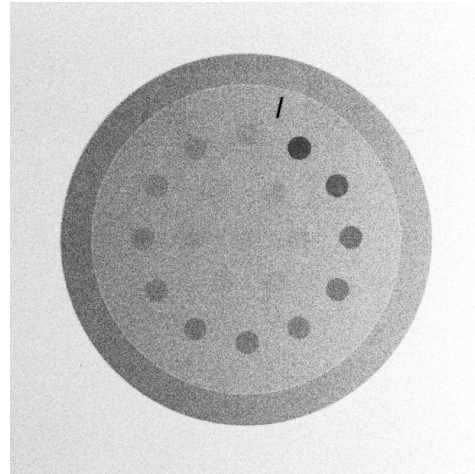


Figura 40: Imagen visualizada durante la prueba de bajo contraste

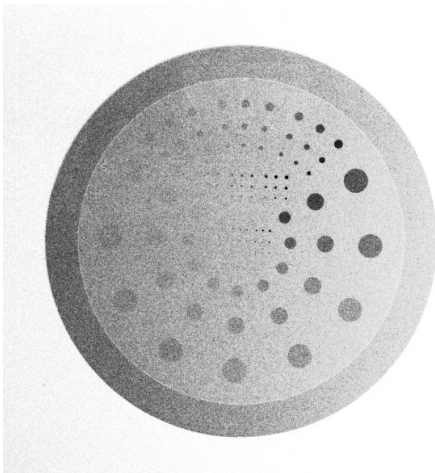


Figura 41: Imagen visualizada durante la prueba de sensibilidad contraste-tamaño

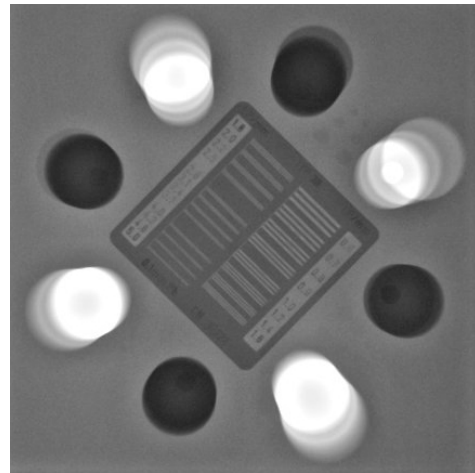


Figura 42: Imagen visualizada durante la prueba resolución espacial

contarse cuántos grupos se resuelven para una técnica de referencia a distintos tamaños de campo. Todas estas pruebas se observan mejor en modo dinámico ya que el ojo promedia bien el ruido. Se debe obtener que la resolución resulta prácticamente constante. Esto se debe a que tenemos un detector digital, luego la resolución está determinada por el tamaño del propio pixel.

Uniformidad de la resolución

Usando un patrón de rejilla debe comprobarse que en toda la extensión del campo, y para distintos tamaños de este, el patrón que se observa es regular.

Visualización de objetos en movimiento

Para esto recurriremos a un maniquí dinámico. Este maniquí no es antropomórfico sino que está compuesto por varios bloques de PMMA (polimetilmetacrilato) apilados, con el bloque central conteniendo cinco alambres radiales numerados de distintos diámetros que giran mediante un motor a unas 30 revoluciones por minuto. Que los bloques sean de PMMA se debe a que sus propiedades de absorción y dispersión son similares a las del tejido blando. Se anotará si puede distinguirse la sección interna, media y externa de cada hilo para distintas técnicas y el tipo de remanencia observada. En la figura 43 se muestra una imagen adquirida del maniquí dinámico. Para la técnica aplicada en ese momento se observan las tres secciones del alambre y una tenue remanencia. Por supuesto cuanto menor sea el número de pulsos que se apliquen por unidad de tiempo (i.e. imágenes por segundo) más alejada se visualizará la remanencia, aunque se trabajará con dosis menores.

6.3. Medidas de dosis a pacientes

Se determinarán las tasas de dosis de los distintos protocolos mediante un detector de radiación colocado en la superficie del paciente y en la periferia del campo. La geometría utilizada para realizar las medidas se muestra en la figura 44. El paciente será simulado mediante una serie de bloques de PMMA apilados. La razón por la que la cámara dosimétrica R100B se coloca en la periferia del campo es que al ser metálica situarla en el centro produciría una modificación automática de la técnica. Se usó un campo de 25 cm y se obtuvieron los resultados reflejados en la tabla 11.

El margen de tolerancia para escopia se fija para valores ≤ 50 mGy/min y el margen de tolerancia para adquisición para valores ≤ 100 mGy/min. Vemos que la tasa de dosis al aplicar adquisición en lugar de escopia es del orden de 10 veces mayor. Además observamos que el uso del protocolo LD (*Low Dose*) permite reducir las tasas de dosis en torno a la mitad. Convendrá entonces, en el caso de que se requiera una mejor calidad de imagen que

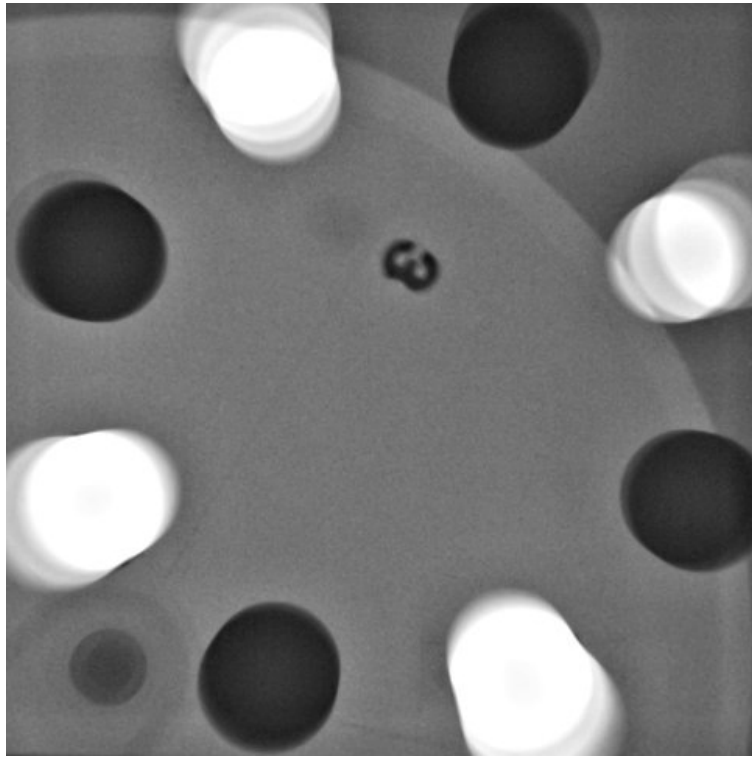


Figura 43: Imagen visualizada del maniquí dinámico

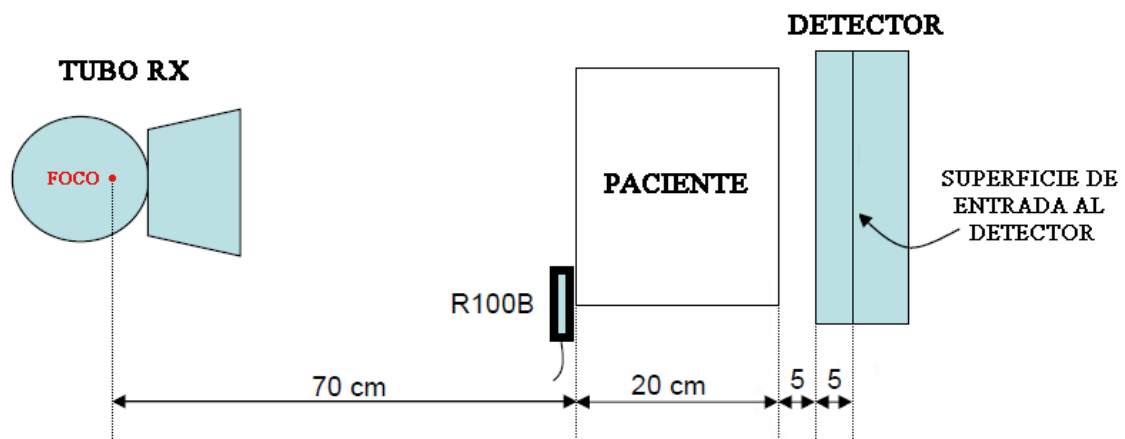


Figura 44: Montaje experimental para las medidas de dosis a pacientes

	ESCOPIA		ADQUISICIÓN	
	TASA DE DOSIS MEDIDA (mGy/min)	TASA DE DOSIS MEDIDA (mGy/min)	TASA DE DOSIS MEDIDA (mGy/min)	TASA DE DOSIS MEDIDA (mGy/min)
PROTOCOLO CARD LD (CARDIO LOW DOSE)	FL LD, 10 p/s	2,2	Coro LD*, 10 i/s	13,7
	FL LD (-), 7,5 p/s	0,9	Coro LD*, 15 i/s	20,8
	FL LD (+), 10 p/s	3,9	Coro LD*, 30 i/s	41,2
PROTOCOLO CARD	FL CARD, 15 p/s	6,7	Coro 2020*, 15 i/s	53,8
			Coro 2020*, 30 i/s	106,4

Tabla 11: Resultados de la prueba de medida de dosis a pacientes

la proporcionada por los protocolos FL LD en escopia, probar con el protocolo FL CARD antes que pasar directamente a adquisición.

6.4. Tasa de dosis en el detector

Se mide la tasa de dosis que llega al detector para distintas técnicas mediante un dosímetro colocado en su periferia. Se busca que sea aproximadamente constante. Esta prueba es equivalente a evaluar el funcionamiento del sistema de control automático de dosis, cuyo fin es, como ya se comentó, el ajuste de ciertos parámetros de fluoroscopia para conseguir una dosis constante a la entrada del detector.

6.5. Tensión

El multímetro Barracuda equipado con el MPD (*Multi-Purpose Detector*, ver en la figura 38), el cual está compuesto de múltiples detectores y filtros, no solo nos permite conocer el valor de las dosis y tasas de dosis sino que además nos mide la tensión, la dosis por pulso, su ratio, el tiempo de exposición, la filtración total y el HVL (*half-value layer*, valor del espesor tal que reduzca la energía incidente del haz a la mitad). En la tabla 12 se muestran las especificaciones del detector.

En esta parte del control de calidad debe comprobarse la exactitud de la tensión, su repetibilidad (cercanía entre los resultados de mediciones sucesivas efectuadas en las mismas condiciones de medición) y su reproducibilidad (cercanía entre los resultados de las mediciones efectuada bajo condiciones de medición diferentes). Los valores medidos de la tensión deben ajustarse a la tolerancia, que abarca desviaciones de hasta el 10%. Para el HVL se debe comprobar que, para tensiones superiores a los 70 kV, su valor es mayor de 2,5 mm Al.

Tamaño	122x 55 x 14 mm
Peso	250 g
Área activa del detector	3 x 21,1 mm
Rango de tensión	35 - 155 kVp
Rango de tiempo de exposición	0,1 ms - 2000 s
Rango de pulsos	1 - 65535 pulsos
Rango de dosis	30 nGy - 1000 Gy
Rango de tasa de dosis	15 nGy/s - 450 mGy/s
Rango de filtración total	1,5 - 38 mm Al
Rango de HVL	1,2 - 14 mm Al

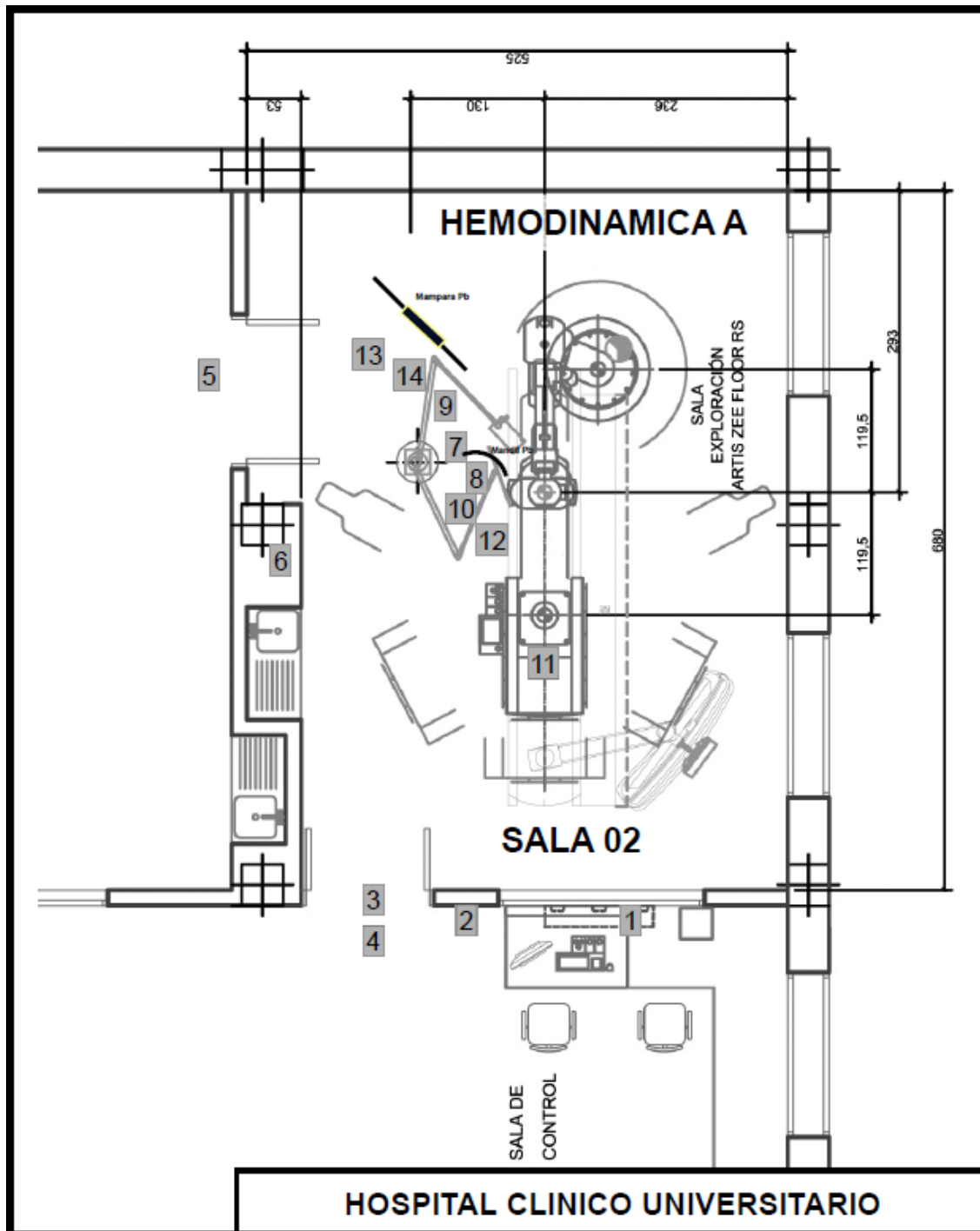
Tabla 12: Especificaciones del detector MPD

6.6. Verificación de niveles de dosis ambientales

Las medidas de las dosis ambientales se toman con una cámara de ionización en distintos puntos de la sala y zonas colindantes (ver figura 45) mientras se aplica una técnica de referencia. En algunos puntos se cubrirá el detector con mandiles de plomo y/o con distintas mamparas. En la trayectoria del haz se colocó un maniquí dispensor, concretamente un bloque de PMMA de 20 cm de espesor.

Para referirse a la dosis de radiación recibida por el personal se habla de dosis anual estimada. Para obtenerla se definen una serie de factores:

- **Carga de trabajo:** es una medida del rendimiento de la radiación. Se define como $W = I \cdot t' / \Delta t$, llamando t' al tiempo de emisión de radiación durante el intervalo Δt e I a la corriente del tubo. Suele considerarse $\Delta t = 1$ semana. Se supuso una carga de trabajo de 10000 mA·min/semana.
- **Factor de uso:** factor entre 0 y 1 que representa el porcentaje de carga de trabajo semanal para una determinada dirección del haz primario de rayos X. Dado que nuestra técnica se aplica para una posición fija del arco, se tomó $U = 1$.
- **Factor de ocupación:** este factor, ponderado entre $T = 0$ y $T = 1$, corresponde a la proporción de tiempo de permanencia del personal en un punto dado durante el tiempo de operación del equipo.

Figura 45: Sala del equipo *Artis Zee*

Con esto, podemos obtener la dosis semanal estimada como sigue:

$$\text{Dosis semanal estimada} \left[\frac{\mu\text{Sv}}{\text{semana}} \right] = \frac{\text{Tasa de dosis} \left[\frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}} \right]}{I [\text{mA}] \cdot 60 \left[\frac{\text{min}}{\text{h}} \right]} \cdot U \cdot T \cdot W \left[\frac{\text{mA} \cdot \text{min}}{\text{semana}} \right]$$

En ocasiones se multiplica también por un factor de calibración de la cámara de ionización. La dosis anual estimada, considerando que un año laboral consta de 48 semanas, será la dosis semanal multiplicada por este valor.

Resulta que en la sala de control y protegidos por el cristal plomado (punto 1 de la figura 45) las tasas de dosis medidas son menores de 0,2 $\mu\text{Sv/h}$, a lo que le corresponden dosis anuales menores de 0,1 mSv. Lo mismo detrás de las paredes y puertas plomadas (puntos 2, 3, 5 y 6). Sin embargo, sin protección de la puerta plomada en el punto 4 se registran tasas de 7 $\mu\text{Sv/h}$ y dosis anuales de 3,9 mSv.

Dentro de la sala y sin blindaje ninguno se registran 340 $\mu\text{Sv/h}$ en el punto 7 (a 1 m de la fuente) y 50 $\mu\text{Sv/h}$ en el punto 11 (a 2 m de la fuente). Mediante mandiles o mamparas pueden reducirse las tasas de dosis por debajo de 10 $\mu\text{Sv/h}$ a solo 1 m de la fuente, conllevando dosis anuales menores de 3 mSv.

Mientras que la dosis aplicada a pacientes no tiene límites establecidos, por el Real Decreto 783/2001 del 6 de julio del 2001 el límite de dosis efectiva para trabajadores expuestos es de 100 mSv para un período de cinco años consecutivos, no pudiéndose superar los 50 mSv en un único año. Adicionalmente el límite de dosis equivalente para el cristalino es de 150 mSv por año y el de piel, manos, antebrazos, pies y tobillos es de 500 mSv por año. Cabe mencionar que se espera un cambio en la normativa para el año 2018.

7. Conclusiones

Hemos obtenido que el valor promedio de la dosis total en piel es de 0,35 Gy, superándose en muy pocas ocasiones (menor al 1% para el mes de mayo del 2016) los 2 Gy, umbral a partir del cual aparecen los primeros efectos deterministas. Podemos decir que las intervenciones cardiológicas guiadas por rayos X a baja dosis son una realidad médica. Sin embargo recordemos que también existen efectos estocásticos. La pregunta que surge es si podría sustituirse la fluoroscopia por otros métodos de imagen donde no existiesen los riesgos propios a la radiación ionizante, métodos como la resonancia magnética o los ultrasonidos. Para estas intervenciones se requiere de una buena calidad de imagen y, dado que el corazón es un órgano en movimiento, de una alta resolución temporal, requisitos que de momento solo nos puede aportar la fluoroscopia. Sin embargo estamos ante un campo en continua evolución, luego cabe esperar que los equipos sean capaces de aplicar cada vez dosis menores sin reducción de la calidad de imagen, tal y como ha venido pasando en los últimos años. No obstante las intervenciones de hemodinámica no deben verse actualmente como algo que

conlleva muchos riesgos sino más bien lo contrario: el riesgo asociado en cuanto a dosis es realmente pequeño. Incluso para las intervenciones en las que se superaron los umbrales podemos hablar de un balance positivo ya que se ha salvado una vida a cambio de unos pocos grays. Por otra parte, no cabe duda de que las intervenciones con arco de hemodinámica son una opción mucha más segura que sus predecesoras, las operaciones a corazón abierto.

La necesidad o no de valores de referencia para las magnitudes indicadoras de dosis sobre las que se ha trabajado es algo que se está discutiendo actualmente en el mundo de la radiología intervencionista ya que es algo complicado de evaluar. Esto se debe a que dichas magnitudes no sólo dependen de la calidad del equipo y del médico sino también del espesor del paciente y de lo complicada que sea la intervención entre otros factores. Ahí es donde cobra importancia el trabajo mensual que realiza el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, que establece unos niveles de referencia propios del hospital, niveles promedios que se dan en su Servicio de Hemodinámica, lo que los hace mucho más efectivos y útiles. No es demasiado ilustrativo compararse con EEUU o con la totalidad de la Unión Europea ya que las técnicas pueden ser diferentes y el equipamiento también. Al hacer un análisis mensual la estadística es suficientemente grande como para recoger todo tipo de pacientes (gordos y delgados, jóvenes y ancianos) y de intervenciones (más complicadas y más sencillas). Hemos visto que en el HCUV el PDA promedio suele estar mensualmente en torno a los 50 Gy·cm². Todo lo que esté muy por encima de ese valor son intervenciones a las que se les debe prestar especial atención. Eso no quiere decir que sean intervenciones mal hechas, pueden ser intervenciones magníficas pero excesivamente complicadas y que han necesitado una gran cantidad de tiempo de escopia. Hay que revisarlas con cuidado pero nunca hay que tomar los niveles de referencia como límites de dosis ya que a los pacientes no se les aplica esta limitación, un paciente necesita la dosis justa para la intervención que requiera. Si determinada intervención requiere un nivel muy superior a nuestro nivel de referencia hay que verlo siempre como un coste necesario para salvar la vida del paciente. Podemos encontrar algunos autores que ofrecen niveles de referencia, como los presentados por E. Vañó para intervencionismo (no solo para hemodinámica) en España [14].

Agradecimientos

Expreso mi agradecimiento al Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Valladolid, especialmente a Carlos Andrés Rodríguez por ofrecerse a orientarme desinteresadamente y por haberlo hecho de manera tan extraordinaria. Sin él la realización de este trabajo no hubiera sido posible. También doy las gracias a Manuel Agulla Otero por permitirme asistir al control de calidad.

Por último quiero agradecer a Pilar Íñiguez de la Torre su dedicación e interés a lo largo de estos meses. Sin duda ha convertido este proyecto en algo memorable y lleno de enseñanzas de las que no se pueden encontrar en los libros.

Referencias

- [1] EECKHOUT, E., *Percutaneous interventional cardiovascular medicine: The PCR-EAPCI textbook*. Toulouse: PCR Publications, 2012.
- [2] UNSCEAR, *Sources and effects of ionizing radiation*. Vol. 1. New York: UN Publication, 2008.
- [3] KHAN, F. M., *The physics of radiation therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [4] BROSED., A., *Fundamentos de física médica*. Vol. 1. Madrid: ADI, 2011.
- [5] BROSED., A., *Fundamentos de física médica*. Vol. 2. Madrid: ADI, 2011.
- [6] MAYLES, P., NAHUM, A. E. AND ROSENWALD, J., *Handbook of radiotherapy physics: Theory and practice*. New York: Taylor & Francis, 2007.
- [7] BOGAERT, E., BACHER, K. AND THIERENS, H., *A large-scale multicentre study in Belgium of dose area product values and effective doses in interventional cardiology using contemporary X-ray equipment*. 2007.
- [8] LANZER, P., *Catheter-based cardiovascular interventions: A knowledge-based approach*. Heidelberg: Springer, 2013.
- [9] PIANYKH, O. S., *Digital imaging and communications in medicine (DICOM): A practical introduction and survival guide*. Berlin: Springer, 2012.
- [10] MARTIN, C. J., SUTTON, D. G. AND ORTON, C. G., *Practical radiation protection in healthcare*. 2003.
- [11] GARCÍA-TALAVERA, M., MATARRANZ, J. L., MARTÍNEZ, M. ET AL., *Natural ionizing radiation exposure of the Spanish population*. 2007.
- [12] PICANO, E., VANO, E., REHANI, M. ET AL., *The appropriate and justified use of medical radiation in cardiovascular imaging: A position document of the ESC Associations of Cardiovascular Imaging, Percutaneous Cardiovascular Interventions and Electrophysiology*. 2014.
- [13] PUBLIC HEALTH ENGLAND. *Patient dose information: guidance*. Available at: <https://www.gov.uk/government/publications/medical-radiation-patient-doses/patient-dose-information-guidance> [Visited on 05/10/2016].
- [14] VANO, E., SANCHEZ, R., FERNANDEZ, J. M. ET AL., *Patient dose reference levels for interventional radiology: A national approach*. 2008.

Índice de figuras

1.	Tubo de Crookes	4
2.	Radiografía de la mano de la esposa de Roentgen	5
3.	Extracción de balas con fluoroscopio durante la Primera Guerra Mundial	5
4.	Angiografía coronaria	7
5.	Angioplastia coronaria	8
6.	Aterectomía rotacional y direccional respectivamente	9
7.	Espectro de rayos X para un ánodo de tungsteno	10
8.	Esquema de un tubo de rayos X	11
9.	Efecto del tamaño del foco en la imagen	12
10.	Principio del foco lineal	13
11.	Efecto anódico o efecto talón	14
12.	Cátodo de dos filamentos	14
13.	Esquema del circuito de un tubo de rayos X	15
14.	Efecto del rectificador de media onda y onda completa	17
15.	Rectificación de onda completa trifásica	17
16.	Importancia de distintos procesos de producción de iones	20
17.	Relación entre dosis y kerma colisional	20
18.	Relación entre dosis y kerma colisional en TCPE	21
19.	Invarianza del producto dosis-área con la distancia	24
20.	Equipo <i>Artis Zee</i> . El punto (1) corresponde al sistema de colimación del equipo, (2) al detector, (3) al tubo de rayos X y (4) al tablero de mandos. La marca roja sobre (3) es el punto focal. La consola de control se encuentra fuera de la sala.	26
21.	Giros y desplazamientos del equipo de hemodinámica	27
22.	Comparación de dosis en escopia y adquisición	28

23.	Imágenes tomadas en modo escopia y adquisición respectivamente	29
24.	Ejemplo de protocolos de irradiación	30
25.	Para calcular el ángulo sólido de una superficie, se proyecta el objeto sobre una esfera de radio conocido	33
26.	PDA total por intervención e histograma	35
27.	Dosis total en el PRI por intervención e histograma	35
28.	Dosis total en piel por intervención e histograma	35
29.	Tiempo total de fluoroscopia y adquisición por intervención respectivamente	37
30.	PDA máximo y promedio de cada mes desde enero del 2014	38
31.	Dosis en el PRI máxima y promedio de cada mes desde enero del 2014	38
32.	Dosis en piel máxima y promedio de cada mes desde enero del 2014	39
33.	Tiempo de escopia máximo y promedio de cada mes desde enero del 2014 . .	39
34.	Comparación de dosis en escopia y adquisición	40
35.	Objeto test para la medida del tamaño del campo de entrada en el detector y de la distorsión geométrica	42
36.	Imagen extraída del chasis CR, donde se observa el tamaño de los cuatro campos empleados	42
37.	Detector de estado sólido R100B	43
38.	Detector MPD junto al multímetro Barracuda	43
39.	Objeto test para evaluar la visualización de la escala de grises	45
40.	Imagen visualizada durante la prueba de bajo contraste	45
41.	Imagen visualizada durante la prueba de sensibilidad contraste-tamaño	45
42.	Imagen visualizada durante la prueba resolución espacial	45
43.	Imagen visualizada del maniquí dinámico	47
44.	Montaje experimental para las medidas de dosis a pacientes	47
45.	Sala del equipo <i>Artis Zee</i>	50

Índice de tablas

1.	Factores ponderales de radiación	22
2.	Factores ponderales de tejido	23
3.	Dosis umbral y periodo de latencia para distintas lesiones debidas a la radiación	25
4.	Datos exportados de cada una de las irradiaciones durante una intervención .	32
5.	Valores totales de la intervención	32
6.	Resultados sobre el total de intervenciones de mayo del 2016	35
7.	Información sobre varios procedimientos de diagnóstico con rayos X [13] . . .	36
8.	Especificaciones del detector R100B	43
9.	Verificación del funcionamiento de la estimación del PDA	43
10.	Verificación del funcionamiento de la estimación de la dosis en el PRI	44
11.	Resultados de la prueba de medida de dosis a pacientes	48
12.	Especificaciones del detector MPD	49