



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

RAYOS X EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Autora: Marta Garrido Galante

Tutora: Pilar Íñiguez de la Torre

Departamento de Física Teórica, Atómica y Óptica

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	3
ABSTRACT	3
1. MOTIVACIÓN Y RELACIÓN CON LOS ESTUDIOS DE GRADO.	4
2. INTRODUCCIÓN	6
3. INSTRUMENTACIÓN EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA	10
4. APLICACIÓN A UN CASO DE QUIMIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA	15
4.1. FISIOLÓGÍA DEL HÍGADO.....	15
4.2. DESCRIPCIÓN DE LA INTERVENCIÓN	18
5. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	23
5.1 ASPECTOS GENERALES	23
5.2 ESTIMACIÓN DE LA DOSIS AL PACIENTE	26
6. CONCLUSIONES	32
7. AGRADECIMIENTOS	34
8. BIBLIOGRAFÍA	35
9. LISTA DE FIGURAS Y TABLAS	36

RESUMEN

Este trabajo se centra en el uso de rayos X en procedimientos médicos de radiología intervencionista. Se trata de un trabajo multidisciplinar que implica una colaboración entre físicos y profesionales del ámbito médico. Se han estudiado los equipos utilizados en dichos procedimientos en los cuales los rayos X guían una operación sin bisturí tomando imágenes y videos del interior del cuerpo durante la intervención. Se ha asistido a una operación de quimioembolización hepática en el Hospital Río Hortega estudiando los aspectos médicos de la misma. Finalmente se han realizado unas estimaciones de la dosis recibida por el paciente en dicha intervención con dosímetros termoluminiscentes.

ABSTRACT

The main point of this work is the use of the X rays in interventional radiology medical procedures. It is a multidisciplinary work which shows the necessity of collaboration between physicists and medical professionals. A study of the equipment used in that kind of procedures, in which the X rays are used to lead a surgery without scalpel by taking images of the body, has been made. A hepatic embolization treatment has been witnessed in the hospital Río Hortega, and a dosimetric study has been made using thermoluminescent dosimeters during that intervention.

1. MOTIVACIÓN Y RELACIÓN CON LOS ESTUDIOS DE GRADO.

A la hora de decidir hacia dónde quería enfocar mi trabajo de fin de grado tuve claro que quería explorar un aspecto aplicado de la física a la vida real. En ocasiones los científicos nos centramos en aspectos muy concretos de la investigación científica y no somos conscientes del impacto real de la física en el día a día de la sociedad. Miles de personas cada año se someten a procedimientos de radiología intervencionista en España, los cuales no podrían llevarse a cabo sin los avances tecnológicos de las últimas décadas. Me resultó realmente interesante la propuesta de realizar un trabajo de fin de grado dentro de este ámbito, que además implicaba la colaboración con profesionales de otras áreas científicas.

A lo largo de mis estudios del Grado en Física he tenido contacto con los rayos X tanto en la vertiente teórica como en la experimental. En varias de las asignaturas cursadas como las referentes a la mecánica cuántica, donde se estudian las transiciones entre los estados de un átomo, y a la electrodinámica con el estudio de la radiación de frenado, así como en lo relativo a la física nuclear. En la asignatura de Técnicas Experimentales de la Física III se estudian las características de los tubos de rayos X y los espectros energéticos producidos para diferentes voltajes de aceleración de los electrones. También se observa como al aumentar el amperaje aumenta la resolución de las radiografías que se obtienen en una pantalla fluorescente. Todos estos aspectos guardan estrecha relación con este trabajo dado que los tubos de rayos X son los componentes esenciales del equipamiento en radiología intervencionista. Finalmente en la asignatura de Técnicas Experimentales de la Física IV se estudia la interacción de las radiaciones ionizantes con la materia y se realizan medidas con diferentes detectores de radiación, Entre ellos los centelleadores y los dosímetros termoluminiscentes se utilizan en el ámbito médico que aquí nos interesa. Los primeros como se verá más adelante, para la obtención de la imagen radiológica mientras que los segundos para el control dosimétrico del personal.

Por otra parte decidí elegir como asignatura optativa “Prácticas en empresa”, las cuales realicé en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Río Hortega donde tuve la oportunidad de conocer diferentes equipos de rayos X. El tiempo que pase allí me permitió ver de cerca el trabajo que realizan los físicos en un ámbito como el hospitalario, que para mí era realmente diferente a lo que conocía hasta el momento.

Mediante la realización de este TFG se me ha abierto la posibilidad de colaborar directamente con una médico radióloga especializada en tumores hepáticos que me ha explicado su trabajo e incluso me ha permitido asistir a una de sus intervenciones. Esto ha supuesto un motivo de estímulo para el desarrollo de este trabajo, además de permitirme conocer un ámbito profesional completamente nuevo. Junto con esto, también me ha resultado interesante el aprendizaje de una pequeña parte de la fisiología humana necesaria para comprender las intervenciones no invasivas que la radiación procedente de un tubo de los rayos X guía. Asimismo me ha sorprendido enormemente como se curan ciertos desarreglos vasculares y como se administran fármacos localmente con la ayuda de diminutos instrumentos a través de los vasos sanguíneos todo ello posibilitado por las imágenes del interior de cuerpo tomadas con rayos X.

2. INTRODUCCIÓN

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhelm Conrad Röntgen en el año 1895 y poco tiempo tuvo que pasar para que se viera el potencial que ofrecían a la medicina. Sin lugar a dudas actualmente es muy importante la contribución de los rayos X al campo de la medicina. La rama de radiología médica es la especialidad que se ocupa principalmente de la utilización de los rayos X para el diagnóstico de distintas enfermedades. Sin embargo, cada día más, se ocupa también de las intervenciones mínimamente invasivas que utilizan los rayos X como método de guiado por imagen. En dichas intervenciones no se abre al paciente y son las que se incluyen en el área denominada radiología intervencionista, que es la que se considera en este trabajo. Estos procedimientos comenzaron a utilizarse en la década de los setenta. Por el hecho de tratarse de técnicas mínimamente invasivas presentan ciertos beneficios para los pacientes. Se elimina la necesidad de anestesia total en muchos casos y se reduce el tiempo de estancia en el hospital postoperatorio, reduciéndose el riesgo de infecciones.

En la mayor parte de los procedimientos de radiología intervencionista se introducen diminutos instrumentos en los vasos sanguíneos haciéndolos llegar hasta el área afectada. Estos instrumentos tienen un sinnúmero de funciones dependiendo de la afección. Así pueden servir para eliminar un coágulo, ensanchar una vena obstruida y otras muchas de este tipo en las que se trata de corregir un desarreglo justamente del vaso sanguíneo. Pero también para administrar quimioterapia y más recientemente radioterapia localmente allí donde se encuentra un nódulo tumoral en un determinado órgano y para efectuar el bloqueo o embolización del vaso sanguíneo que riega un tumor.

En los campos de la cardiología y la neurología estas intervenciones han supuesto grandes avances en el tratamiento de enfermedades vasculares, como isquemias (obstrucción de vasos sanguíneos), aneurismas (dilatación) o derrames y también han demostrado su gran utilidad en casos de ictus e infartos, es decir tras el accidente vascular ocurrido a consecuencia de dichas patologías. Otra llamativa intervención en el campo de la electrofisiología cardíaca consiste en la ablación por catéter de las áreas generadoras de arritmias mediante pulsos de radiofrecuencia, sustituyendo las operaciones a corazón abierto. En la figura 1 se muestra un stent corrector de aneurisma.

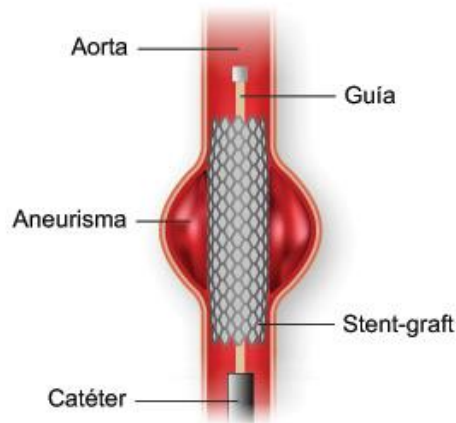


Figura 1- Catéter y guía en vaso sanguíneo.

Todo ello es posible por la utilización de métodos de contraste intravascular que permiten visualizar los vasos sanguíneos mediante los rayos X. La imagen, denominada angiografía, es en realidad la sustracción digital de dos imágenes una sin y otra con un contraste opaco a los rayos X. De esta manera se realza la imagen de los vasos sanguíneos ya que la atenuación de los rayos X en el resto de los tejidos es similar en ambas imágenes a sustraer. El movimiento del paciente, el cual es inevitable, entre la adquisición de la primera imagen y la segunda hay que tenerlo en cuenta, ya que puede hacer que aparezcan artefactos en la imagen. Suele ser suficiente un desplazamiento de los píxeles de una imagen sobre la otra para solucionar estos problemas.

La figura 2 muestra una angiografía renal, en la que se pueden apreciar los capilares sanguíneos.



Figura 2 - Angiografía renal

La médico radióloga sugirió como objeto del trabajo un tratamiento de quimioembolización en el hígado, el cual será explicado en las secciones siguientes.

Desde el lado de la Física el trabajo que nos ocupa se encuadra dentro de la especialidad de Física Médica con competencias en el uso de radiaciones ionizantes con fines médicos. Estas radiaciones se producen ya sea en equipos, como los tubos de rayos X o son emitidas por núcleos radiactivos, y sirven para llevar a cabo el diagnóstico o tratamiento de ciertas enfermedades. El radiodiagnóstico y la radioterapia engloban diferentes procedimientos como se muestra en el esquema de la figura 3.

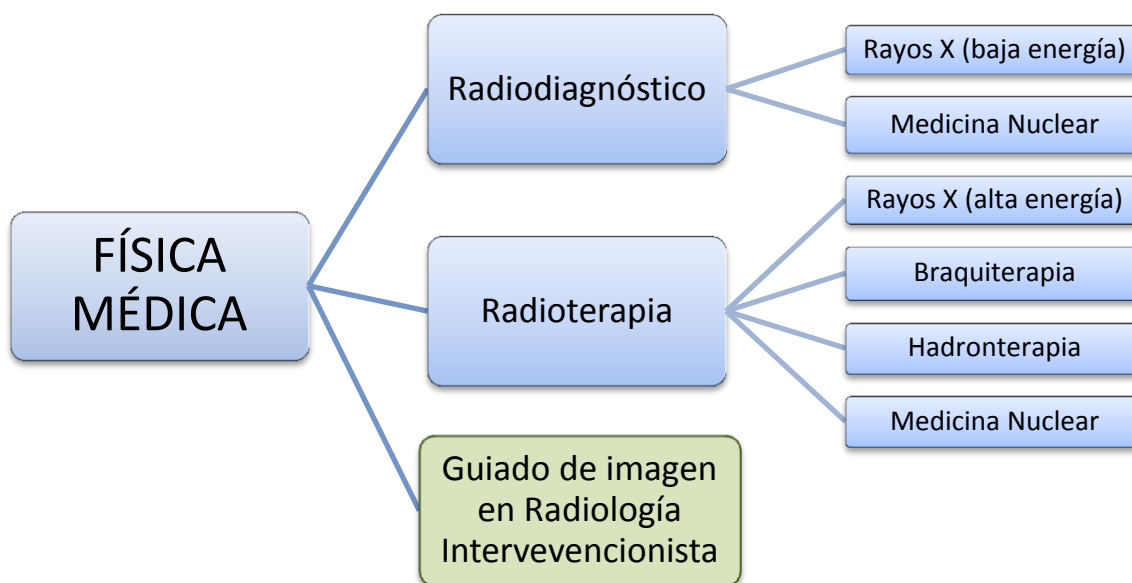


Figura 3 – Esquema de las áreas de física médica.

La radiología intervencionista, objeto de este trabajo, no se encuadra en ninguno de los dos grandes grupos, ya que este procedimiento es más general incluyendo aspectos de radiodiagnóstico pero también otros mucho más amplios como se ha visto y se verá a lo largo de este trabajo.

La creciente utilización de técnicas de radiodiagnóstico y radioterapia explica por qué en las últimas décadas la figura de radiofísico ha cobrado tanta importancia dentro del ámbito hospitalario hasta hacerse imprescindible. Tareas como llevar a cabo el control de calidad de todos los equipos que utilizan radiaciones ionizantes, controlar las dosis del personal que está expuesto a la radiación o la planificación de los tratamientos de radioterapia son llevadas a cabo por radiofísicos.

No quiero dejar pasar la oportunidad de mencionar aquí al español Mónico Sánchez, figura destacada en este campo durante los primeros años del siglo XX. El castellano-manchego, asentado en Nueva York, desarrolló el generador de rayos X portátil en 1908. Supuso un gran avance frente a los equipos fijos de la época y fue muy utilizado tanto en Estados Unidos como posteriormente en Europa durante la Primera Guerra Mundial.

3. INSTRUMENTACIÓN EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

El equipo esencial es el Angiógrafo Digital, mostrándose en la figura 4 el utilizado en la intervención en la que se centra este trabajo. Se trata del modelo disponible en el Hospital Universitario Río Hortega, el Philips Allura Xper FD20. (El registro de características del equipo se presenta como Anexo I).



Figura 4 - Angiógrafo digital - Philips Allura Xper FD20.

El angiógrafo es un equipo diseñado específicamente para este tipo de intervenciones. Incluye un arco en forma de C anclado al suelo, con el tubo de rayos X en uno de sus extremos y el receptor de imagen en el otro. Para facilitar una mayor cantidad de proyecciones del paciente dicho arco puede moverse en diferentes direcciones. El angiógrafo está conectado a dos monitores, los cuales permiten al médico especialista seguir la imagen en tiempo real mientras realiza la exploración o visualizar las series de imágenes obtenidas previamente [1].

Los valores típicos del voltaje del tubo de rayos X están entre 80 y 100 kV mientras que los de la corriente entre unas décimas de miliamperio y unos pocos mA. La mayoría de los equipos actuales llevan incorporado un sistema de Control

Automático de Intensidad de manera que el operador del equipo solamente debe introducir el dato de kilovoltaje siendo dicho sistema el que se encarga de regular la intensidad de corriente. En algunos de los equipos, como en el angiógrafo que nos ocupa, es incluso posible seleccionar el tipo de intervención que se va a realizar y el sistema de control selecciona automáticamente la curva de voltaje e intensidad que mejor se ajusta a ella. Según las características de cada paciente y a la vista de cómo sea la absorción el sistema, dentro de la curva elegida, determina los valores de kilovoltaje y amperaje para así obtener una imagen óptima [1].

En la figura 5 se muestran, a modo de ejemplo, tres curvas kV-mA utilizadas en procedimientos con escopia: curva estándar, curva de baja dosis absorbida y curva de alto contraste. En las intervenciones en las que se necesita que la dosis sea inferior aunque la imagen presente peor contraste se selecciona la curva de baja dosis absorbida, que conlleva mayor valor del voltaje frente al de amperaje. En el caso de que se prefiera una imagen de contraste alto se aumenta el valor de los miliamperios.

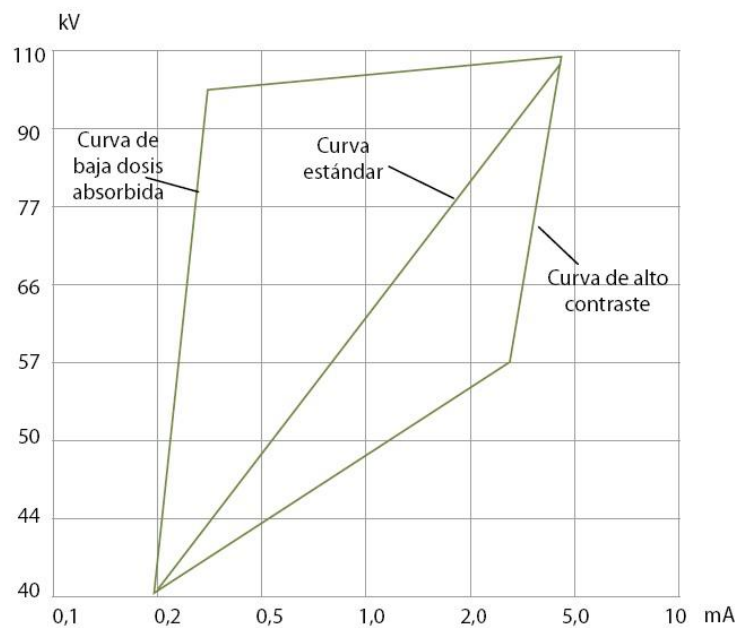


Figura 5 - Curvas kV-mA del Control Automático de Intensidad.

El detector que lleva incorporado el angiógrafo es un detector digital de panel plano [2]. Estos presentan ciertas ventajas frente a los sistemas de detección analógicos, como la posibilidad de procesar la imagen para optimizar la información que de ella se puede obtener, o el hecho de que el procesado y visualización de las imágenes se lleva a cabo en tiempo real.

Dentro de los detectores de panel plano se puede diferenciar entre los que basan su funcionamiento en un proceso de conversión indirecta o directa. Predominan

los que se basan en el método de conversión indirecta de los rayos X utilizando un centelleador de yoduro de cesio (CsI). Los rayos X que llegan al detector se convierten en luz, la cual a su vez es absorbida dando lugar a carga eléctrica proporcional a la energía que los rayos X entregan al detector. El registro de esta carga se lleva a cabo mediante una matriz de silicio formada por silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H), dispuesta formando pixeles cada uno de los cuales incorpora un fotodiodos y un TFT (Thin-film transistor). Estas matrices pueden ser de un tamaño de unos 40x40 cm², con millones de pixeles.

En la figura 6 se muestra de forma esquemática este proceso, desde que los rayos X inciden en el detector de panel plano hasta la generación y registro de carga eléctrica.

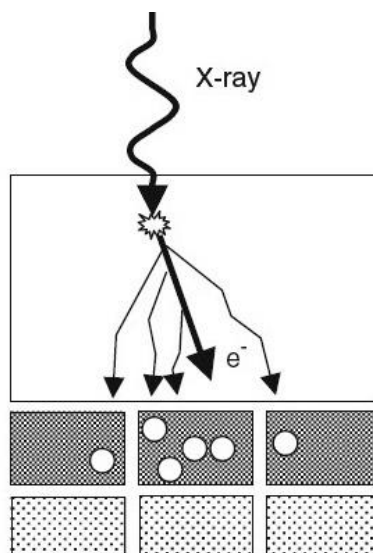


Figura 6 - Proceso de conversión indirecta en los detectores de panel plano.

Los fotones de rayos X llegan al detector e inciden sobre el centelleador de yoduro de cesio, donde son absorbidos generando electrones de alta energía o fotoelectrones por efecto fotoeléctrico. Estos, al avanzar por el centelleador, debido a la gran energía que poseen, crean una gran cantidad de electrones libres en los procesos de ionización. Estos electrones, al recombinarse, producen fotones de luz en el rango visible. Estos fotones de luz visible inciden a continuación en el fotodiodo y son convertidos en carga eléctrica.

A continuación, en la figura 7, se muestra de forma esquemática un detector de panel plano con una matriz de silicio amorfo y centelleador de yoduro de cesio.

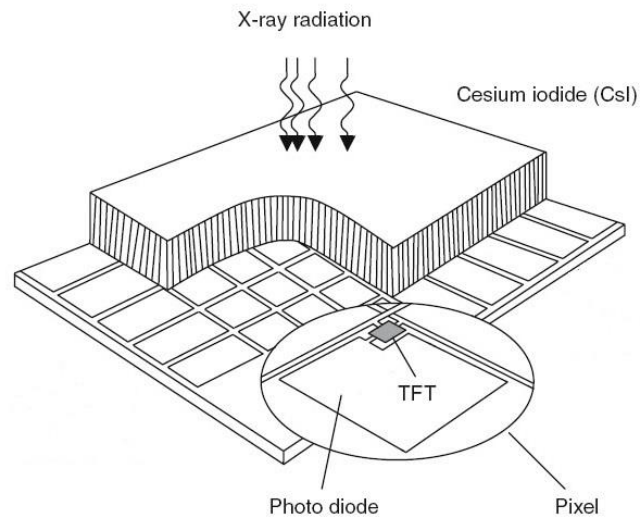


Figura 7 - Detector de panel plano.

Los detectores de panel plano empezaron a utilizarse en el campo de la medicina, principalmente con fines de diagnóstico, a finales de la década de los noventa, pero en los últimos años han ganado terreno no solo en radiografía y mamografía sino también en procedimientos de angiografía y fluoroscopia, aumentando su aplicación más allá del diagnóstico para realizar tratamientos. En el caso que nos ocupa, ya que se trata de fluoroscopia, estos detectores de panel plano presentan ciertas ventajas frente a los intensificadores de imagen que se utilizaban hasta entonces, como puede ser que las imágenes no están distorsionadas, mayor sensibilidad a los rayos X o el ofrecer imagen en tiempo real de entre 10 y 25 fps (frames por segundo). En el caso de procedimientos de radiología intervencionista, el hecho de que el procesado de la imagen y la visualización sea en tiempo real tiene mucha importancia, ya que en esas imágenes se apoya el médico radiólogo a lo largo de toda la intervención.

Se utilizan dos modos de obtención de imágenes que presentan diferente utilidad para el médico durante la intervención, de forma que sea el especialista quien decida en cada momento cual de las dos utilizar. O bien se adquiere una imagen única o una serie de imágenes consecutivas [1].

- **Adquisición de imágenes:** en este caso se requiere una buena resolución, por lo que se eligen valores altos para el amperaje que pueden llegar hasta unos pocos miliamperios, mientras que el intervalo de tiempo es pequeño, del orden de milisegundos. Estas imágenes de alta resolución se pueden superponer a las imágenes de los vídeos en tiempo real, los cuales tienen mucha menos resolución, de manera que sirvan de guiado para la

manipulación instrumental del médico intervencionista. Esto se conoce como road mapping.

- Visualización de imágenes dinámicas en tiempo real o Escopia: En el caso de la toma consecutiva de imágenes que se visualizan en los monitores en tiempo real, se utiliza fluoroscopia pulsada en la que se toman entre 12 y 25 imágenes por segundo. El modo pulsado y la técnica de road mapping sirven para reducir la dosis al paciente.

Esto permite al especialista observar cambios dinámicos en el paciente como pueden ser el flujo a través de los vasos sanguíneos gracias a un agente de contraste. Además el médico radiólogo controla como mover catéter u otros instrumentos ya que puede visualizarlos en tiempo real, es decir, sirve como guiado.

En este caso ocurre lo contrario que en el caso anterior. El tiempo de exposición del paciente a esta radiación será elevado, ya que será necesario prácticamente en todo momento durante la intervención. Esto implica que los amperajes no pueden ser tan elevados para así reducir la dosis, lo que lleva asociado que la calidad de la imagen sea peor que en el caso de una radiografía.

El hecho de que el angiógrafo sea un equipo digital hace que sea posible el procesado de la imagen en tiempo real (resolución espacial, contraste, ruido), mejorando así su calidad sin necesidad de aumentar la dosis que recibe el paciente.

Otro método que se emplea en fluoroscopia para reducir la dosis que recibe el paciente es el Last Image Hold (LIH), que consiste en congelar la última imagen adquirida y mantenerla en el monitor hasta que vuelva a utilizarse la escopia. De esa forma el radiólogo puede observar la imagen del paciente sin emitir radiación y continuar con la escopia cuando lo considere necesario.

4. APLICACIÓN A UN CASO DE QUIMIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA

La intervención que se presenció fue una quimioembolización hepática, sugerida por parte de la radióloga. Ésta consiste en la introducción de un agente quimioterápico a través de la arteria hepática, utilizado guiado con rayos X, para atacar los hepatocarcinomas presentes en el hígado.

El término embolización hace referencia a la oclusión del flujo de un vaso sanguíneo. En esta intervención, la solución del agente quimioterápico que se utiliza se encarga de la oclusión del riego de los nódulos tumorales.

4.1. FISIOLÓGÍA DEL HÍGADO

El caso médico de radiología intervencionista que vamos a presenciar consiste en una quimioembolización realizada a un paciente con un hígado cirrótico. Lo que se escribe en este apartado ha sido comunicado y explicado por la Dra. Radióloga y puede completarse la información en su tesis doctoral [3]. En el hígado de un paciente con cirrosis pueden aparecer una serie de nódulos de diferentes tamaños, como los nódulos cirróticos, con tamaños alrededor de los tres milímetros de diámetro; los nódulos displásicos, generalmente inferiores a diez milímetros aunque pueden llegar a superarlos; o los denominados hepatocarcinomas (CHC), que conllevan una connotación de malignidad y entre los cuales podemos diferenciar el hepatocarcinoma pequeño (inferior a 2cm) y el hepatocarcinoma avanzado. El proceso de la formación del cáncer avanza desde el nódulo cirrótico, el nódulo con displasia, el hepatocarcinoma pequeño y por último el hepatocarcinoma avanzado.

El criterio del tamaño no se puede utilizar en todos los casos, ya que aunque es mayor la probabilidad de que un nódulo sea benigno cuanto más pequeño sea, también se dan casos de CHC en nódulos pequeños.

Descartado ese criterio para diferenciar los nódulos malignos de los benignos se puede recurrir a la vascularización, ya que unos y otros no son regados por los mismos capilares. El hígado esta alimentado tanto por la vena porta (80%) como por la arteria hepática (20%). Los nódulos benignos, al igual que el parénquima

sano, reciben un aporte sanguíneo principalmente de la vena porta, mientras que los hepatocarcinomas son irrigados por la arteria hepática.

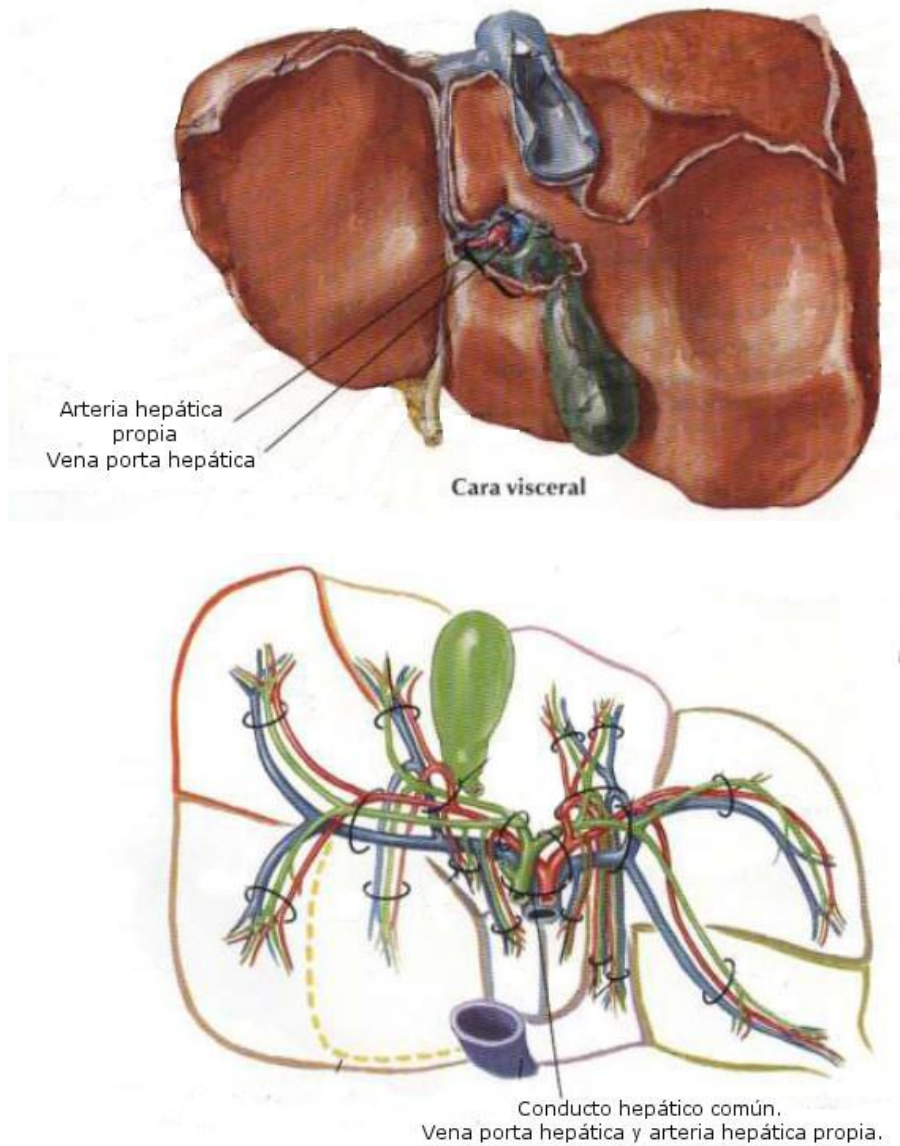


Figura 8 - Vascularización del hígado

En la Figura 8 se muestran dos imágenes de la fisiología del hígado, así como la localización de la arteria hepática y la vena porta [4].

Esta característica se utiliza para el diagnóstico a través de tomografía computarizada. Una vez introducido en el riego sanguíneo el agente de contraste se toma una serie de imágenes en distintos instantes de tiempo: una a los 25 segundos de la administración del contraste que corresponde con la fase arterial (es decir el contraste entra al hígado por la arteria hepática), otra a los 70

segundos que corresponde con la fase portal (es decir el contraste también llega por la vena porta) y una última imagen a los 180 segundos. De esta forma en la primera imagen quedarán resaltados con contraste los CHC, en la segunda no se podrán distinguir los CHC ya que el resto del tejido del hígado es irrigado por la vena porta y en la última imagen se verá como los CHC pierden intensidad ya que a ellos les llega sangre sin contraste mientras que el resto del tejido del hígado sigue aun con el contraste.

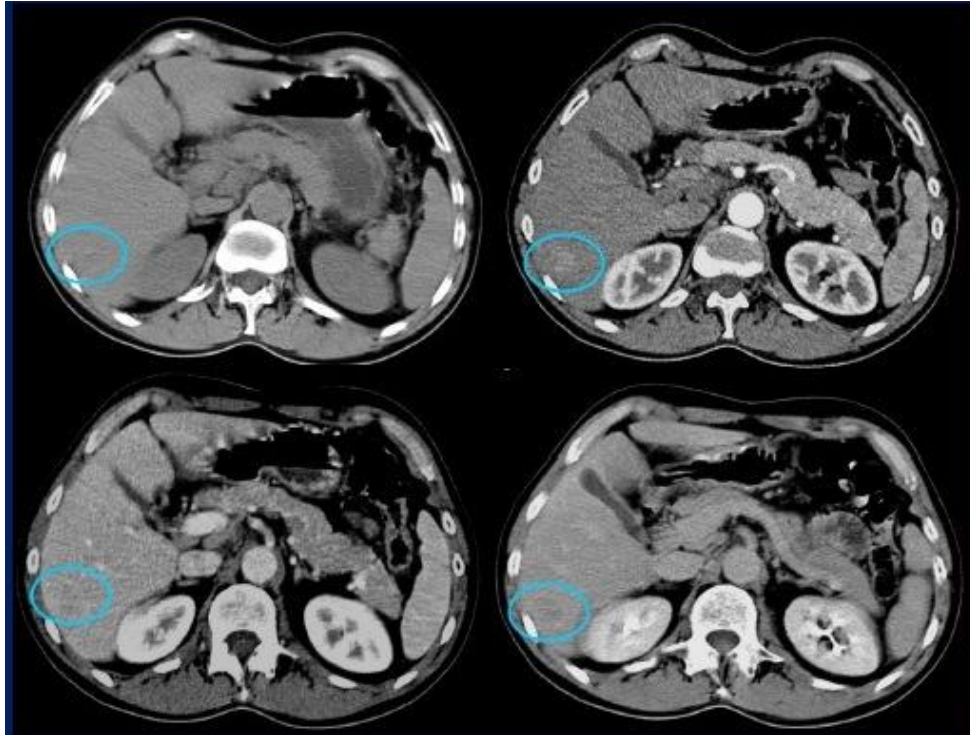


Figura 9 - Tomografía computarizada (TC) con contraste en distintas fases para el diagnóstico del hepatocarcinoma.

A la hora de realizar un tratamiento influye tanto el estado funcional del hígado como el número de nódulos, su tamaño o su situación en el hígado. Mientras que en estadios terminales se utilizan únicamente medidas paliativas, en estadios iniciales se recurre al trasplante de hígado o tratamientos de termoablación. En estadios intermedios solo ha demostrado aumento en la supervivencia la quimioembolización transarterial (TACE).

La quimioembolización transarterial se basa precisamente en que la vascularización del hepatocarcinoma se debe a la arteria hepática. Se trata de un procedimiento de radiología intervencionista en la cual, guiándose con rayos X, se hace llegar un catéter hasta la arteria hepática e inyectar un agente quimioterápico (en este caso doxorubicina) disuelto en un medio transportador, como el lipiodol.

El lipiodol es un aceite de contraste que tiene afinidad por las células tumorales, de modo que el tumor queda marcado y además retiene el agente quimioterápico en él, de forma que es liberado controladamente a lo largo de una semana.

4.2 DESCRIPCIÓN DE LA INTERVENCIÓN

En este apartado se describirá la intervención presenciada comentando las diferentes fases y las técnicas de imagen con rayos X empleadas en cada caso.

De manera previa a la realización de la intervención, el paciente ha sido sometido a un estudio de tomografía computarizada para el diagnóstico de los nódulos. Solamente se utilizará anestesia local, de forma que el paciente está consciente durante toda la intervención.

→ Primera etapa:

En primer lugar debe ser localizada la arteria femoral donde se introducirá el catéter y con ayuda de la guía, utilizando técnicas de imagen, se hará llegar hasta la arteria hepática. Se utiliza el angiógrafo digital en modo de escopia, el cual nos permite ver en todo momento dónde se encuentran la guía y, por consiguiente, el catéter. Es la propia radióloga la que maneja en todo momento el angiógrafo y decide en qué momentos utilizar los rayos x, para intentar reducir al mínimo la dosis al paciente, ya que la intervención puede ser de considerable duración.

Además gracias al brazo en forma de C del angiógrafo se puede guiar el catéter en diferentes direcciones. A lo largo del recorrido con el catéter, conduciéndolo por diferentes vasos sanguíneos hasta llegar a la arteria hepática, hubo un momento en que fue necesario mover el arco del angiógrafo para obtener una proyección del paciente diferente.

Para la localización de la arteria femoral fue necesario utilizar un ecógrafo. Esta técnica de ultrasonidos no es necesaria para la quimioembolización propiamente dicha, sino solamente en este primer momento. Aun así, el ecógrafo está disponible en la sala de la intervención, por si se diera la circunstancia, como en esta ocasión, de tener que utilizarlo.

Los valores que se utilizan en este tipo de intervenciones están normalmente alrededor de los 80 kV, seleccionados por el control automático de intensidad del angiógrafo. Se trata de un nivel de escopia baja, es decir las imágenes tienen una calidad inferior pero se reduce considerablemente la dosis empleada.

En la figura 10 se muestra una imagen de escopia baja obtenida por el angiógrafo durante la intervención. En ella se puede apreciar la posición de la guía y el catéter, los cuales ya están colocados en la arteria hepática.

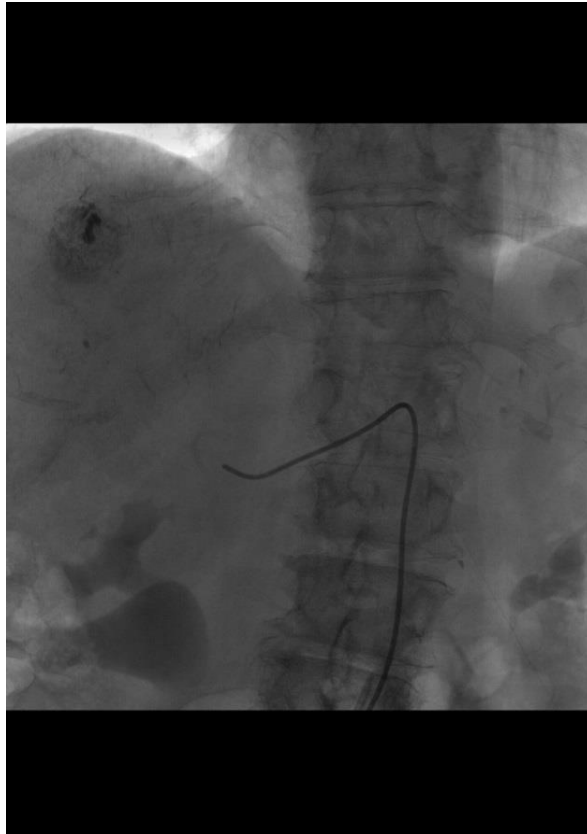


Figura 10 - Imagen del catéter colocado en la arteria hepática proporcionada por el angiógrafo en escopia baja.

→ Segunda etapa:

Una vez que el catéter ha sido colocado en el hígado (concretamente en la arteria hepática) se trata de guiar a la zona donde se sitúen la mayoría de nódulos, especialmente los de mayor tamaño, antes de introducir el agente quimioterápico. Esto se hace para evitar así su distribución por zonas del hígado sanas o menos afectadas. De esta forma se procede a la localización concreta de los nódulos, al igual que se hizo previamente para el diagnóstico con un TC, pero utilizando el propio angiógrafo.

La radióloga introduce el contraste por el catéter y utilizando el angiógrafo en el modo de escopia baja se aprecia donde se sitúan los nódulos, ya que los nódulos son irrigados por la arteria hepática que es precisamente por donde se está introduciendo el contraste.

Sin embargo para conseguir guiar el catéter hasta la zona de los nódulos no basta con la utilización de rayos X que se estaba empleando hasta ahora, es necesario tomar una imagen de mayor calidad donde se aprecien los nódulos que la radióloga pueda utilizar a modo de mapa. Dicha imagen es tomada por el propio angiógrafo con la técnica de adquisición de imágenes estáticas.

Es necesario que el paciente esté situado lo más cerca posible de la misma posición que ocupará durante el posterior guiado del catéter, ya que esta imagen será utilizada como referencia de la ubicación de los nódulos a la hora de hacer llegar allí el catéter. Es imposible que ocupe exactamente la misma posición ya que como el paciente no está anestesiado puede llevar a cabo movimientos involuntarios y también interfiere la propia respiración del paciente.

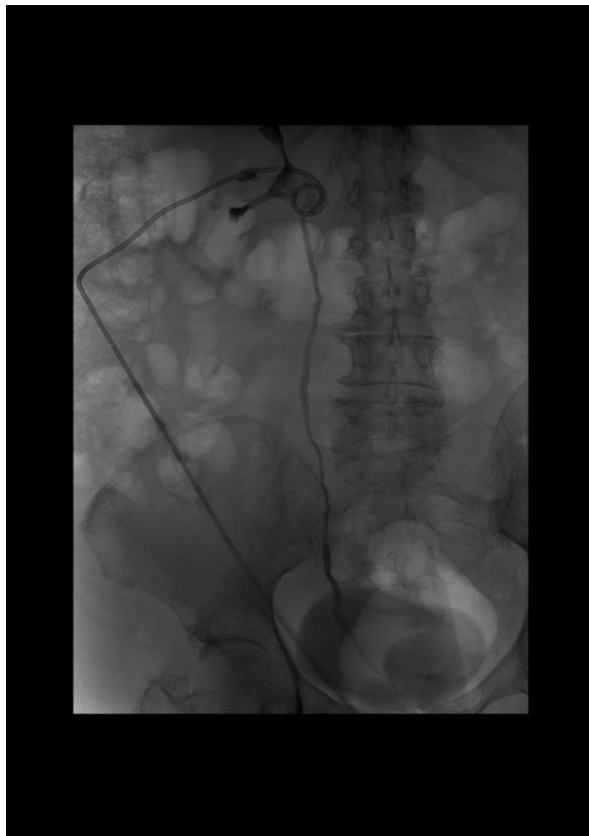


Figura 11 - Imagen tomada durante la intervención con la técnica de adquisición de imágenes estáticas.

Como la imagen debe ser de mayor calidad se emplea una bomba para introducir el contraste con mayor presión que si se hiciera de forma manual. Además se utiliza distinto voltaje y amperaje, aplicando una dosis de radiación mayor pero durante intervalo de tiempo mucho más pequeño, ya que se trata de un solo disparo. Para llevarlo a cabo se desaloja la sala, ya que la dosis de radiación es elevada, y se

realiza el procedimiento desde la sala adyacente, donde se encuentran los ordenadores y monitores que permiten controlar el angiógrafo.

→ Tercera etapa

Una vez que la radióloga visualiza la imagen y da el visto bueno, todo el personal vuelve a la sala de la intervención. La imagen tomada se coloca en uno de los dos monitores del angiógrafo y en el otro se visualizará la imagen en tiempo real de la escopia, de forma que la radióloga podrá ir guiando el catéter hasta la zona deseada al aplicar rayos X, sirviéndose de la imagen previamente adquirida a modo de mapa.

Cuando el catéter está en la zona deseada (lo más cerca del nódulo de mayor tamaño posible) se retira la guía y se introduce la mezcla quimioterápica previamente preparada, que consta del agente quimioterápico y el agente de contraste (lipiodol). La mezcla se va soltando al ir retirando el catéter para que afecte a la zona donde se concentran los nódulos, pero intentando que no se desvíe por otras arterias ya que le podría producir dolor al paciente.

Una vez hecho esto, la intervención ha terminado y por tanto se procede a retirar el catéter y se cierra la arteria femoral.

La médico radióloga es quién, según las necesidades en cada fase, controla cuándo y cómo utilizar los rayos X en cada momento de la intervención, según vaya necesitando bien para guiar el catéter o para localizar la posición de los nódulos. De modo que el tiempo durante el que el paciente está siendo irradiado varía en cada caso.

En la siguiente tabla se recogen los tiempos de escopia baja empleados en cada etapa de la intervención.

Etapa	Tiempo
Primera	3min 20s
Segunda	3min
Tercera	2min 7s

Tabla 1 - Tiempos de escopia en las distintas fases de la intervención.

Pese a que la intervención ha tenido una duración considerable, 45 minutos, los rayos X se han empleado lo menos posible, para de esa forma reducir la dosis al paciente.

Duración de la intervención	Tiempo total de escopia
45 min	8 min 27 s

Tabla 2 - Duración de la intervención y tiempo de escopia.

La dosis que recibe el paciente durante toda la intervención procede tanto de la recibida durante estos 8 min y 27 s de escopia, como de la que se debe a las imágenes adquiridas utilizando mayor amperaje en el momento que el personal salió de la sala.

5. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Las dosis que se reciben en radiología intervencionista pueden ser relativamente importantes tanto por parte de los médicos y otros profesionales, como de los pacientes. Por esto en los últimos años se han producido avances en los sistemas de detección de los rayos X, en el sentido de hacerlos más eficientes lo cual repercute en minimizar las dosis sin menguar la calidad de la imagen. Con todo y con eso la protección radiológica tiene en este campo gran relevancia. Y ello incrementado porque cada vez son más sofisticados los procedimientos involucrados lo cual hace que aumente el tiempo de exposición a los rayos X.

5.1 ASPECTOS GENERALES

Cuando un paciente es sometido a procedimientos, tanto de diagnóstico como de tratamiento, en los que se utilizan radiaciones ionizantes, se parte de la base de que el riesgo de que haya daños ocasionados por esta radiación compensa la propia enfermedad del paciente. En el momento en el que la radiación incide sobre el tejido del cuerpo humano interacciona aleatoriamente con todo tipo de células pudiendo ocasionarles un daño reversible o irreversible. El daño se clasifica en directo e indirecto. El directo ocurre cuando la radiación cede energía a macromoléculas biológicas como el DNA, el RNA o proteínas, provocando una ruptura de enlaces en dichas moléculas, las cuales quedan modificadas. Por otra parte, en el caso del indirecto la radiación ioniza moléculas de la célula, como pueden ser las de agua, las cuales se disocian dando lugar a radicales libres OH^* y H^* .



Estos radicales libres presentan una elevada reactividad química, es decir, tienen tendencia a recombinarse para formar moléculas de H_2 , H_2O o H_2O_2 , para lo cual pueden reaccionar entre ellos o con otras moléculas. Si esta reacción de los radicales libres tiene lugar sobre moléculas de DNA los efectos son importantes, pudiendo incluir la ruptura de la cadena o la alteración de las bases.

La frecuencia de que se produzcan roturas de cadena simple por cada gray de dosis es de 1000 células afectadas, la de dañar alguna de las bases del DNA es de 500, mientras que de que se produzca una doble rotura es solo de 40. No se puede

determinar de forma precisa qué proporción de los daños causados se debe a efectos directos o indirectos, aunque algunos estudios sugieren que sobre el 65% se debe a daños indirectos y un 35% a los directos [5].

Los efectos posibles a nivel del organismo pueden ser de dos tipos. De tipo aleatorio, los cuales no precisan una dosis umbral para tener lugar (aunque al aumentar la dosis también lo hace la probabilidad de que aparezcan). O también hay otros que sí necesitan que la dosis alcance un valor umbral para producirse, por debajo de la cual, la probabilidad de que se den es muy pequeña. Los primeros reciben el nombre de estocásticos y los segundos son denominados no estocásticos o deterministas [6]. Ejemplos de daños estocásticos son el desarrollo de cáncer o las mutaciones genéticas, mientras que daños deterministas pueden ser el eritema en la piel o las cataratas en los ojos.

Las salas en las que se llevan a cabo los procedimientos de radiología intervencionista están especialmente diseñadas teniendo en cuenta las características de dichas intervenciones. La mayoría de estas técnicas implican tiempos de escopia elevados aunque la dosis en cada disparo no lo sea, por tanto las salas no deben estar tan protegidas como puedan estarlo las salas de radioterapia, donde la dosis es mucho más elevada. Aun así las paredes, los cristales de las ventanas, el suelo y la puerta llevan una capa de 2mm de plomo. Hay que tener en cuenta que en los equipos como el angiógrafo, el tubo de rayos X no permanece siempre en la misma posición, sino que puede rotar según las necesidades del médico a lo largo de la intervención, de esta forma no se puede diseñar la sala calculando en que zonas se recibirá una dosis mayor de radiación, aunque sí que se puede estudiar para diferentes colocaciones del tubo qué zonas de la sala reciben una mayor dosis para que sean evitadas por el personal médico.

La mayor parte del tiempo, exceptuando los momentos en los que el médico radiólogo precisa otra vista del paciente, el tubo de rayos X del angiógrafo permanece situado debajo de la camilla del paciente y el detector encima. De esta manera se trata de disminuir la radiación dispersa que alcanza al especialista y al resto de profesionales que intervienen, ya que la mayor parte de la radiación dispersa va en dirección al suelo, afectando menos a los órganos más radiosensibles, como pulmones, corazón, hígado, etc. Esto se debe a que los fotones dispersados en la dirección de la radiación incidente, siguen sufriendo interacciones dentro del propio paciente, mientras que los fotones retrodispersados (que en el caso de la colocación del tubo bajo la camilla serían los dirigidos hacia el suelo) al ser producidos en las primeras capas de la superficie del paciente, son capaces de abandonar al propio paciente con facilidad. Si bien es verdad que también se produce radiación dispersa por los diferentes objetos de la sala, incluido el propio angiógrafo, la mayor parte de la radiación dispersa procede del paciente.

Lógicamente en este tipo de intervenciones el personal médico permanece dentro de la sala con el paciente en todo momento, al contrario que en procedimientos de radioterapia o radiografía donde el paciente está solo en la sala durante el tiempo de exposición a la radiación. Esto hace que para los especialistas en radiología intervencionista sea imprescindible la utilización de prendas de protección personal frente a la radiación. En la actualidad hay una gama muy amplia de prendas de protección, como chalecos, faldas o protectores de tiroides entre otros. Incluso se fabrican diferentes diseños para la mayor comodidad de cada radiólogo durante las intervenciones, que en ocasiones se prolongan mucho en el tiempo. Los tradicionales mandiles plomados hoy en día han sido sustituidos por materiales como el XENOLITE [7] que cumplen el mismo propósito pero proporcionan ciertas ventajas como una reducción del peso entorno al 20%. El XENOLITE es un material de protección frente a los rayos X en el rango de 70kV a 100kV, diseñado como una mezcla plomo, antimonio, tungsteno y bario.

En España, el encargado de la seguridad de la población, los trabajadores y el medio ambiente frente a los efectos producidos por las radiaciones ionizantes es el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), siendo el único organismo competente en asuntos de protección radiológica y seguridad nuclear. Se han publicado Reales Decretos (referencias [8] y [9]) donde quedan recogidos los límites de dosis para el público y para trabajadores profesionalmente, siendo obligatorio un registro de todas las dosis recibidas por los trabajadores a lo largo de su vida laboral en un historial. Sin embargo no se establece un límite respecto a la dosis en el caso de los pacientes.

A nivel internacional existen una serie de organismos en lo referente a la protección radiológica. La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) emite recomendaciones al respecto, basadas en tres principios: justificación, optimización y limitación de dosis. La justificación implica que la exposición a radiaciones ionizantes debe ser beneficiosa, no solo para el paciente sino para la sociedad. La optimización hace referencia a que las exposiciones a la radiación sean tan bajas como sea razonablemente posible y se denomina principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) [10]. Por último la limitación de dosis se refiere a que no se superen los límites de dosis establecidos en la legislación en cada caso.

5.2 ESTIMACIÓN DE LA DOSIS AL PACIENTE

No es el objetivo de este trabajo realizar un estudio de las dosis de radiación en procedimientos de radiología intervencionista. Lo que sí se ha hecho es colocar unos dosímetros termoluminiscentes en distintas posiciones del paciente para obtener una idea general de la dosis recibida. Los dosímetros son pequeños chips de 3 x 3 x 1 mm. El hecho de que estos dosímetros tengan una superficie pequeña hace que sean más aptos para esta intervención permitiéndonos colocarlos directamente sobre la piel del paciente sin que fuesen un obstáculo para el desarrollo de la intervención.

Los dosímetros de termoluminiscencia están constituidos por un cristal termoluminiscente, en el cual al ser irradiado, portadores de carga de la propia estructura cristalina quedan atrapados en trampas de almacenamiento, debidas a impurezas introducidas en el cristal, de forma proporcional a dosis de radiación absorbida recibida. Podemos conocer la dosis absorbida recibida por el detector (TLD) midiendo la cantidad de luz que se genera cuando el dosímetro se calienta a temperaturas de unas pocas centenas de grados centígrados [11]. Estos dosímetros precisan un proceso de borrado previo a su utilización, con el fin de que todas las trampas estén vacías y así evitar falsear las medidas.

Los dosímetros de termoluminiscencia utilizados son del modelo TLD 100 (de Harsaw-Bicron del tipo $LiF:Mg,Ti$.) [12]. La última limpieza de los mismos tuvo lugar el 26 de Marzo de 2015, sometiéndolos a un programa de limpiado con una duración de una hora a 400°C y otras dieciséis horas a 80°C. Tanto para su lectura como para su borrado se precisa la utilización de un equipo especializado, que en nuestro caso ha sido el que tienen en el Servicio de Radiofísica del Hospital Río Hortega.

La cantidad que nos va a suministrar el dosímetro es la dosis absorbida en el material que lo compone. Esta se define como la energía de impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm .

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2)$$

En el sistema internacional la dosis se expresa en unidades de Jkg^{-1} denominándose gray (Gy) a la unidad de dosis absorbida [11].

Se colocaron ocho dosímetros termoluminiscentes, siguiendo la disposición que se muestra en la figura 12. Unos más cercanos a la zona en la que se llevaba a cabo la intervención y otros a mayor distancia, como las rodillas o el cuello.

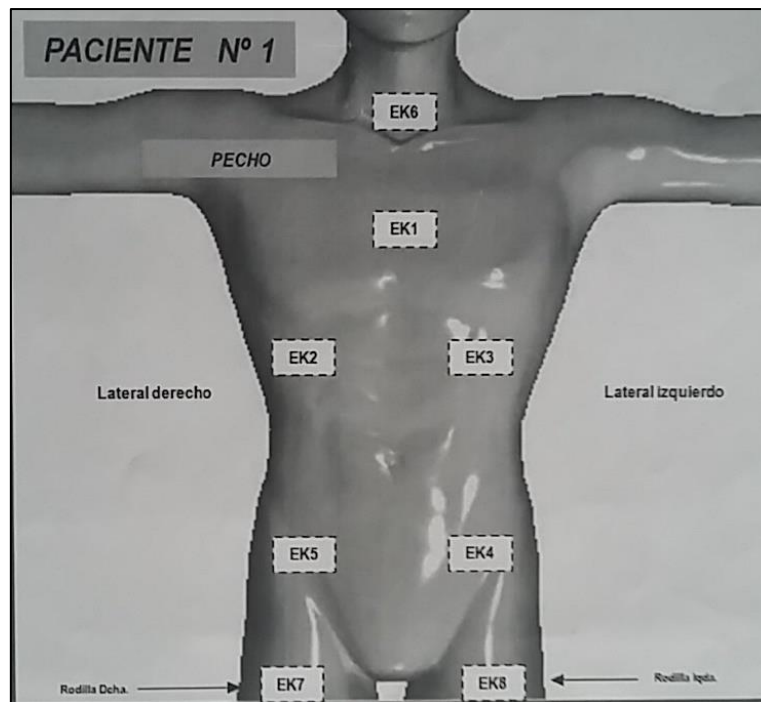


Figura 12 - Esquema de colocación de dosímetros termoluminiscentes en el paciente.

Lo primero que hay que destacar, es que estos dosímetros son equivalentes al tejido humano, de manera que la dosis es igual a la energía absorbida por la misma cantidad de tejido en el mismo sitio donde se encuentra ubicado el dosímetro.

A las energías de los rayos X de interés en este trabajo los dos mecanismos de absorción de energía son los efectos fotoeléctrico y Compton. En el efecto fotoeléctrico toda la energía del fotón incidente es absorbida por el tejido biológico, cosa que no ocurre en el caso de una interacción Compton, en la que el fotón incidente interactúa con un electrón del medio y se emite un fotón con una energía menor a la del incidente. Por tanto a cada sitio donde se registra la dosis llegan fotones de rayos X directamente emitidos por el tubo y también fotones dispersados por el cuerpo del paciente así como por el resto de materiales existentes en la sala.

Las medidas de dosis que se recogen en la tabla 1 son las dosis a la salida del paciente, es decir una vez que los rayos X ya han atravesado los distintos órganos y tejidos y se han ido atenuando a lo largo de todo el recorrido que realizan durante toda la intervención. Además esa dosis no solo contiene la debida a la radiación directa sino que también incluye la radiación dispersa.

TLD	POSICIÓN	DOSIS / mGy
EK1	Esternón	2,913
EK2	Arco costal derecho	6,486
EK3	Arco costal izquierdo	5,125
EK4	Ingle izquierda	1,893
EK5	Ingle derecha	2,996
EK6	Superior esternón (tiroides)	1,602
EK7	Rodilla derecha	0,046
EK8	Rodilla izquierda	0,070

Tabla 3 - Dosis recogidas por los diferentes dosímetros termoluminiscentes.

El pasar de estos datos a una estimación de la dosis a la entrada no es tarea sencilla y está fuera del alcance de este trabajo. Aun así hemos querido hacer una estimación, eso sí, bastante grosera. Consideremos un haz de fotones monoenergéticos desde el tubo atravesando 20 cm de un medio acuoso que simula al paciente. El haz se atenúa al penetrar una distancia x en un medio según la expresión

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (3)$$

siendo N_0 el número de fotones inicial y N el número de fotones después de atravesar la distancia x . El coeficiente de atenuación lineal μ , depende del medio y tiene dimensiones de L^{-1} . Se define un coeficiente de atenuación lineal para cada forma de interacción con la materia, de forma que el coeficiente de atenuación total será la suma de los diferentes coeficientes para cada modo de interacción. Suele ser conveniente definir a partir de éste el coeficiente de atenuación másico dividiendo por la densidad, cuyas dimensiones son $L^2 M^{-1}$.

En la siguiente figura se representa el coeficiente de atenuación de rayos X en agua, en función de la energía de los fotones. Dependiendo de la energía predominan los procesos de interacción fotoeléctrica, Compton o creación de pares.

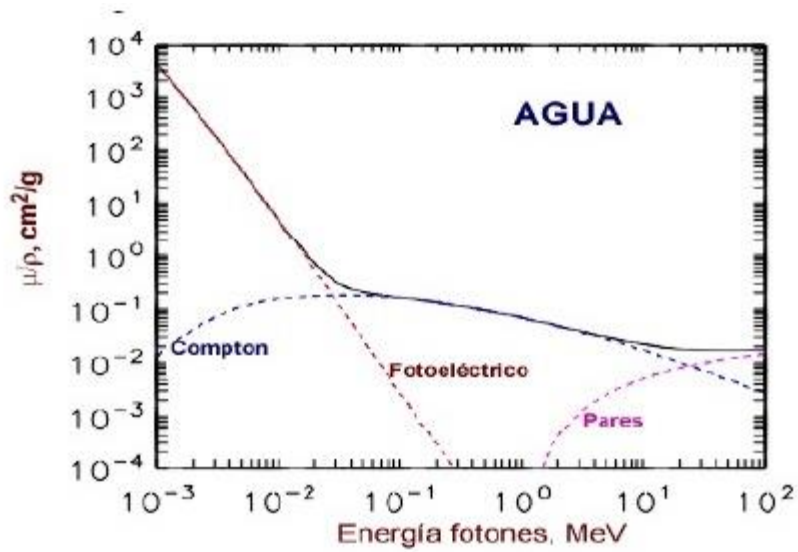


Figura 13 - Coeficiente de atenuación lineal en agua en función de la energía.

El tubo de rayos X del angiógrafo utilizado en la quimioembolización hepática en la que se han hecho las medidas de dosis no es una fuente monoenergética. En la siguiente imagen se muestra el espectro de emisión de un tubo de rayos X (con un filtro de 2.5 mm de aluminio). No es el correspondiente al tubo concreto utilizado durante la intervención, sin embargo se asemeja lo suficiente [13].

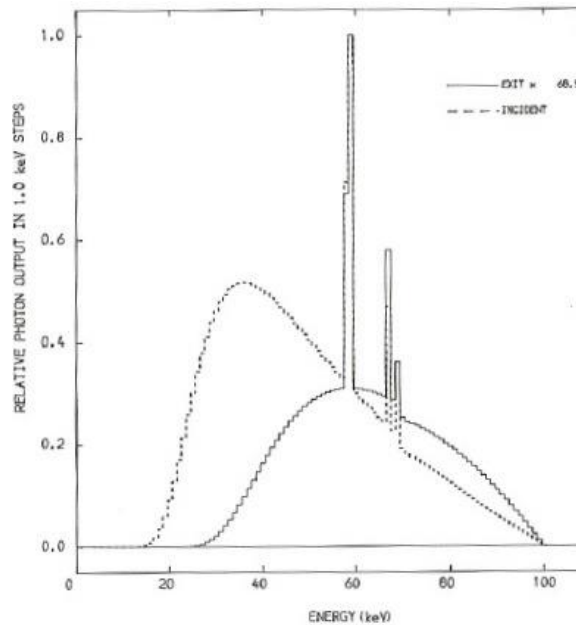


Figura 14 - Espectro de emisión de rayos X.

El tubo de rayos X incluye una filtración, denominada inherente, que lleva a cabo una filtración del haz. El objetivo de hacer pasar el haz por un filtro es el de

eliminar los fotones de baja energía del espectro, ya que sí contribuyen a la dosis que recibe el paciente pero su contribución a la imagen se considera despreciable. Normalmente esa primera filtración es insuficiente y por ello se añade a continuación una lámina de aluminio o cobre, que recibe el nombre de filtración añadida [1].

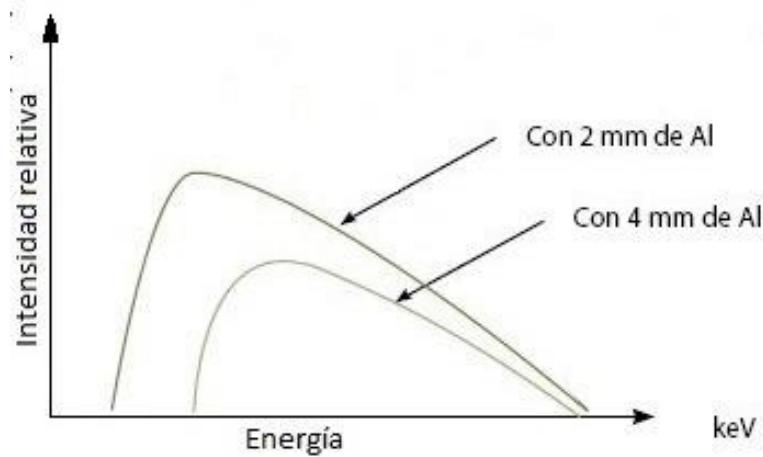


Figura 15 - Efecto de filtros de aluminio de 2mm y 4mm sobre el espectro de rayos X.

Analizando los resultados del estudio de la referencia [14] hemos obtenido que para un espectro de rayos X similar al nuestro, el haz de rayos X se atenúa por un factor de 100 al atravesar 20 cm de agua. Es decir que según esto, la dosis a la entrada sería del orden de 100 veces la dosis a la salida. Esto equivale a la atenuación de un haz monoenergético con energía efectiva de 60 keV con coeficiente de atenuación lineal $\mu = 0,22 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ como se encuentra en las bases de datos del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST) [15].

Los dosímetros han sido colocados en posiciones representativas del paciente para la intervención que se estaba llevando a cabo, pero esto no nos permite determinar la máxima dosis que ha recibido el paciente. A aquel dosímetro que mayor dosis a la salida ha registrado se le estima una dosis de entrada de 0,5 Gy, del orden de magnitud de las dosis que habitualmente se dan en estas intervenciones. Comparando estas estimaciones con otros trabajos publicados relacionados con dosimetría en radiología intervencionista [16] se observa que los datos se asemejan bastante.

Para ello se han utilizado las medidas de aquellos dosímetros ubicados en la zona que recibió la radiación de manera más directa, arco costal derecho y arco costal izquierdo, ya que para el resto habría que seguir un procedimiento más complicado.

Lo cierto es que los valores de dosis absorbida por el paciente pueden variar mucho de unas intervenciones a otras, ya que son muchos los factores propios de cada paciente e intervención los que influyen. Por eso es frecuente que en intervenciones de mayor duración puedan obtenerse valores de dosis absorbida de unos cuatro o cinco grays y aún mayores, pudiendo incluso acarrear daños deterministas, como necrosis de las células de la piel.

Sin embargo, ese no es el total de dosis a que se ve sometido el paciente, ya que a la dosis de radiación que recibe durante la intervención habría que añadirle la recibida durante el proceso de diagnóstico.

6. CONCLUSIONES

A nivel global este trabajo me ha permitido conocer de cerca cómo se emplean los rayos X en procedimientos médicos. Es un tema que personalmente me resulta muy interesante y que aunque está relacionado con muchos temas tratados durante la carrera me ha permitido enfocarlos desde otro punto de vista. Conocer el amplio y complejo trabajo que realizan los radiofísicos en los hospitales y la colaboración con profesionales de otras áreas, como los médicos especialistas en radiología, me ha hecho comprender que la física está totalmente integrada en el ámbito hospitalario, que a priori podría parecer destinado a profesionales de ciencias de la salud. Y no solo eso, sino que cada vez cobra más importancia.

Por poner un ejemplo de esto, me gustaría citar la técnica de radioembolización, la cual se va a poner en marcha a lo largo de este año en la provincia de Valladolid (ya se lleva a cabo en otros hospitales españoles). El procedimiento es muy similar al descrito en el trabajo, la diferencia está en la sustitución del agente quimioterápico por un isótopo radiactivo. Consiste en la introducción de alrededor de doce millones de microesferas de itrio 90, de forma que la radiación actúe directamente sobre los tumores y afecte mínimamente al resto de tejido. Por lo tanto podría decirse que se trata de una técnica combinada de radiología intervencionista y radioterapia. A la complejidad propia de la intervención descrita en este trabajo hay que añadirle la dificultad del manejo y transporte del radioisótopo, requiriéndose colaboración de especialistas en medicina nuclear y médicos radiólogos.

A lo largo de este trabajo también he tomado conciencia sobre las altas dosis de radiación, procedentes del ámbito hospitalario, que recibe la población en los países industrializados debido al aumento del número de procedimientos radiológicos que se llevan a cabo (destacando entre ellos la tomografía computarizada y la radiología intervencionista, que conllevan valores de dosis mayores).

Gran parte del personal profesionalmente expuesto nunca llega a acercarse a los valores límites establecidos en la legislación. Si bien hay algunos casos en los que ese límite se supera y estos suelen darse en los médicos especialistas en procedimientos de radiología intervencionista, debido a que permanecen en la sala junto al paciente durante el tiempo de irradiación. Notando incluso efectos nocivos pese a las prendas de protección utilizadas. Aquí se abre otro campo de investigación en dosimetría, con el diseño de diferentes modelos de dosímetros

que puedan ser utilizados en todo tipo de intervenciones/operaciones por el personal implicado, de modo que en sus historiales aparezca la dosis que reciben realmente.

El área de la protección radiológica está en constante crecimiento en la actualidad, buscando continuas mejoras. En los últimos años se ha abierto un debate relativo a si sería conveniente un registro de dosimetría individualizado para pacientes en diagnóstico [17].

Esto me hace ver que esta rama de la física tiene un futuro prometedor para lograr una mayor eficacia de los diagnósticos y tratamientos para los pacientes, así como una mejor protección para los profesionales médicos, avanzando en el desarrollo de estas nuevas técnicas.

7. AGRADECIMIENTOS

En primer lugar me gustaría darle las gracias a mi tutora del Trabajo Fin de Grado, Pilar Íñiguez de la Torre, por su colaboración y apoyo durante estos meses de trabajo.

Agradecer también a la Dra. María Elena Villacastín Ruiz, médico especialista en radiología, por ayudarme a entender la parte médica del TFG y permitirme presenciar una intervención. El poder ver de cerca su trabajo, que para mí era desconocido, ha hecho que afronte este trabajo desde un punto de vista diferente.

Dar las gracias a Raquel Barquero, Jefe de Sección Radiofísica y P.R. del Hospital Clínico Universitario de Valladolid, por su asesoramiento en materia de legislación vigente.

Por último me gustaría agradecer a Ricardo Torres y a todo el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Río Hortega, por mostrarme un ambiente de trabajo para los físicos diferente al que conocía. Pude aprender mucho durante el tiempo que pasé con ellos. Y gracias a Ana Cristina López Cabeceira, mi tutora de Prácticas de Empresa, por facilitarme la oportunidad de realizarlas en el Servicio de Radiofísica.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Brosed, *Fundamentos de Física Médica Vol. 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*, ed. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2011.
- [2] M. Spahn, *Flat detectors and their clinical applications*, Eur Radiol 15, 1934–1947, 2005.
- [3] E. Villacastín Ruiz. *Evaluación de las técnicas de imagen en el diagnóstico de carcinoma hepatocelular en pacientes candidatos a trasplante hepático*. Tesis Doctoral. Universidad de Valladolid. Facultad de Medicina. Valladolid 2014.
- [4] H. Netter, *Atlas de anatomía humana 2ed*, Masson, 2001.
- [5] *Curso de PR para dirigir instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico (IRD)*. CSN-CIEMAT, 2006.
- [6] N. Alegre, *Reacción celular ante la radiación*. Dpto Radiología y Medicina Física, ed. Universidad de Málaga. ISSN 1579-3087, 2001.
- [7] *XENOLITE “B-3” (Light-Lead) Grade Series 600. Technical Description & Specification*. XENOLITE Radiation Protection Garments, 2013.
- [8] Real Decreto 783-2001, BOE 178, 26 de julio de 2001.
- [9] Real Decreto 1085/2009, BOE 173, 18 de julio de 2009.
- [10] Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). www.csn.es/proteccion-radiologica, 2016.
- [11] A. Brosed, *Fundamentos de Física Médica Vol. 1 Medida de la radiación*, ed. Sociedad Española de Física Médica (SEFM), 2011.
- [12] R. Barquero, R. Méndez, M.P. Iñiguez, H.R. Vega-Carrillo and M. Voytchev. *Thermoluminescence measurements of neutron dose around a medical LINAC*, Rad. Prot. Dosim. 101, 493, 2002.
- [13] R. Birch, M. Marshall. *Catalogue of Spectral Data For Diagnostic X-rays*. The Hospital Physicist’s Association. 1979.
- [14] U. Chica Villegas, *Estudio del formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de rayos X de energías bajas y medias*. Tesis Doctoral. Dpto de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada., 2009.
- [15] Instituto Nacional de Estándares y Tecnología. (NIST) <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/water.html>, 2016.
- [16] D. Andisco, V. Bourel, L. Schmidt y N. Fernández. *Dosimetría del paciente y ocupacional en procedimientos intervencionistas*. Cusco, Peru, 2014.
- [17] J. Almansa López, C. Borrás, A. Gil Agudo y R. Ruiz Cruces. *¿Dosimetría individualizada para pacientes en diagnóstico?* Rev. Fis Med 14, 1438, 2013.

9. LISTA DE FIGURAS Y TABLAS

FIGURA 1 - CATÉTER Y GUÍA	7
FIGURA 2 - ANGIOGRAFÍA RENAL	7
FIGURA 3 - ESQUEMA DE LAS ÁREAS DE FÍSICA MÉDICA.	8
FIGURA 4 - ANGIÓGRAFO DIGITAL - PHILIPS ALLURA XPER FD20.	10
FIGURA 5 - CURVAS kV-MA DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE INTENSIDAD.	11
FIGURA 6 - PROCESO DE CONVERSIÓN INDIRECTA EN LOS DETECTORES DE PANEL PLANO.	12
FIGURA 7 - DETECTOR DE PANEL PLANO.	13
FIGURA 8 - VASCULARIZACIÓN DEL HÍGADO.....	16
FIGURA 9 - TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) CON CONTRASTE EN DISTINTAS FASES PARA EL DIAGNÓSTICO DEL HEPATOCARCINOMA.	17
FIGURA 10 - IMAGEN DEL CATÉTER COLOCADO EN LA ARTERIA HEPÁTICA PROPORCIONADA POR EL ANGIÓGRAFO EN ESCOPIA BAJA.....	19
FIGURA 11 - IMAGEN TOMADA DURANTE LA INTERVENCIÓN CON LA TÉCNICA DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES ESTÁTICAS.	20
FIGURA 12 - ESQUEMA DE COLOCACIÓN DE DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES EN EL PACIENTE.....	27
FIGURA 13 - COEFICIENTE DE ATENUACIÓN LINEAL EN AGUA EN FUNCIÓN DE LA ENERGÍA.	29
FIGURA 14 - ESPECTRO DE EMISIÓN DE RAYOS X.	29
FIGURA 15 - EFECTO DE FILTROS DE ALUMINIO DE 2MM Y 4MM SOBRE EL ESPECTRO DE RAYOS X.....	30
TABLA 1 - TIEMPOS DE ESCOPIA EN LAS DISTINTAS FASES DE LA INTERVENCIÓN.	21
TABLA 2 - DURACIÓN DE LA INTERVENCIÓN Y TIEMPO DE ESCOPIA.....	22
TABLA 3 - DOSIS RECOGIDAS POR LOS DIFERENTES DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES.....	28

ANEXO I: REGISTRO DE CARACTERÍSTICAS DEL EQUIPO

LOCALIDAD:	Valladolid	PROVINCIA:	Valladolid
CENTRO:	Hospital Universitario Río Hortega	SERVICIO:	Radiodiagnóstico
UNIDAD:	Sala 25 (Angiógrafo digital - Philips Allura Xper FD20)		

GENERADOR DE RAYOS X

MARCA	PHILIPS	MODELO	VELARA
SUMINISTRADOR	PHILIPS	Nº SERIE	075130
REFERENCIA HOMOLG.	CE-0344	FECHA HOMOLOG.	:
TIPO GENERADOR	Alta frecuencia	AÑO FABRICACION	: 2007
POTENCIA (kW)	100	TENSION MAXIMA (kV):	125

EMISOR Nº 1

TUBO DE RAYOS X:

MARCA	PHILIPS	MODELO	MRC-GS 200 0407
TAMAÑO FOCOS (mm) ..:	0.4* 0.7	Nº SERIE	111958
REF. HOMOLOGACION :	CE-0344	FECHA HOMOLOG. ...:	:
FILT. TOTAL (mm Al) ..:	2.5	AÑO FABRICACION ...:	2008
POTENCIA (kW)	32 - 68	TENSION MAXIMA (kV):	125

CORAZA

MARCA	PHILIPS	MODELO	ROT - GS 1004
-------------	---------	--------------	---------------

DISPOSITIVO PRODUCTO DOSIS*AREA

MARCA		MODELO	
-------------	--	--------------	--

MESA RADIOLOGICA:

MARCA	PHILIPS	MODELO	ANGIODIAGNOST 5
TIPO DE MESA	Flotante, deslizante, elevable	EXPOSIMETRIA AUT. ...:	No
COLIM. AUTOMATICA	No		
ACCESORIOS			

SISTEMA DE REGISTRO Y VISUALIZACION DE IMAGENES:

TIPO DE SISTEMA DE REGISTRO:	Adquisición digital directa		
PELICULA:			
MARCA		MODELO	
PANTALLAS DE REFUERZO:			
MARCA		MODELO	

CADENA DE TV:

MARCA	PHILIPS	MODELO	
TIPO CAPTADOR IMAG:	Detector plano	RELAC. SEÑAL/RUIDO ..:	
Nº MONITORES	7	DIAMETRO PANTALLA :	45
CONT.AUT. GANANCIA :	No	CONT.AUT. BRILLO	No