

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Radiología y Medicina Física



**CALIDAD DE LOS EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA HELICOIDAL DE ABDOMEN Y
PELVIS EN PACIENTES CON LINFOMA**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO DE
DOCTOR POR**

Begoña García-Castaño Gandiaga

Bajo la dirección de los Doctores:

Ricardo Rodríguez González
Alfonso Calzado Cantera

Madrid, 2004

ISBN: 84-669-2605-4



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA
FACULTAD DE MEDICINA

CALIDAD DE LOS EXÁMENES
DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL
DE ABDOMEN Y PELVIS EN PACIENTES CON
LINFOMA

Tesis Doctoral presentada por:

BEGOÑA GARCÍA-CASTAÑO GANDIAGA

Directores:

Dr. D. RICARDO RODRÍGUEZ GONZÁLEZ

Dr. D. ALFONSO CALZADO CANTERA

MADRID, octubre 2004

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. Alfonso Calzado Cantera y al Prof. Dr. Ricardo Rodríguez González, directores de esta tesis, por su generosidad, ayuda y paciente labor sin las cuales no hubiese sido posible la elaboración de este trabajo.

Al Dr. Jesús García González, por su desinteresada colaboración, su disponibilidad incondicional y sus consejos.

Al resto de los integrantes del proyecto de investigación D. Ángel Arenas de Pablo, Dr. Alfredo Cuevas Ibáñez, Dra. Nieves Gómez León, Prof. Agustín Turrero Nogués, Dra. Luz M^a Morán Blanco, Dra. Pilar Morán Penco y D^a. Montserrat Baeza Trujillo.

A los Servicios de Radiología y Protección Radiológica de los hospitales “Clínico San Carlos”, “12 de Octubre”, “La Paz”, “Hospital del Aire” y Hospital de Móstoles (Servicio de Protección Radiológica de la Clínica Puerta de Hierro), de Madrid.

A todas aquellas personas que, durante el tiempo de elaboración de esta Tesis, me han prestado su ayuda y colaboración.

A los pacientes

A mi padre, por su ejemplo

A mi madre, por su dedicación

A Pedro

INDICE

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN	1
2. OBJETIVOS	10
<i>OBJETIVO GENERAL:</i>	10
<i>OBJETIVOS ESPECÍFICOS:</i>	10
3. MATERIAL Y MÉTODOS	12
3.1. MATERIAL	12
3.1.1. Equipos de TC.....	12
3.1.2. Equipos utilizados para la medición de parámetros físicos.....	14
3.1.3. Muestra de exámenes.....	15
3.2. MÉTODOS	20
3.2.1. Procedimiento de evaluación de la calidad de la imagen clínica.....	21
3.2.2. Medición de las dosis.....	29
3.2.3. Correlación calidad de imagen y dosis de radiación.....	35
3.2.4. Análisis estadístico.....	35
4. RESULTADOS	36
4.1. Calidad de imagen.....	36
4.1.1. Selección de las evaluaciones.....	36
4.1.2. Cumplimiento de criterios de imagen.....	40
4.1.3. Índice de calidad de imagen global.....	44
4.2. Dosis de radiación.....	46
4.3. Correlación calidad de imagen y dosis.....	49
5. DISCUSIÓN	51
5.1 Protocolos.....	51
5.2 Proceso de evaluación.....	54
5.3 Criterios de imagen.....	55
5.3.1. Cumplimiento medio de los criterios de calidad de imagen.....	55
5.3.2. Índice de calidad de imagen.....	55
5.3.3. Análisis crítico de los criterios de calidad de imagen.....	56
5.4 Dosis de radiación.....	66
5.5 Calidad de imagen y dosis.....	73
5.6 Limitaciones.....	76
6. CONCLUSIONES	78
7. BIBLIOGRAFÍA	81
ANEXOS	100

INDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 - Marca, modelo y fecha de instalación de los equipos de TC utilizados en el estudio	13
Tabla 3.2 - Valores de los parámetros de estudio y de los intervalos de reconstrucción utilizados en los protocolos para los exámenes de TC de abdomen y de pelvis por centro, respectivamente. En la última fila están indicadas la extensión media en abdomen y pelvis respectivamente.....	18
Tabla 3.3 - Lista de criterios de imagen anatómicos y valores de referencia de dosis de radiación para la TC de Abdomen General.	22
Tabla 3.4 - Lista de criterios de imagen anatómicos y valores de referencia de dosis de radiación para la TC de Pelvis General.....	23
Tabla 4.1 - Valores del test estadístico de McNemar con su valor de p, factor Kappa con el error estándar asintótico, tras doble lectura, para cada observador.	36
Tabla 4.2 - Estadística, valor de p y suma de rangos de los resultados del test de Friedman de las lecturas de los observadores 1, 2, 3, y 4.....	38
Tabla 4.3 - Estadística, valor de p y suma de rangos de los resultados del test de Friedman de las lecturas de los observadores 1, 3, y 4.....	39
Tabla 4.4 - Puntuación final en porcentaje de los criterios de imagen por centro para los exámenes de abdomen.....	41
Tabla 4.5 - Puntuación final en porcentaje de los criterios de imagen por centro para los exámenes de pelvis.	42

Tabla 4.6 - Índice de calidad de imagen por centro para los exámenes completos de abdomen-pelvis, incluyendo los valores de la media y de la mediana.....	44
Tabla 4.7 - Media de los valores de $CTDI_w$, DLP, y dosis efectiva (E) por centro para los exámenes completos de abdomen-pelvis.	47
Tabla 4.8 - DLP por centro para los exámenes completos de abdomen-pelvis, valores de la media y de la mediana.....	47
Tabla 4.9 - Puntuación media en porcentaje del cumplimiento de los criterios de calidad de imagen.	50

INDICE DE FIGURAS

Figura 3.1. Edad de los pacientes de la muestra distribuidos por décadas.....	16
Figura 3.2. Distribución de pacientes por sexos y centro	16
Figura 4.1. Puntuación de la calidad de imagen en cada centro.	45
Figura 4.2. Producto dosis-longitud para cada centro.	48

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos y el desarrollo económico de los países, han favorecido los cambios en los patrones del cuidado de la salud. La ecografía, la tomografía computarizada y la resonancia magnética han mejorado de forma sustancial la capacidad de los radiólogos para diagnosticar con precisión la causa de los síntomas clínicos de los pacientes. Estos avances en la imagen diagnóstica junto con el desarrollo de los procedimientos intervencionistas, han tenido un impacto definitivo en la práctica de la medicina.

La utilización creciente de las radiaciones ionizantes para uso médico, es responsable de que en países desarrollados, sea equivalente aproximadamente a la mitad del nivel medio global de la radiación natural, siendo la segunda fuente de radiación más importante para el hombre [1].

La estimación del número de procedimientos en radiología médica indican un aumento mantenido de estos, con un crecimiento anual del 4-6%, siendo la tasa de frecuentación radiológica, en países desarrollados, en torno a 920 exploraciones por 1000 habitantes y año [1]. Dicho incremento en la utilización de los rayos X presenta un crecimiento espectacular,

fundamentalmente, en relación con la tomografía computarizada (TC) y los procedimientos intervencionistas [2,3].

La TC fue introducida en la práctica clínica en 1972 [4,5], revolucionando la imagen con rayos X y anunciando el comienzo de una nueva era (digital) en la radiología diagnóstica. Desde su introducción, el número de estudios realizados con esta técnica ha aumentado de modo sostenido, entre los años 1995-2000 este crecimiento ha sido en torno al 10% anual [6-8].

Desde su inicio es sabido que la TC es una técnica de relativa alta dosis, de tal manera que aunque la proporción de estos exámenes sobre el total de pruebas radiológicas no excede del 7%, la contribución de las dosis de radiación debidas a la TC en los países con alto nivel de cuidados médicos se ha estimado recientemente en una media del 41% del total del radiodiagnóstico, lo que indica que las dosis de este tipo de exámenes son altas en comparación con las de otros tipos de procedimientos radiológicos [1,3]. Esta tendencia seguirá creciendo previsiblemente en los próximos años [9,10].

Durante los años 90 se han producido cambios relevantes en la tecnología de la TC [11,12], que han propiciado la aparición en la práctica clínica rutinaria de los equipos helicoidales y de las técnicas de irradiación multicorte. Con estos equipos se pueden efectuar estudios de angiografía y otras aplicaciones específicas como la endoscopia virtual, la fluoroscopia o la

utilización “on line” de las imágenes de TC en los tratamientos de radioterapia con el consiguiente incremento de la dosis colectiva de radiodiagnóstico y de la repercusión de la TC en la misma [13-15].

Los dos principios básicos de protección radiológica para las exposiciones médicas recomendados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) son, como es sabido, la justificación y la optimización [16-18]. El primero de ellos y sin duda el más importante hace referencia a la indicación clínica del procedimiento [19-21]. Se estima que el 20% de las pruebas radiológicas que se realizan no son clínicamente de ayuda para el manejo del paciente [22-24]. La justificación también supone que la información no pueda conseguirse por otros métodos con riesgos más bajos para el paciente (ultrasonidos, RM) [25-28], que los resultados sean reproducibles y con suficiente valor predictivo con respecto a la cuestión clínica planteada. La justificación también está en relación con la probabilidad de que el manejo clínico se vea modificado por los resultados. La necesidad de justificación es todavía más importante en niños [29].

Una vez que el examen diagnóstico esté clínicamente justificado, el proceso debe ser optimizado. El uso óptimo de las radiaciones ionizantes contempla tres aspectos importantes: la calidad diagnóstica de la imagen, la dosis de radiación al paciente y la elección de los parámetros técnicos del examen.

Las dosis que implica la práctica con TC han sido estudiadas casi desde el comienzo de su utilización clínica. En los últimos tiempos se ha hecho hincapié en dos enfoques algo diferentes y complementarios: a) el conocimiento de las dosis desde el punto de vista de estimación de riesgos individuales y para la población y b) el establecimiento de valores de referencia de dosis o magnitudes relacionadas con la dosis, que caractericen el funcionamiento correcto de los equipos y sirvan como herramientas de optimización de los procedimientos en relación con la dosis [3,22,30-37].

El primero de los enfoques es más básico y tiene su origen en que la TC es una técnica de imagen digital y por eso el aumento de la cantidad de radiación empleada en un examen no da lugar a saturación en la imagen, como ocurre con la radiología convencional con película. Por otra parte, la relativa complejidad de los parámetros con los que se trabaja - con influencia en la dosis, en el procesado digital y en la imagen final - permite la obtención de imágenes finales con un abanico de combinaciones diferentes de dichos parámetros [38-42]. Esto implica una gran variabilidad de la exposición a la que son sometidos los pacientes para una misma indicación clínica según centros, pudiendo afectar adversamente a los niveles de calidad de imagen y de dosis al paciente. Por ello es importante conocer cómo es la práctica real con los equipos, los tipos de examen y los pacientes. En esa dirección, se han realizado estudios para estimar las dosis en órganos del paciente y/o la dosis efectiva y efectiva colectiva [30-32,43,44]. En nuestro país se han

realizado estudios con metodología similar en la Comunidad de Madrid, que han dado resultados de referencia para proyectos sucesivos [33,45].

Por otra parte algunos estudios tratan de establecer una correlación entre las dosis o magnitudes relacionadas con la dosis absorbida en aire o en medios que simulen al paciente, las condiciones de trabajo del equipo y la calidad de las imágenes producidas. Con este enfoque se ha tratado de estimar por un lado, los riesgos y las dosis efectivas asociadas con la práctica con TC [32,46], y, por otro, relacionarla con la calidad de las imágenes a las que da lugar [47,48]. En esta línea lo más destacable de los últimos años ha sido: el establecimiento de magnitudes dosimétricas específicas para TC; la caracterización completa (geométrica, de calidad de haz y de simulación sobre el paciente) de los equipos; y la búsqueda de criterios de calidad que permitan evaluar la práctica con TC en su totalidad atendiendo a todos los aspectos relacionados con ella, desde la preparación del paciente, hasta la calidad de las imágenes para efectuar diagnósticos.

Sobre las magnitudes específicas para TC, aunque se parte casi siempre del índice de dosis, conocido por sus siglas en inglés (CTDI), se han aceptado definiciones normalizadas y adaptadas a procedimientos accesibles de medida [49]. Por su influencia en la dosis y en la calidad de imagen, se han establecido métodos para conocer la geometría completa de irradiación – filtración completa, incluyendo los filtros de forma – y sus efectos sobre el haz que llega al paciente [50-52]. Esa información es

necesaria para simular por procedimientos de Monte Carlo [53], los procesos de interacción sobre pacientes y estimar las dosis impartidas.

El concepto de criterio de calidad para exámenes de diagnóstico con rayos X, se empezó a aplicar con radiografías simples y fue introducido por la Comisión Europea (CE) en el año 1996 [54], suministrando una guía de requerimientos diagnósticos, dosis de radiación a los pacientes y técnicas radiográficas de referencia. Este concepto fue seguidamente aplicado a la radiología pediátrica [55] y posteriormente se ha llevado a cabo una guía de criterios de calidad para TC de corte único [49].

Los criterios de calidad en imágenes diagnósticas mediante radiología convencional en adultos y en radiología pediátrica, confirmaron la utilidad de la aplicación de estos criterios de calidad como una tarea para la optimización de la protección radiológica [56,57].

Con exámenes de TC, se realizó una primera encuesta cuyos resultados parciales muestran una falta de correlación entre la calidad de los exámenes y las dosis [58]. Hay varios trabajos que han evaluado la calidad según los criterios de la Guía, algunos más centrados en la optimización de las dosis [59] y otros que tratan de correlacionar la dosis y la calidad de imagen [60-62]. Sobre este tema hay otros trabajos, utilizando métodos de análisis diferentes [63].

Los valores de dosis de referencia -para exposiciones médicas diagnósticas- son esencialmente niveles de investigación que están

relacionados con la práctica típica más que con pacientes individuales. Los valores de referencia iniciales deben ser revisados de forma continua para promover su optimización y adecuación a los avances tecnológicos, dado que se trata de resultados de estudios realizados con equipos de TC convencionales [30,49].

Las mejoras tecnológicas, en particular la utilización de la técnica espiral, ha ofrecido nuevas posibilidades en el diagnóstico y en lo que a la dosis se refiere [64].

La contribución tan elevada y creciente de esta técnica a la dosis es un tema preocupante, ya que, si bien las dosis en TC están por debajo del umbral para la producción de efectos deterministas, existen datos que alertan sobre el riesgo real en relación con los efectos estocásticos [36,65-69].

Los aspectos referidos son de una relevancia social indudable, teniendo en cuenta por una parte la contribución tan elevada y creciente de esta técnica a las dosis que recibe la población y por otra la sensibilización de la población respecto a estos temas y la cada vez mayor implicación de los profesionales sanitarios en la protección radiológica a los pacientes. Esta preocupación se refleja en la legislación europea mediante la promulgación de la Directiva 97/43/EURATOM del Consejo de Europa [70], y en nuestro país a través del RD 1976/1999 [71] por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico y el RD de 815/2001 [72] sobre justificación del

uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de las exposiciones médicas.

Con estos antecedentes, se han efectuado diferentes “estudios de campo” con equipos de TCH [73]. Estos estudios han permitido establecer valores de referencia locales, en muchos casos inferiores a los recomendados en la Guía Europea [37,59,64,74,75]. Por otra parte los criterios anatómicos de calidad de imagen, referidos en la Guía Europea, son criterios cuya evaluación es subjetiva y han sido probados, en mayor o menor medida, tan sólo en algunas localizaciones anatómicas [61,76,77], su implementación puede facilitar la optimización en la realización de estos exámenes [78].

En otro orden de cosas, es conocido que de todas las especialidades médicas, la oncología es la que hace mayor uso de técnicas de imagen diagnósticas y en especial de la TC [79]. La exposición a la radiación a la que son sometidos los pacientes jóvenes con tumores malignos potencialmente curables, en relación con su diagnóstico y seguimiento, es una preocupación cada vez más extendida [80-82]. Esto es especialmente cierto en el linfoma, uno de los cinco tumores malignos más frecuentes, cuya incidencia ha aumentado en torno al 30% en los últimos cinco años [83,84]. Los estudios de imagen varían de acuerdo con el estadio y la histología del tumor, así como con la respuesta al tratamiento.

El linfoma es una indicación típica para TC de abdomen y pelvis, regiones anatómicas de estudio muy frecuente en la práctica clínica habitual, representando en torno al 45% de los exámenes de TC [2,6] y, responsables del 36% de la dosis efectiva, sobre el total de la dosis de la radiología diagnóstica [85]. Conseguir reducir la dosis en este tipo de práctica, sin comprometer la calidad de la imagen diagnóstica, es particularmente importante en este tipo de pacientes jóvenes, que precisan controles múltiples, en el seguimiento de su enfermedad.

Con estos antecedentes, hemos realizado un estudio de evaluación de la calidad de los exámenes de TC helicoidal de abdomen y de pelvis, para la indicación de linfoma, en cinco hospitales públicos de la Comunidad de Madrid, siguiendo las directrices de la Guía Europea. Este trabajo forma parte de un proyecto de investigación titulado “Técnicas, calidad de imagen y dosis en Tomografía Computarizada Helicoidal”, y, que ha sido subvencionado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias (proyecto de investigación 01/0905).

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Evaluar la calidad de los exámenes de tomografía computarizada helicoidal (TCH), en pacientes con la indicación de linfoma, en cinco hospitales públicos de la Comunidad de Madrid, según los criterios referidos en la Guía Europea de calidad en TC, para los exámenes de abdomen y pelvis.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Evaluar y comparar la calidad de imagen de los exámenes de los diferentes centros.
2. Determinar y comparar las dosis recibidas por los pacientes en los exámenes.

3. Correlacionar la calidad de las imágenes clínicas y las dosis de radiación, impartidas en dichas exploraciones, por centros y en toda la muestra.
4. Tratar de determinar los valores umbrales de dosis de radiación a partir de los cuales la calidad de imagen no aumenta.
5. Contribuir a optimizar la práctica de exámenes con TC de abdomen y pelvis en pacientes con linfoma que permita obtener la máxima información diagnóstica con la mínima dosis de radiación al paciente.
6. Establecer una metodología que permita evaluar la calidad de las imágenes de los exámenes de la forma más objetiva posible.
7. Analizar la utilidad de los criterios anatómicos propuestos en la Guía Europea para abdomen general y pelvis general.
8. Proponer valores de dosis de referencia en los centros.

MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS

El presente trabajo de investigación es un estudio observacional, descriptivo, transversal, multicéntrico. Se ha llevado a cabo con cinco equipos de TC helicoidal de corte único, en cinco hospitales públicos de la Comunidad de Madrid (Hospital del Aire, Hospital Clínico San Carlos, Hospital La Paz, Hospital de Móstoles, Hospital 12 de Octubre), en el período comprendido entre marzo de 2000 y marzo de 2002. Una encuesta previa en los centros nos permitió seleccionar la indicación clínica de linfoma, al ser una de las exploraciones más frecuentes entre los estudios con TC de abdomen y de pelvis, y conocer los protocolos seguidos en cada centro para esa indicación (Anexo I).

3. 1. MATERIAL

3.1.1. Equipos de TC

Los cinco equipos de TC, en los que se han realizado los exámenes a los pacientes, son de diferentes fabricantes o modelos; la antigüedad de la

instalación de los equipos en los centros se encuentra entre los años 1996-1999 (Tabla 3.1).

La geometría de adquisición de datos de imagen de todos los equipos es de tercera generación, con movimiento referido como rotación-rotación debido a que el tubo de rayos X y la bandeja de detectores están rígidamente ligados y ambos rotan juntos alrededor del paciente. Los detectores se encuentran dispuestos en un arco único y son de estado sólido, excepto en el equipo del centro 2 que tiene detectores de gas (Xenón). El resto de las especificaciones técnicas figuran en el Anexo II.

De los cinco equipos de TC del estudio, uno de ellos dispone de un sistema de modulación de la intensidad del haz (centro 3), permitiendo ajustar la corriente del tubo (mA) de acuerdo con la atenuación del paciente.

Tabla 3.1 - Marca, modelo y fecha de instalación de los equipos de TC utilizados en el estudio

		Centro				
		1	2	3	4	5
Equipo		Philips Tomoscan AV	Philips Tomoscan SR 7000	General Electric Hi-Speed LX/i	Toshiba Xpress GX	Siemens Somaton Plus
Fecha de instalación		1999	1996	1999	1998	1998

3.1.2. Equipos utilizados para la medición de parámetros físicos

3.1.2.1. Instrumentación para dosimetría en TC

Las medidas dosimétricas se realizaron mediante una cámara de ionización de tipo “lápiz” (Victoreen modelo 6000-100, Cleveland, OH, USA), con 100 mm de longitud activa y 3,2 cm³ de volumen y un electrómetro asociado (Victoreen modelo 4000M+), calibrados por un laboratorio de referencia.

3.1.2.2. Maniqués para dosimetría en TC

El maniquí dosimétrico utilizado es de tipo cilíndrico, normalizado, de polimetilmetacrilato de metilo (PMMA) de 32 cm de diámetro y 15 cm de altura que semeja el tronco [86]. Presenta cinco cavidades cilíndricas para insertar la cámara de ionización u otro sistema de medida de dosis. Las cavidades – paralelas al eje del cilindro – están situadas en el centro y en los cuatro cuartos horarios a 1 cm de distancia de la superficie lateral del cilindro.

3.1.2.3. Equipos de verificación de la calidad de imagen física

Para la verificación de la calidad de la imagen física, utilizamos el maniquí Barts/Middlesex (RMI, WI; USA), que consiste en un cilindro de material plástico, equivalente radiológicamente al agua, de 33 cm de diámetro en la base, seis cm de altura con nueve cavidades troncocónicas que permiten la inserción de objetos de test para la medida de la resolución de alto y bajo contraste, perfiles de sensibilidad y otros parámetros. Los

objetos de test utilizados para medir la resolución de bajo contraste contienen 10 varillas de un material fijo de bajo contraste (20 UH), con diámetros comprendidos entre 1,5 y 7mm, centrado en el plano de corte y distribuidos alrededor de un círculo de aproximadamente 2,5 cm de diámetro. Los objetos de test para medir la resolución espacial contienen siete filas de cinco varillas de material de alto contraste, con diámetros y separación en el rango de 0,5-2 mm con incrementos de 0.25mm.

3.1.3. Muestra de exámenes

En cada centro se seleccionaron 20 exámenes consecutivos de TC de abdomen y de pelvis, de 20 pacientes adultos de tamaño medio (talla: 160-180 centímetros; peso: 60-80 kg), para la indicación de linfoma, de forma que se recogieron un total de 100 exámenes de cada región.

La edad de los pacientes se encontró entre 16-91 años, con una edad media de 59 años y mediana de 63 años. El 60% de los pacientes tenían entre 50-80 años y el 2% fueron menores de 20 años (Figura 3.1). En cuanto al sexo el 49% fueron mujeres y el 51% varones, que por centros se distribuyeron de la siguiente manera: en el centro 1 y 2 predominaron los varones (13 y 12 varones, 7 y 8 mujeres, respectivamente) mientras que en los centros 3 y 4 fue a la inversa (8 varones y 12 mujeres en cada uno de ellos), y en el centro 5 la distribución fue al 50% (Figura 3.2).

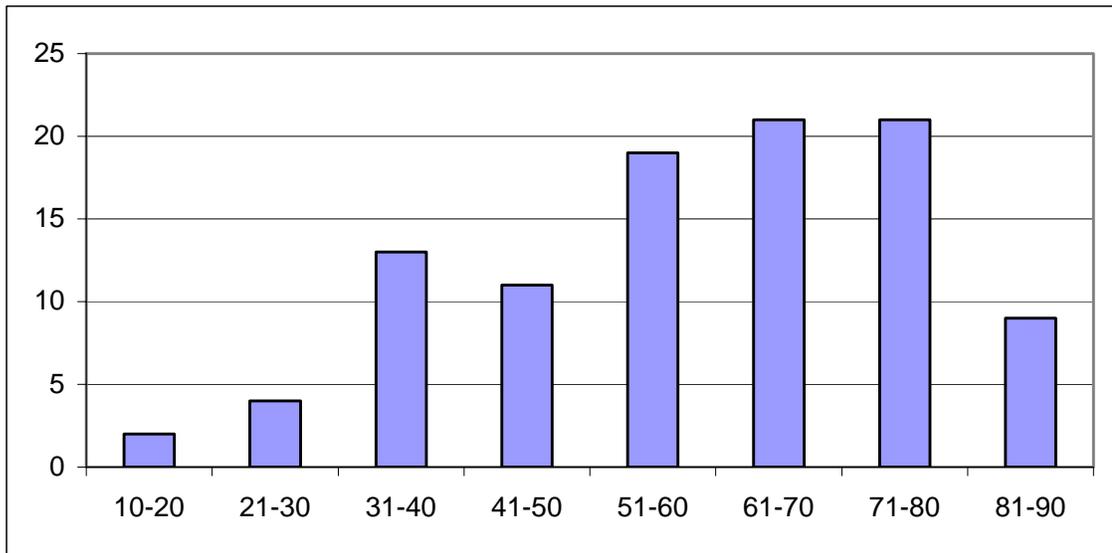


Figura 3.1 - Edad de los pacientes de la muestra distribuidos por décadas

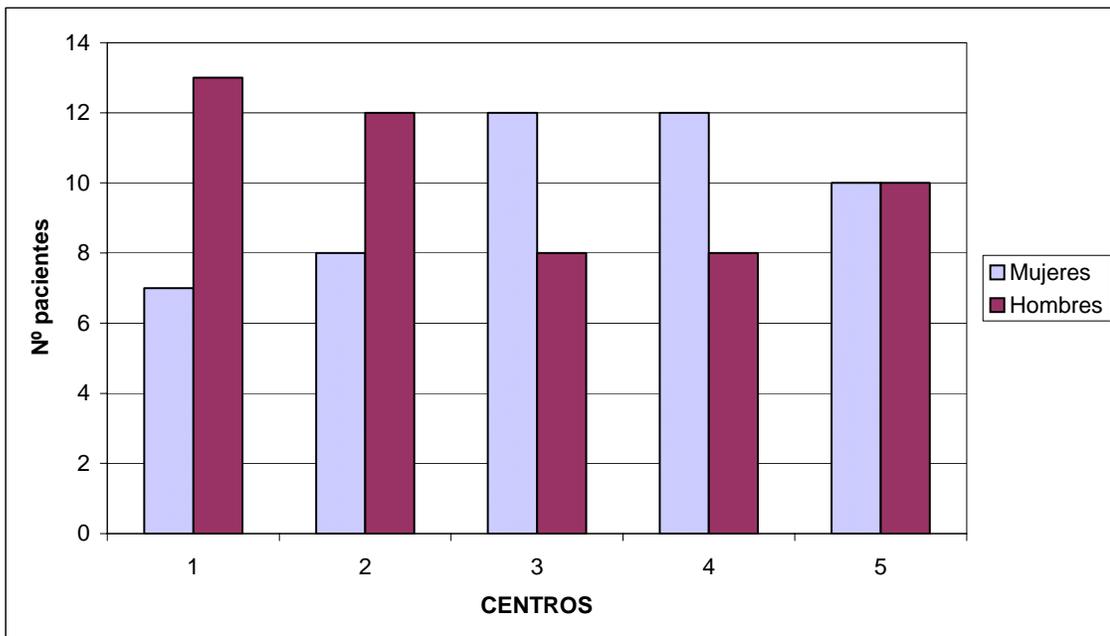


Figura 3.2 - Distribución de pacientes por sexos y centro

3.1.3.1. Protocolos de examen

La mayoría de los exámenes de TC además del estudio de abdomen y pelvis, incluían también el tórax; sin embargo, para nuestro estudio seleccionamos solamente aquellas imágenes abdominales desde la porción inferior del tórax hasta la bifurcación aórtica y aquellas imágenes de pelvis extendiéndose desde la bifurcación al suelo pélvico, de acuerdo con las directrices de la Guía Europea para exámenes de TC de abdomen general y de pelvis general. Todos los exámenes fueron programados comenzando con una radiografía de planificación o topograma, que fue la misma para abdomen y pelvis, tras la cual los exámenes fueron realizados con adquisición helicoidal, con corte único sin angulación, con el campo de visión (FOV) ajustado al tamaño del paciente y utilizando contraste intravenoso (i.v.) excepto en el centro 5, donde no fue utilizado contraste en nueve pacientes. Se administró 100-150 ml de volumen de contraste no iónico de baja osmolaridad (300 mg/ml), mediante bomba de inyección, con una tasa de inyección de 2,5-3 ml/s. Los exámenes tuvieron dos secuencias separadas, una para el abdomen y otra para la pelvis. Las adquisiciones del abdomen fueron realizadas con un retraso de 60-65 s desde el comienzo de la administración del contraste; y la adquisición de la pelvis a los 90-95 s en todos los hospitales, excepto en el centro 3, donde fue adquirida después de un intervalo de 180 s. La Tabla 3.2 muestra los valores típicos de los

parámetros utilizados - voltaje del tubo (kVp), corriente del tubo (mA), tiempo de rotación (s), longitud de estudio (cm), colimación (mm), desplazamiento de mesa por rotación (mm) e intervalo de reconstrucción (mm) - seleccionados en cada hospital.

Tabla 3.2 - Valores de los parámetros de estudio y de los intervalos de reconstrucción utilizados en los protocolos para los exámenes de TC de abdomen y de pelvis por centro, respectivamente. En la última fila están indicadas las extensiones medias en abdomen y pelvis respectivamente

	Centro				
	1	2	3	4	5
Tensión (kVp)	120	120	120	120	140
I (mA)	250	200	150-300	220	170
t (s)	1	1	1	1	0,75
Colimación/ desplaz. mesa /intervalo recons. (mm)	10/15/8	10/10/10	10/15/10	10/15/10	8/12/6
Extensión media (cm)	22+21	22+20,5	22+21	22+19	22,5+18

Algunos procedimientos individuales difirieron de aquellos de la Tabla: en el centro 5, para la adquisición del abdomen utilizaron un voltaje de tubo de 120kVp en combinación con una colimación de 5 mm, en cinco casos; mientras que en el centro 1 para la adquisición en la pelvis, se utilizaron valores de factor de paso (*pitch*) de 1 o 1,2 en cuatro casos, y en el centro 2 se seleccionaron valores de corriente del tubo en el rango de 225-250 mA para cinco pacientes. El amplio rango de los valores de corriente del tubo (150-300 mA) encontrado en el centro 3 fue principalmente relacionado con el uso, en algunos pacientes, del sistema de modulación de la intensidad del haz. En todos los centros la reconstrucción de la imagen se realizó con interpolación lineal de 180°, usando un algoritmo de reconstrucción estándar y matriz de adquisición de 512X512. Las imágenes fueron archivadas en matriz de 512X512 excepto en el centro 5, en el que se hizo en una matriz de 256X256.

3.2. MÉTODOS

Los protocolos de examen establecidos para el abdomen y para la pelvis en los diferentes centros, nos sirvieron de guía para, utilizando los maniqués y objetos físicos de prueba, verificar los equipos en cuanto a su calidad de imagen física (resolución de bajo contraste, ruido, resolución espacial y perfil de sensibilidad) y comprobar que correspondían a las especificaciones del fabricante.

Con los equipos ya verificados en cuanto a calidad de imagen física, se procedió a recoger en los cinco centros escogidos, los exámenes de abdomen y de pelvis en pacientes con sospecha o diagnóstico de linfoma.

El cumplimiento de los criterios de calidad de imagen de la Guía Europea fue evaluado por cinco radiólogos, con experiencia en TC, uno de cada hospital participante en el estudio. Antes de comenzar la lectura de los exámenes, los radiólogos realizaron una evaluación previa de forma conjunta, con cinco exámenes de referencia, para acordar la forma en que se iban a analizar los criterios anatómicos de los exámenes y unificar criterios de valoración.

3.2.1. Procedimiento de evaluación de la calidad de la imagen clínica

3.2.1.1. Recogida de estudios

Para el proceso de evaluación de las imágenes clínicas, los exámenes fueron impresos en placa radiográfica en cada centro, sin quitar ninguna información de los mismos, con el nivel (WL: 30-60 UH) y anchura de ventanas (WW:150-600 UH) recomendados en el documento europeo.

Para el manejo y archivo de los exámenes se asignó aleatoriamente a cada uno un número de orden que contenía elementos identificativos del centro donde se efectuó y de la región examinada de abdomen o de pelvis.

3.2.1.2. Criterios de calidad de imagen

La lista de los criterios de imagen de la Guía Europea especifica estructuras anatómicas que deberían visualizarse en la imagen. Estos criterios pueden ser a) de visualización - que se cumplen si los órganos o estructuras anatómicas están incluidos dentro del volumen de examen - y b) de reproducción crítica, si las estructuras son discriminadas a un nivel esencial para el diagnóstico; incluyendo los términos “reproducción” en que los detalles de estructuras anatómicas son visibles pero no necesariamente nítidamente definidos y “reproducción visualmente crítica” en que los detalles anatómicos están claramente definidos. En la Tabla 3.3 y Tabla 3.4 se muestra la lista de criterios de imagen anatómicos y valores de referencia de dosis para TC de abdomen general y pelvis general, respectivamente.

Tabla 3.3 - Lista de criterios de imagen anatómicos y valores de referencia de dosis para la TC de Abdomen General propuestos por la Guía Europea

1. Requerimientos diagnósticos. Criterios de imagen:

1.1 Visualización de

- 1.1.1 El diafragma
- 1.1.2 Todo el hígado y el bazo
- 1.1.3 Los órganos retroperitoneales (páncreas y riñones)
- 1.1.4 La aorta abdominal y la porción proximal de ilíacas comunes
- 1.1.5 La pared abdominal incluyendo todas las hernias
- 1.1.6 Los vasos después de la administración de contraste i. v.

1.2 Reproducción crítica

- 1.2.1 Reproducción visualmente nítida del parénquima hepático y de los vasos intrahepáticos
- 1.2.2 Reproducción visualmente nítida del parénquima esplénico
- 1.2.3 Reproducción visualmente nítida del intestino
- 1.2.4 Reproducción visualmente nítida del espacio retroperitoneal perivascular
- 1.2.5 Reproducción visualmente nítida de los contornos pancreáticos
- 1.2.6 Reproducción visualmente nítida del duodeno
- 1.2.7 Reproducción visualmente nítida de los riñones y los uréteres proximales
- 1.2.8 Reproducción visualmente nítida de la aorta
- 1.2.9 Reproducción visualmente nítida de la bifurcación aórtica y de las ilíacas comunes
- 1.2.10 Reproducción de los ganglios linfáticos con un diámetro inferior a 15 mm
- 1.2.11 Reproducción de las ramas de la aorta abdominal
- 1.2.12 Reproducción de la vena cava
- 1.2.13 Reproducción de las tributarias de la vena cava; en particular las venas renales

2. Criterios de dosis de radiación para el paciente en el examen de abdomen general

- 2.1 CTDI_w: 35 mGy
- 2.2 DLP: 780 mGy-cm

Tabla 3.4 - Lista de criterios de imagen anatómicos y valores de referencia de dosis de radiación para la TC de Pelvis General propuestos por la Guía Europea

1. Requerimientos diagnósticos. Criterios de imagen:

1.1 Visualización de

- 1.1.1 Los huesos ilíacos completos
- 1.1.2 El hueso isquiático completo
- 1.1.3 La sínfisis del pubis íntegra.
- 1.1.4 La vejiga urinaria completa
- 1.1.5 Los músculos pelvianos
- 1.1.6 Los vasos después de administración de contraste i.v

1.2 Reproducción crítica

- 1.2.1 Reproducción visualmente nítida de la pared de la vejiga
- 1.2.2 Reproducción de la porción distal de los uréteres
- 1.2.3 Reproducción visualmente nítida del recto
- 1.2.4 Diferenciación visualmente nítida del espacio perirrectal
- 1.2.5 Reproducción visualmente nítida del útero
- 1.2.6 Reproducción visualmente nítida de los parametrios o las vesículas seminales
- 1.2.7 Reproducción visualmente nítida de la próstata

2. Criterios de dosis de radiación para el paciente en el examen de pelvis general

- 2.1 CTDI_w: 35 mGy
- 2.2 DLP: 570 mGy·cm

3.2.1.3. Evaluación previa

Como ya se ha comentado hubo una reunión conjunta de los cinco radiólogos para unificar criterios. En esa reunión se hizo una evaluación piloto con cinco exámenes de pacientes diferentes no incluidos en la muestra. Todos los radiólogos expresaron la dificultad existente a la hora de evaluar determinados criterios, bien por su poca definición como en el caso del criterio 1.2.11 del abdomen “reproducción de ramas de la aorta abdominal”, o bien por tratarse de criterios en los que hay que definir dos estructuras anatómicas, como es por ejemplo el criterio 1.2.7 del abdomen, “reproducción crítica de los riñones y uréteres proximales”. De esta manera se alcanzaron acuerdos en la valoración de determinados criterios. En el abdomen, el criterio 1.1.1 “visualización del diafragma”, se acordó que se cumplía si se veían las inserciones diafragmáticas, al ser una estructura cuyas cúpulas están incluidas en un examen en el que se visualiza todo el hígado y el bazo, órganos que se valoran en el criterio 1.1.2 de visualización. En cuanto a criterios de reproducción crítica el 1.2.10 del abdomen, “reproducción de ganglios linfáticos menores de 15 mm. de diámetro”, se acordó que el criterio se cumplía si se veían adenopatías de ese tamaño y que no se cumplía si no se veían. Se acordó evaluar este criterio pero no computarlo a efectos de calidad de imagen ya que se trata de estructuras que pueden no estar presentes en todos los individuos. El criterio 1.2.11 del

abdomen, se acordó que se cumpliría si se veía al menos el origen de tres ramas viscerales (tronco celiaco, arteria mesentérica superior y arterias renales) en su salida de la aorta abdominal y el criterio 1.2.13, “reproducción de tributarias a la vena cava en particular las venas renales”, si se cumplía la reproducción de las venas renales principales.

3.2.1.4. Procedimiento de evaluación

Todos los radiólogos hicieron una primera lectura de todos los exámenes de forma independiente. Para cada examen, cada radiólogo evaluó cada criterio de imagen, rellenando un cuestionario que reflejaba la totalidad de criterios individuales de calidad de imagen clínica (Anexo III).

La evaluación se realizó con escala dicotómica, tal y como se recomienda en la Guía Europea, asignando a cada criterio un “Sí”, “No” o No aplicable (“N/A”) según se considerase que un criterio se cumplía, no se cumplía, o no pudiera ser evaluado por patología, ausencia por cirugía u otra causa. En el caso de pacientes sin y con contraste, para la evaluación de los criterios de calidad se consideraron las dos secuencias por separado, aunque se asignó como valoración final para cada criterio la mejor de ambas secuencias. Una vez completado el proceso de evaluación hemos cuantificado las respuestas del siguiente modo: al “Sí” se le adjudicó un valor de uno, al “No” el valor de cero y los N/A no se contabilizaron.

Al acabar la primera lectura, un investigador que no había participado en la evaluación introdujo los resultados en la base de datos asignando a

cada observador un número que equivalía al de su propio centro y posteriormente cambió de forma aleatoria el número de identificación de los exámenes. Tres meses después los mismos radiólogos efectuaron una segunda lectura de forma similar sin disponer de los resultados de la primera. Ambas lecturas se realizaron en un mismo negatoscopio y en las mismas condiciones técnicas y de luz ambiental para todos los evaluadores.

3.2.1.5. Definición de variables de calidad de imagen clínica

La calidad de imagen clínica, para cada examen y por centros, ha sido medida a través de dos variables, el “cumplimiento de cada criterio de imagen individual” y el “índice de calidad de imagen” (ICI).

Para cada examen, calculamos el “cumplimiento de cada criterio de imagen individual” como el promedio de las respuestas afirmativas para ese criterio suministradas por los observadores, asignando igual peso a cada observador. También calculamos el “índice de calidad de imagen” para cada examen, como el promedio del cumplimiento de todos los criterios individuales de abdomen y de pelvis.

Las puntuaciones asignadas al criterio 1.2.10 para exámenes de abdomen fueron excluidas para este cálculo debido a que, como ya se ha indicado, el grupo de radiólogos estableció que los ganglios linfáticos son estructuras que pueden no estar presentes en todos los pacientes.

3.2.1.6. Selección de las evaluaciones

Tras finalizar la doble lectura de las imágenes, llevamos a cabo un análisis que nos permitiera conocer tanto la concordancia intraobservador como interobservador, mediante la aplicación de pruebas estadísticas, a fin de realizar una mejor selección de los evaluadores.

Para el análisis de la concordancia intraobservador en ambas lecturas, se tomaron los datos apareados de todas las respuestas de cada observador, para la primera y la segunda vuelta, en los exámenes de abdomen y pelvis en conjunto y se aplicó el test de McNemar (test de χ^2 de homogeneidad de muestras) y se obtuvo la kappa de Cohen [87-89]. Este análisis estadístico nos permitió seleccionar los observadores sin diferencias significativas entre la primera y segunda lectura. Se establecieron como valores de corte un valor de $p \geq 0,05$ y un valor de kappa $>0,6$. Tras la aplicación de las pruebas mencionadas, las evaluaciones de los observadores con buena concordancia fueron seleccionadas (“*n*” evaluadores) y el resto desestimadas.

Con los datos de las evaluaciones seleccionadas (“*n*” evaluadores), se llevó a cabo el estudio de la concordancia interobservador, calculando las variables cumplimiento medio por centro de cada criterio de imagen individual y el índice de calidad de imagen.

El cumplimiento medio por centro de cada criterio individual o promedio de las respuestas afirmativas de los “*n*” observadores

seleccionados, se contabilizó en las dos lecturas (se suma todo y se halla la media con las dos lecturas). A continuación se calculó el índice de calidad de imagen como el promedio de respuestas afirmativas de cada uno de los “*n*” observadores seleccionados, para todos los exámenes de la muestra.

Con estas variables analizamos, examen a examen, la concordancia interobservador, aplicándose el test de χ^2 de Friedman [87,90], por centros y para la muestra global, con una significación estadística de $p \leq 0,05$. En estas condiciones, se trabaja con una muestra completamente al azar, en la que cada examen se comporta como un bloque.

Si al analizar los resultados del test se observó significación estadística, se analizó la causa de esta, y si se encontró un sesgo debido a una asociación observador/centro, tanto en el sentido de sobrevaloración como de infravaloración, las puntuaciones de este observador fueron desestimadas, seleccionando “*m*” observadores. Con las evaluaciones de estos observadores (“*m*” observadores), recalculamos los valores de ambas variables “cumplimiento de criterios individuales” e “índice de la calidad de imagen” para cada examen y su valor promedio por centros. Para buscar diferencias estadísticas significativas entre centros, de ambas variables, hemos aplicado el test de Kruskal-Wallis, para un valor de p de 0,05 [87].

3.2.2. Medición de las dosis

3.2.2.1. Caracterización dosimétrica de los equipos

Con los equipos verificados en cuanto a calidad de imagen física y de forma simultánea a la recogida de los exámenes con los pacientes, se llevaron a cabo las mediciones, en los diferentes equipos, para obtener los valores de las magnitudes dosimétricas específicas de TC [49].

3.2.2.2. Medidas dosimétricas.

Las medidas dosimétricas para cada equipo se han realizado reproduciendo los parámetros de los protocolos aportados en las encuestas, tanto para abdomen como para pelvis, efectuando medidas de la integral del perfil de dosis en aire en el isocentro de la apertura de la carcasa mediante la cámara de ionización y el electrómetro, efectuando 5 medidas consecutivas en la misma posición y con los mismos parámetros técnicos. Asimismo hemos efectuado medidas de la integral del perfil dosimétrico con la cámara situada en las posiciones central y periféricas del maniquí, que semeja el tronco, efectuando 5 medidas en la posición central, excepto en los casos en que las tres primeras fueron muy concordantes, y tres en la periferia, sin modificar la posición del maniquí ni los parámetros técnicos.

Para la realización práctica de las medidas en aire hemos colocado la cámara de ionización alineada sobre el eje del *gantry* quedando la camilla fuera del plano de corte. En las medidas sobre maniquí se ha colocado este

sobre la camilla con un eje de simetría alineado con el eje del *gantry* y la cámara insertada en la cavidad apropiada del maniquí.

La cámara fue calibrada específicamente para la calidad de haz de los equipos de TC (energía efectiva entre 60 keV y 70 keV).

3.2.2.3. Magnitudes dosimétricas

Las complejas condiciones de irradiación en la TC, requieren utilizar descriptores de dosis definidos especialmente para esta modalidad de imagen. Las magnitudes relacionadas con la dosis en TC que hemos empleado son: el índice de dosis de TC (CTDI) y sus variantes operativas (CTDI_{aire} y CTDI₁₀₀), el índice ponderado de dosis de TC (CTDI_w), el producto dosis longitud (DLP), y la dosis efectiva E [49].

El índice de dosis de TC (CTDI) se define como la integral del perfil de dosis $D(z)$ de un único corte a lo largo de una dirección paralela al eje de rotación (z) dividida por el espesor teórico de corte (T) tal como se indica en la ecuación (3.1) y se expresa en mGy [49,91].

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot dz \quad (3.1)$$

Para el cálculo del CTDI, debido a la dificultad práctica de evaluar la integral sobre una distancia infinita, hemos utilizado sus variantes operativas CTDI_{aire} y CTDI₁₀₀. A partir de las medidas con la cámara de ionización, cuya

longitud activa es de 100 mm, hemos obtenido el $CTDI_{100}$ que se define como la integral entre -50 mm y más 50 mm del perfil de dosis, medido para un sólo corte y dividido entre el espesor nominal de corte [49]. Las lecturas de la cámara han sido convertidas en la integral del perfil de dosis mediante el correspondiente coeficiente de calibración y corregidas por presión y temperatura. El $CTDI_{aire}$ a lo largo del eje lo hemos obtenido como media de los resultados deducidos con la expresión (3.1) a partir de las lecturas con la cámara de ionización corregidas por presión y temperatura.

Usando las medidas de la integral del perfil dosimétrico con la cámara y el maniquí de cuerpo hemos obtenido los valores medios de índice de dosis $CTDI_{100}$ en el centro (que denominamos $CTDI_{100,c}$) y el valor promedio en las cuatro cavidades de la periferia ($CTDI_{100,p}$). A partir de ellos hemos calculado los valores del índice ponderado de dosis de tomografía computarizada ($CTDI_w$) como la suma de 1/3 de la dosis en el centro del maniquí y 2/3 de la dosis en la periferia, mediante la expresión:

$$CTDI_w = 1/3CTDI_{100,c} + 2/3CTDI_{100,p} \quad (3.2)$$

tomando en consideración la falta de uniformidad de los valores de CTDI en el centro y en la periferia del maniquí, esta magnitud da una estimación de la dosis promedio por corte [32,49].

Los descriptores de dosis normalizados por unidad de carga, específicos de cada equipo, se expresan como $n\text{CTDI}_{\text{aire}}$ (mGy/mA.s) y $n\text{CTDI}_w$ (mGy/mA.s).

Otro descriptor definido recientemente es el CTDI volumen (CTDI_{vol}) es la dosis media para un volumen de estudio dado, teniendo en cuenta el factor de paso o *pitch* [86], que se define como el cociente $\text{CTDI}_w / \text{pitch}$ y es la magnitud cuyo valor aparece en la consola de los equipos, al hacer la selección de los parámetros de operación y se expresa en mGy.

3.2.2.4. Dosimetría en pacientes

Las dosis impartidas a los pacientes en TC dependen en primer lugar de la elección de la técnica radiográfica (mAs y kV) y de la longitud del barrido de estudio.

Para la estimación de las dosis recibidas para cada paciente de la muestra, hemos obtenido el producto dosis por longitud (DLP) y la dosis efectiva (E).

El DLP, caracteriza la exposición para un examen completo, se ha obtenido combinando los valores del CTDI_w y las características del examen concreto en cada caso (intensidad de corriente del tubo, *pitch* y extensión), según la expresión:

$$\text{DLP} = \sum_i \text{CTDI}_{w,i} \cdot T_i \cdot N_i$$

El subíndice -i denota las secuencias en las que cambia alguno de los parámetros y $CTDI_{w,i}$ es el Índice de dosis ponderado; T_i es la colimación del haz ; N_i es el número de vueltas del tubo en adquisición helicoidal. El valor del índice de dosis ponderado en cada secuencia se calcula como el producto del valor normalizado por la intensidad de tubo (mA) y por el tiempo que emplea el tubo en dar una rotación completa (t_r). El número de vueltas se ha deducido, bien como cociente entre la extensión examinada del paciente (V), la colimación nominal del haz (T), y el factor de paso o *pitch* (p). ($N_i = V_i/(p_i \cdot T_i)$); o bien dividiendo el tiempo total de adquisición, t_a , entre el tiempo de una rotación completa t_r . ($N_i = t_a/t_r$) según la información disponible en los equipos, que es variable. Reemplazando en la expresión (3.3) el número de vueltas por su relación con la extensión, el *pitch* y la colimación para cada secuencia se obtiene:

$$DLP = \sum_i CTDI_{w,i} \frac{V_i}{p_i} \quad (3.4)$$

El DLP para cada secuencia es por lo tanto proporcional al índice de dosis ponderado y a la extensión examinada, e inversamente proporcional al valor de *pitch*. Cuando en un examen se realizan dos secuencias con igual extensión anatómica, e idénticos valores de $CTDI_w$ y de *pitch*, el valor del DLP del examen es el doble del correspondiente a cada secuencia.

$$DLP = \sum_i CTDI_{w,i} \frac{V_i}{P_i} = \sum_i CTDI_{vol} \cdot V_i \quad (3.5)$$

Para la estimación de las dosis en órganos de los pacientes de la muestra, se utilizaron los valores de los parámetros técnicos, los valores del $CTDI_{aire}$ del equipo expresados en términos de dosis músculo, y los coeficientes de conversión, determinados en un maniquí matemático antropomórfico, utilizando la técnica de Monte Carlo de Jones y Shrimpton [53], específicos del equipo considerado o, en su defecto, los recomendados por el ImPaCT [92]. Con estos valores de dosis en órganos se estimó la dosis efectiva (E) de cada paciente, mediante un programa preparado “ad hoc” (Anexo IV: Muestra del programa de cálculo de dosis en pacientes: 1.- Fragmento del programa de cálculo que se ha incluido como una macro en Excel. 2.- Muestra de datos de entrada de pacientes de un centro. 3.- Muestra de salida de valores de dosis para los pacientes de un centro.), utilizando los factores de ponderación para cada órgano propuestos por la ICRP [16], lo que nos permite obtener una estimación del riesgo de radiación asociado con los exámenes de TC, expresada en mSv.

3.2.2.5. Análisis de los resultados de las variables relacionadas con la

dosis

Para establecer las posibles diferencias significativas entre centros, de los valores de las variables numéricas relacionadas con la dosis, los

datos de $CTDI_w$, DLP y E, utilizamos un Análisis de la varianza con un factor de clasificación (una vía). La naturaleza continua de la variable resultado (la dosis) permite llevar a cabo un ANOVA tanto paramétrico como no paramétrico (test de Kruskal-Wallis), seguido por un análisis “post hoc” usando el test de Tukey [87]. El nivel de significación se ha fijado para un valor de p de 0,05.

3.2.3. Correlación calidad de imagen y dosis de radiación

Para estimar la correlación calidad de imagen/dosis de radiación, por centro, hemos utilizado el coeficiente de correlación de Spearman (r_s), no paramétrico, entre la puntuación media de la calidad de imagen y de los valores de DLP, de los exámenes de abdomen y pelvis de forma conjunta. En nuestro caso para toda la muestra ($n=100$) la significación del coeficiente de correlación se alcanzaría con $r_s \geq 0,195$ ($p \leq 0,05$) y para cada centro ($n=20$) con $r_s \geq 0,423$ [93,94].

3.2.4. Análisis estadístico

Todos los análisis estadísticos de este trabajo fueron llevados a cabo por medio del programa estadístico Systat 10.0, (SPSS Inc., Chicago I L., U.S.A.)

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Calidad de imagen

4.1.1. Selección de las evaluaciones

Los resultados de la aplicación estadística del test de McNemar y del factor Kappa de Cohen a los observadores, a fin de conocer la consistencia intraobservador se muestran en la Tabla 4.1. El número asignado a cada observador equivale al de su propio centro.

Tabla 4.1 - Valores del test estadístico de McNemar con su valor de p, coeficiente Kappa con el error estándar asintótico, tras doble lectura, para cada observador

	Observ. 1	Observ. 2	Observ. 3	Observ. 4	Observ. 5
Test estadístico McNemar	2,96 p=0,09	4,27 p=0,04	2,59 p=0,11	3,95 p=0,05	41,7 p=0,00
κ de Cohen	0,76 (0,017)	0,66 (0,018)	0,66 (0,020)	0,76 (0,019)	0,33 (0,027)

De acuerdo con los resultados, las evaluaciones de los observadores 1, 3 y 4 fueron seleccionadas inicialmente ya que su valor de p fue $\geq 0,05$ y el factor κ era superior a 0,6; las evaluaciones del observador 2 fueron seleccionadas en un primer momento debido a que su índice kappa fue 0,66 y su valor de $p = 0,04$ muy próximo al límite; las evaluaciones del observador 5 fueron directamente desestimadas.

La aplicación posterior del test de Friedman (Tabla 4.2), para conocer la concordancia interobservador entre los cuatro previamente seleccionados (observadores 1, 2, 3 y 4), puso de manifiesto la existencia de diferencias significativas entre el observador 2 y el resto de los observadores, para todos los centros. La suma de los rangos obtenidos para los observadores seleccionados, ya para cada centro o para la totalidad de la muestra (última columna), indica una baja puntuación del observador 2 en relación con los otros observadores en todos los centros excepto en el suyo, donde se observa una tendencia inversa. Estos hallazgos indican la existencia de un sesgo de confusión, debido a una asociación observador - centro, por lo que las evaluaciones del observador 2 fueron desestimadas. En definitiva las puntuaciones de las evaluaciones de los otros tres radiólogos seleccionados 1, 3 y 4, fueron utilizadas para el análisis posterior de la calidad de imagen.

Tabla 4.2 - Estadística, valor de p y suma de rangos de los resultados del test de Friedman de las lecturas de los observadores 1, 2, 3, y 4. El análisis fue aplicado para los centros de forma individual y para la totalidad de la muestra

	Centros					Totalidad de la muestra
	1	2	3	4	5	
Test estadístico de Friedman	27,2 p=0,00	16,4 p=0,00	41,4 p=0,00	22,0 p=0,00	21,6 p=0,00	79,0 p=0,00
Suma de rangos						
Observador 1	57,0	31,5	35,0	40,0	65,5	229
Observador 2	24,5	49,5	29,5	33,5	28,5	165,5
Observador 3	55,0	56,5	75,0	61,0	53,0	300,5
Observador 4	63,5	63,0	60,5	65,5	53,0	305,5

Una aplicación posterior del test de Friedman a estos tres observadores muestra los valores del test estadístico y la suma de rangos obtenidas, que se encuentran resumidas en la Tabla 4.3, de la que se deduce que permanecen diferencias significativas en los centros 2 y 3. En el centro 2, las diferencias fueron significativas para el observador 1, mientras que en el centro 3, aunque en la suma de rangos la más alta fue la del observador local, tales diferencias fueron significativas entre los tres

observadores, por lo que se consideró que no introducían ningún tipo de sesgo en el análisis.

Las evaluaciones de los tres radiólogos seleccionados 1, 3 y 4, fueron utilizadas definitivamente para el cálculo de las variables, cumplimiento de los criterios individuales e índice de calidad de imagen y se obtuvieron los resultados que se describen a continuación (Tabla 4.3).

Tabla 4.3 - Estadística, valor de p y suma de rangos de los resultados del test de Friedman de las lecturas de los observadores 1, 3, y 4. El análisis fue aplicado para los centros de forma individual y para la totalidad de la muestra

	Centros					Totalidad de la muestra
	1	2	3	4	5	
Test estadístico de Friedman	1,9 p=0,39	17,1 p=0,00	25,9 p=0,00	5,9 p=0,05	4,23 p=0,12	23,4 p=0,00
Suma de Rangos						
Observador 1	38,0	25,5	23,0	27,0	47,5	160,5
Observador 3	37,0	46,0	55,0	44,0	36,5	219
Observador 4	45,0	49,0	42,0	48,5	36,0	220,5

4.1.2. Cumplimiento de criterios de imagen.

4.1.2.1. Cumplimiento de los criterios para el abdomen

De los criterios de calidad de imagen para el abdomen, 10 de los 18 criterios, se cumplen en prácticamente el 100% de los casos; de los 8 criterios restantes, el cumplimiento se encuentra entre un 76 y 95% considerando la totalidad de los exámenes y si lo analizamos por centros, los valores medios de cumplimiento se encuentran entre un 63 y 100%.

En la Tabla 4.4 están reflejados los ocho criterios con diferencias estadísticamente significativas en cuanto a los promedios de cumplimiento en cada centro. La tasa de cumplimiento medio para cada criterio en la totalidad de la muestra ha sido también incluido en la última columna. Se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$) entre el centro 2 y el resto para el cumplimiento del criterio 1.1.5 y entre el centro 1 y el resto para el cumplimiento del criterio 1.1.6.

En cuanto a los criterios de reproducción crítica, hubo diferencias significativas en el cumplimiento de los criterios 1.2.1, 1.2.7, 1.2.11 y 1.2.13 entre el centro 5 y el resto; mientras que para el cumplimiento de los criterios 1.2.3 y 1.2.6 había diferencias significativas entre el centro 1 y el resto.

Tabla 4.4 - Puntuación final en porcentaje de los criterios de imagen por centro para los exámenes de abdomen. En la última columna figuran los porcentajes de cumplimiento para cada criterio en la muestra total

Criterio	Centros					Muestra total
	1	2	3	4	5	
1.1.5	88	83	98	98	94	92
1.1.6	89	95	95	100	98	95
1.2.1	90	87	95	98	73	89
1.2.3	98	88	91	88	92	91
1.2.6	100	91	91	91	93	93
1.2.7	98	99	97	99	88	95
1.2.10 ^a	92	85	77	90	87	86
1.2.11	81	75	86	75	63	76
1.2.13	97	100	99	99	80	95

^aNo computado en el cumplimiento de calidad de imagen

Respecto al criterio 1.2.10, “reproducción crítica de los ganglios linfáticos con un diámetro inferior a 15mm”, las tasas de cumplimiento por centro estuvieron entre el 77% y 92%, con diferencias significativas entre el centro 3 y el resto, si bien este criterio no se ha computado a efectos de calidad de imagen, tal y como se ha comentado en metodología.

4.1.2.2. Cumplimiento de los criterios para la pelvis

Para la pelvis, sólo dos criterios de imagen – 1.2.3 y 1.2.4 - del total de los 13 fueron cumplidos en el 100% de los casos. La Tabla 4.5 muestra la tasa de cumplimiento medio para los otros criterios para cada centro con las tasas de cumplimiento medio total. El cumplimiento medio por centros estuvo entre 1% y 100%, mientras que el cumplimiento medio en la totalidad de la muestra estuvo entre el 17% y 97%.

Tabla 4.5 - Puntuación final en porcentaje de los criterios de imagen por centro para los exámenes de pelvis. En la última columna figuran los porcentajes de cumplimiento para cada criterio en la muestra total

Criterio	Centros					Muestra total
	1	2	3	4	5	
1.1.1	100	100	98	100	89	97
1.1.2	23	27	29	1	3	17
1.1.3	92	78	70	7	20	53
1.1.4	96	92	98	94	78	92
1.1.5	76	63	93	81	95	82
1.1.6	89	85	74	94	96	88
1.2.1	88	90	97	85	90	90
1.2.2	35	43	88	10	22	40
1.2.5	91	88	89	77	85	86
1.2.6	84	85	81	71	74	79
1.2.7	99	97	98	92	84	94

Los detalles más importantes en relación con los datos de la Tabla 4.5 son los siguientes:

a) algunos criterios fueron cumplidos en un porcentaje importante en todos los centros (criterio 1.1.1, 1.1.4 y 1.2.7 para los cuales se encontraron diferencias significativas entre el centro 5 y el resto, y los criterios 1.1.6 y 1.2.1, con diferencias significativas entre el centro 3 y el resto),

b) hay otro grupo en el que se incluyen los criterios 1.2.5 y 1.2.6 en que hay variaciones en el porcentaje de cumplimiento (71-91%), pero sin mostrar diferencias significativas entre los centros;

c) se encontraron grandes diferencias en el cumplimiento entre centros para los criterios 1.1.3 y 1.2.2; y

d) el rango más bajo de cumplimiento medio por centros (1%-29%) fue obtenido para el criterio 1.1.2, con diferencias significativas entre dos grupos: uno incluyó a los centros 1, 2 y 3, y el otro incluyó a los centros 4 y 5.

e) El criterio 1.1.5 con un cumplimiento medio del 82% (63-95%) con diferencias significativas entre 3 grupos, un grupo incluyó a los centros 1 y 2, otro al centro 4 y el otro grupo a los centros 3 y 5.

f) La distribución relativa de varones (51%) y mujeres (49%) dentro de la muestra estuvo equilibrada. Sin embargo, el criterio 1.2.6 "reproducción visualmente nítida del tejido parametrial o vesículas seminales" fue cumplimentado con una media diferente entre sexos: 68% para mujeres y

90% para varones (similar entre centros, rango varones 86-95% y mujeres 60-74%).

4.1.3. Índice de calidad de imagen global

El porcentaje medio de calidad de imagen por centro de los exámenes de abdomen-pelvis en conjunto estuvo entre 83%-92% por centro, con valores extremos del 69% y 97% en toda la muestra (Tabla 4.6).

En cuanto a la variabilidad dentro de cada centro, la distribución de estos valores (por centros) se observa en la figura 4.1.

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en calidad de imagen entre dos grupos, uno que incluye a los centros 1 y 3, y otro que incluye a los centros 4 y 5. El centro 2 mostró diferencias significativas en relación con el resto, excepto con el centro 1.

Tabla 4.6 – Índice de calidad de imagen por centro para los exámenes completos de abdomen y pelvis, incluyendo los valores de la media -con los intervalos de confianza al 95%- y la mediana

<i>Calidad de imagen %</i>	<i>Centros</i>				
	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>
Media	91	87	92	85	83
I.Confianza. 95%	(89-93)	(85-90)	(90-94)	(83-87)	(80-86)
Mediana	91	88	92	85	84

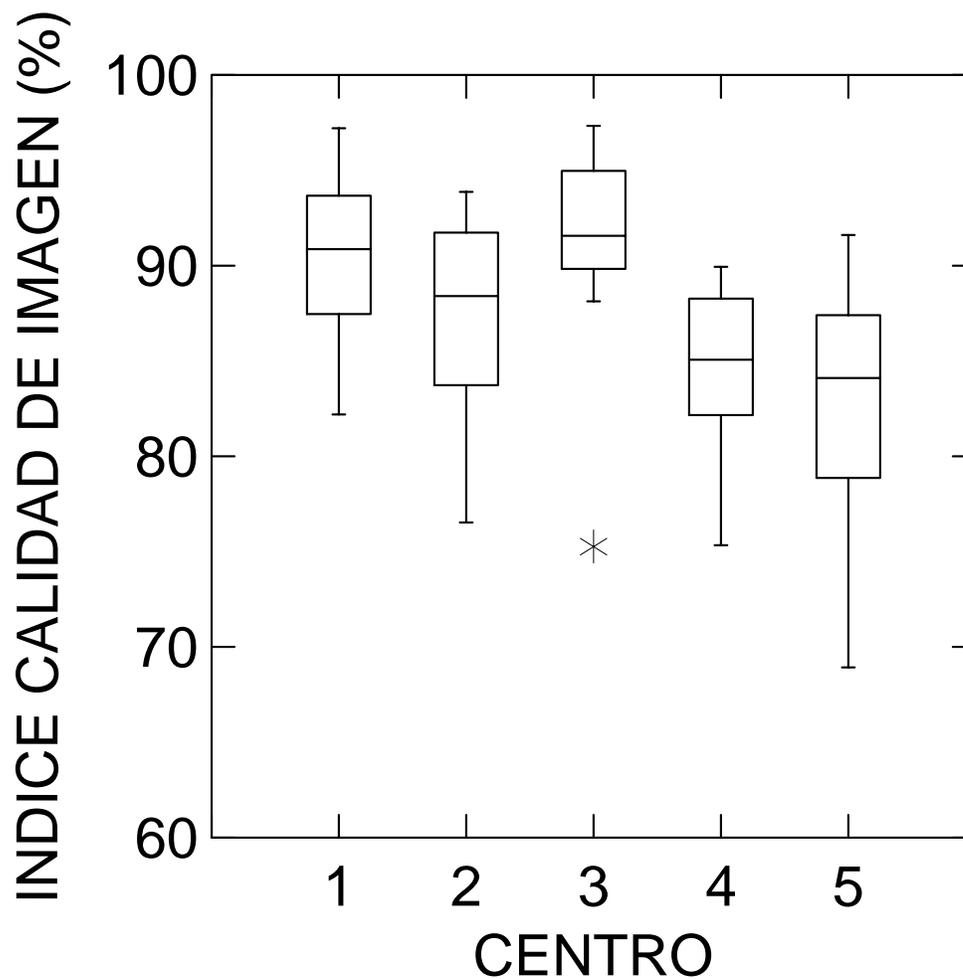


Figura 4.1 - Puntuación de la calidad de imagen en cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana; las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (*) que representan casos que tienen valores de menos que 1,5 la longitud de la caja en el segundo cuartil

4.2. Dosis de radiación

Los valores medios por centros de las distintas magnitudes de dosis calculadas, en los exámenes de abdomen y pelvis, se reflejan en la Tabla 4.7. Para el DLP y E, las cifras entre paréntesis indican los valores separados de estas variables para abdomen y pelvis, respectivamente.

Los valores medios de $CTDI_w$ muestran pequeñas diferencias entre centros (rango: 16-23 mGy) que fueron estadísticamente significativas ($p < 0,02$) entre todos ellos, excepto entre los centros 1 y 4, y para el centro 2 en relación con los centros 4 y 5, respectivamente.

Los valores medios por centros para DLP y dosis efectiva (E) fueron computados para el examen completo de abdomen y pelvis. Los valores medios de DLP por centro estuvieron en el intervalo 430-750 mGy-cm, mientras que la dosis efectiva media por centro estuvo entre 7 y 12 mSv. Para los valores de DLP se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre todos los centros ($p \leq 0,002$), excepto para el centro 1 en relación con el centro 3.

En la tabla 4.8, se muestran la media, con el intervalo de confianza al 95%, y la mediana de los valores de DLP por centros.

Las distribuciones de valores de DLP por centro se muestran en el gráfico de la Fig. 4.2.

Tabla 4.7 - Media de los valores de $CTDI_w$, DLP, y dosis efectiva (E) por centro para los exámenes completos de abdomen-pelvis

	Centros				
	1	2	3	4	5
$CTDI_w$ (mGy)	20	18	23	20	16
DLP (mGy·cm)	610 (310+300)	750 (375+375)	650 (325+325)	550 (295+255)	430 (243+187)
E (mSv)	9 (4,5+4,5)	12 (6+6)	9 (4+5)	10 (5+5)	7 (4+3)

Tabla 4.8 – DLP por centro para los exámenes completos de abdomen-pelvis, valores de la media, con intervalos de confianza 95%, y mediana.

	Centros				
	1	2	3	4	5
DLP (mGy·cm)					
Media	610	750	650	550	430
I.C. 95%	(588-632)	(720-774)	(591-706)	(532-564)	(383-480)
Mediana	600	730	700	540	410

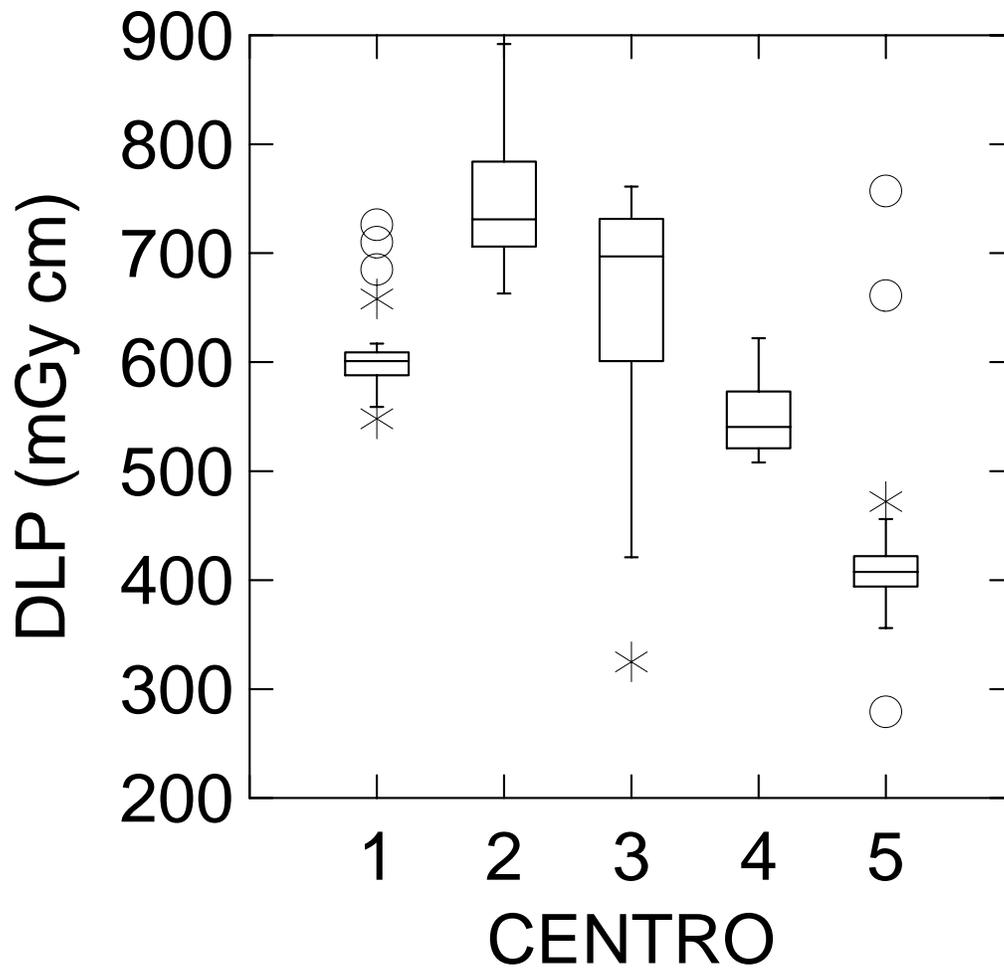


Figura 4.2 - Producto dosis-longitud para cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana; las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (*) y extremos (o), que representan casos con valores que exceden en 1,5 (*) y 3 (o) veces la longitud de la caja en el segundo o tercer cuartil respectivamente

En cuanto a las magnitudes que expresan el riesgo asociado, el rango de dosis efectiva (E) para exámenes individuales se encontró entre 4,5 y 16 mSv. Los valores más altos de dosis en órganos estuvieron entre 19 y 26 mSv, correspondiendo a varios órganos directamente expuestos, tales como riñón, bazo, estómago, vesícula, útero, colon, hígado y vejiga urinaria. En cuanto a las dosis en gónadas, la dosis mínima estimada a los ovarios en la muestra fue de 8 mSv, mientras que el máximo fue de 25 mSv, siendo este intervalo de valores considerablemente más alto que la estimación correspondiente para testículos (0,5-4 mSv).

4.3. Correlación calidad de imagen y dosis

No se ha demostrado correlación entre el índice de la calidad de la imagen (ICI) y la dosis, siendo el valor del coeficiente de Spearman para la totalidad de la muestra $r_s = 0,04$. Los valores del coeficiente de correlación entre la puntuación de calidad de imagen y DLP para cada centro están mostrados en la última fila de la Tabla 4.9. El valor más alto fue el correspondiente al centro 3 ($r_s = 0,36$ $p > 0,10$), mientras que para el resto de los centros estos valores estuvieron próximos a 0.

Tabla 4.9 - Puntuación media en porcentaje del cumplimiento de los criterios de calidad de imagen. Media de los valores de DLP por centro, para los exámenes completos de abdomen-pelvis. En la última fila, se indican los valores de los coeficientes de correlación entre la puntuación de calidad de imagen y DLP

	Centros				
	1	2	3	4	5
<i>Calidad de imagen (%)</i>	91	87	92	85	83
<i>DLP (mGy·cm)</i>	610 (310+300)	750 (375+375)	650 (325+325)	550 (295+255)	430 (243+187)
<i>Coefficiente de correlación</i>	-0,06	0,13	0,36	-0,10	0,19

En resumen, la calidad de imagen y la dosis se distribuyen en la muestra del estudio de la siguiente manera: el 25% de los exámenes (P_{25}), corresponde al 84% de ICI y las dosis suministradas a los pacientes fueron $DLP \geq 325$ mGy·cm; el percentil 50 (P_{50}), esto es, el 50% de los exámenes corresponde al 88% de ICI y los DLP fueron ≥ 400 mGy·cm y el 75% de los exámenes, percentil 75 (P_{75}), corresponde al 92% de ICI y las dosis suministradas fueron ≥ 421 mGy·cm. De los casos con dosis por encima del percentil 75 (P_{75}), el 40% (10/25) fueron del centro 3.

DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

5.1 Protocolos

Los valores de los parámetros utilizados para la realización de los exámenes de la muestra se ajustaron bastante bien a los protocolos estándar, recogidos en cada centro antes de comenzar el estudio, tanto para el estudio del abdomen como para la pelvis, excepto: a) en los centros 2 y 3, donde se ha encontrado alguna variabilidad entre los pacientes, debida a la selección de valores de la corriente del tubo más altos que los estándar para cinco pacientes y al uso de un sistema de modulación del haz, respectivamente; b) en el centro 5, que para el estudio del abdomen utilizaron 120 kVp en cinco casos y una colimación de 5 mm y, c) en el centro 1 que para la adquisición en la pelvis se utilizaron valores de *pitch* de 1 o 1,2 en cuatro casos.

Entre los protocolos de los diferentes centros, existen algunas diferencias debidas a variaciones en la selección de los parámetros técnicos, tales como el kVp utilizado en el centro 5 de 140 kVp, en relación con el aplicado en los otros centros. La variación de 140 kVp frente a 120 kVp, supone un incremento de dosis entre el 20% y 50% [95-98]. Sin embargo este

incremento, en la tensión, se ve compensado por una corriente del tubo de 170 mA con 0,75 s. En cuanto a la carga del tubo, el centro 1 fue el que utilizó una carga más alta, de 250 mA con 1 s de rotación; la variación de la corriente del tubo en el centro 3 entre 150 y 300 mAs, donde se dispone de un sistema de modulación del haz, significa que no se ha utilizado este sistema en todos los casos o que el tipo de pacientes de este centro no se ha ajustado al prototipo descrito (tamaño y peso medio) en la muestra del estudio. En cuanto al *pitch*, la diferencia se encuentra en el centro 2 donde se utiliza un *pitch* de 1 frente al resto de los centros que lo hace de 1,5. La longitud del estudio para el abdomen fue muy similar en todos los centros, existiendo diferencia en la extensión para la pelvis en el centro 5, donde fue inferior al resto.

Las repercusiones de dosis a los pacientes en cuanto a la diferencia de parámetros utilizados se traduce en diferencias importantes entre centros, de tal manera que la dosis en el centro 2 fue 1,7 veces la del centro 5, existiendo entre ambos centros una diferencia en la dosis efectiva de 5 mSv. Este tipo de variaciones, en las dosis suministradas para una misma indicación clínica entre distintos centros e incluso en un mismo centro, ya ha sido publicado en la bibliografía radiológica incluso con diferencias de dosis superiores a las nuestras [39-41,99].

Es preciso tener en cuenta que no es fácil comparar protocolos de diferentes equipos, marcas o modelos debido a que algunos de los factores que influyen en la calidad de imagen y en la dosis son dependientes del

diseño del sistema, por lo que nunca deberá transferirse un protocolo de TC de un equipo a otro diferente sin considerar la geometría del equipo y otros factores técnicos, que afectan a la dosis de radiación característica de cada equipo [100]. Por otra parte, la carencia de “control de exposimetría automática” en la mayoría de los equipos de TC, combinado con el amplio rango dinámico de los detectores digitales, puede permitir amplias diferencias en los factores seleccionables por el usuario entre los diferentes equipos de TC [101].

La necesidad de un protocolo como una tarea básica en la práctica diaria es fundamental, pero también es crucial establecer parámetros apropiados para asegurar la calidad de la imagen con la menor dosis posible [102]. Una aproximación racional puede partir desde el seguimiento objetivo de la calidad de imagen con las medidas realizadas en maniqués, bajo las condiciones de estudio seguidas en cada centro [103], tanto que la búsqueda de unos parámetros adecuados para la indicación de linfoma deberían ser, en cierta manera, específicos para cada modelo de equipo.

5.2 Proceso de evaluación

Los datos resultantes de la aplicación del test de McNemar y de la kappa de Cohen nos sirvieron para conocer los radiólogos que mostraron más concordancia intraobservador cuando valoraron los exámenes de TC en relación con la Guía de la Comisión Europea, y para prevenir grandes diferencias entre la primera y segunda lectura, evitando el sesgo que pudiera existir de la subjetividad de la evaluación de los criterios. Ambas pruebas son complementarias, de tal manera que mientras la kappa de Cohen nos ha permitido conocer el grado de acuerdo entre observadores corregido por la proporción debida al azar (con la limitación de ser un test muy sensible a la prevalencia), el test de McNemar nos ha permitido analizar su complementariedad, midiendo el grado de desacuerdo intraobservador entre la primera y la segunda lecturas.

Los observadores en general tienden a ser más benévolo a la hora de revisar las imágenes producidas en su propio departamento, lo que puede sesgar su interpretación de los exámenes realizados en el equipo local en detrimento del resto de los centros [76]. Para obtener homogeneidad entre los evaluadores aplicamos el test de Friedman, que nos sirvió para mostrar las diferencias existentes entre ellos y evitar el sesgo interobservador.

La aplicación sucesiva de estas pruebas al proceso de evaluación, nos ha permitido obtener una forma objetiva de filtrar las puntuaciones de los

observadores en la valoración de las imágenes de acuerdo con los criterios de calidad considerados. Los resultados también han mostrado el papel que puede jugar un observador externo o independiente, en el diseño de un proceso de auditoría de calidad en pruebas radiológicas.

5.3 Criterios de imagen

5.3.1. Cumplimiento medio de los criterios de calidad de imagen

El cumplimiento medio de los criterios individuales de imagen por centro para el abdomen fue alto, con un rango entre 63% y 100%. Los valores medios de cumplimiento estuvieron por encima del 85% en todos los centros para 15 de los 18 criterios estudiados. Por lo tanto, la calidad de imagen puede ser considerada en términos generales como buena.

En cuanto a las imágenes pélvicas, sólo dos criterios fueron cumplidos en todos los casos, y los restantes criterios fueron cumplidos de forma desigual entre el 1 y 100%. Los valores medios de cumplimiento en los centros estuvieron entre el 65% y 83%, con solo 7 de los 13 criterios de la Guía con un cumplimiento superior al 85%.

5.3.2. Índice de calidad de imagen

En lo concerniente al índice de la calidad de imagen, todos los exámenes de abdomen-pelvis tuvieron al menos un cumplimiento en torno al

70%, aunque ninguno de ellos tuvo un cumplimiento completo de criterios para el abdomen y para la pelvis (ver figura 4.1).

El cumplimiento medio por centros estuvo entre el 83% y 92%, encontrándose la mayor dispersión en el centro 5, que es el que tuvo el ICI más bajo, 83%, y la menor dispersión se correspondió con el que tuvo el índice de calidad más alto, un 92%, que fue el centro 3. El centro 1 tuvo también un índice de calidad de imagen muy alto, 91%, con menor grado de dispersión que el centro 3, y los centros 2 y 4 mostraron una calidad alta 87% y 85% respectivamente, con un grado de dispersión moderado equivalente al del centro 1.

Existe un margen de optimización en todos los centros, quizás excepto en el centro 3, donde 15 exámenes tuvieron un cumplimiento por encima del 90%. La forma mas sencilla de mejorar la calidad de la imagen clínica está relacionada tanto con la preparación del paciente como con la realización del examen, como veremos más adelante.

5.3.3. Análisis crítico de los criterios de calidad de imagen

Hemos analizado las causas más relevantes del incumplimiento de los criterios de visualización y de reproducción crítica tanto para el abdomen como para la pelvis.

5.3.3.1. Criterios de visualización

Para el abdomen, los únicos criterios de visualización que no se cumplieron en todos los casos fueron los criterios 1.1.5 y 1.1.6. Así nos encontramos con que el criterio 1.1.5, “visualización de la pared abdominal incluyendo todas las hernias” requiere para su cumplimiento que la selección del campo de visión se adapte al diámetro más grande del abdomen, permitiendo la visualización de todo el perímetro de la pared abdominal incluyendo la piel. En nuestro estudio, si este criterio no se cumplió fue porque el campo de visión (FOV) era demasiado pequeño o el paciente no estuvo adecuadamente centrado, con la consecuencia de que hubo algunas zonas que no fueron visualizadas. El cumplimiento de este criterio no debería ser en principio una tarea difícil, tanto en lo que al centrado del paciente se refiere como a la elección de un FOV adecuado al área de estudio. El campo de visión debe ajustarse al diámetro más grande de la región de estudio del paciente; deben evitarse, tanto un FOV demasiado pequeño que deje áreas de interés fuera de la observación y pueda así quedar oculta determinada patología, como un FOV demasiado grande en cuyo caso el criterio se cumpliría a expensas de disminuir la resolución espacial, lo cual no sería deseable. Además el paciente debe estar bien situado en relación con el isocentro de la apertura del gantry.

En cuanto al criterio 1.1.6, “visualización de los vasos después de la administración de contraste intravenoso”, el cumplimiento diferente en el

centro 1 pudo estar en relación con una inadecuada temporización del estudio, siendo excesivo el tiempo entre la inyección del contraste intravenoso y la adquisición de los datos de las imágenes en algunos casos.

Para la pelvis, los criterios de visualización 1.1.1 -“visualización de los huesos ilíacos completos”- y 1.1.4 -“visualización de la vejiga urinaria completa”- mostraron el grado de cumplimiento menor en el centro 5, debido a que el límite inferior del volumen estudiado fue corto en algunos casos, con lo que parte del hueso ilíaco y de la vejiga urinaria no fueron incluidos. En cuanto a los criterios de visualización 1.1.2 -“visualización de los huesos isquiáticos completos”- y 1.1.3 -“visualización de la sínfisis del pubis íntegra”- su cumplimiento se encontró en una baja proporción para todos los centros debido a que el examen no incluyó estas estructuras en todos los pacientes. Sin embargo, para la indicación de linfoma puede no ser necesario que tales estructuras sean vistas de forma general y solamente en casos particulares puede ser aconsejable estudiarlo hasta su inclusión completa. El criterio 1.1.5 -“visualización de todos los músculos peripélvicos”- se cumplió en una baja proporción en algunos centros debido al uso de un FOV demasiado pequeño o a un centrado inadecuado del paciente. El cumplimiento del criterio 1.1.6 -“visualización de los vasos después de la administración de contraste i.v.”- depende del volumen y de la tasa de inyección del medio de contraste, así como de un adecuado tiempo de retraso desde la administración del mismo hasta la adquisición del examen. En el centro 3, la adquisición de datos de los

pacientes fue realizada a los 180 segundos después de la inyección del contraste, por lo que el realce de los vasos pudo haber sido inferior que el conseguido en otros centros.

En general, el grado de cumplimiento de los criterios de visualización está íntimamente relacionado con una realización cuidadosa del examen (que incluye el FOV, el volumen de estudio, y la temporización adecuada del estudio en relación con la administración del contraste) más que con la calidad intrínseca de la propia imagen, por lo que estos criterios deberían cumplirse al 100% en todos los casos.

5.3.3.1. Criterios de reproducción crítica

Con respecto a los criterios de reproducción crítica para el abdomen, el menor cumplimiento del criterio 1.2.1 -“reproducción visualmente nítida del parénquima hepático y de los vasos intrahepáticos”- en el centro 5 (73%) estuvo causado por la inclusión en la muestra de nueve exámenes realizados sin contraste i.v. y, con menor incidencia, con el uso de una matriz de reconstrucción de 256x256. En el centro 2 -el cumplimiento del 87%- fue debido a que en dos casos hubo mala sincronización de la inyección del contraste en relación con la fase de estudio hepática junto con una tasa de inyección de contraste insuficiente. El cumplimiento de este criterio es paralelo al del 1.1.6 de visualización.

El criterio 1.2.3 -“reproducción crítica del intestino”- con un cumplimiento medio del 91%, y el criterio 1.2.6 -“reproducción crítica del

duodeno"- del 93%, fue motivado por una menor distensión del duodeno y de las asas intestinales con contraste oral en relación con una inadecuada administración en el tiempo, en los centros 2, 3, 4 y 5.

Razones similares a las argumentadas para el menor cumplimiento del criterio 1.2.1 en el centro 5, pueden aducirse para el fallo en el cumplimiento del criterio 1.2.13 –"reproducción de las tributarias de la vena cava; en particular de las venas renales". Algo similar puede decirse del cumplimiento ligeramente menor del criterio 1.2.7 –"reproducción visualmente nítida de los riñones y los uréteres proximales"- en el centro 5 debido a que nueve estudios se habían realizado sin contraste i.v. En particular, este criterio es difícil de analizar, y puede ser considerado como un criterio doble, debido a que implica a dos estructuras anatómicas diferentes. Por otro lado, una tasa mayor de cumplimiento del criterio 1.2.1 puede implicar una visualización peor del uréter proximal ya que si este ha sido estudiado en una fase temprana, el volumen y la concentración del contraste en orina será más baja.

El cumplimiento medio del criterio 1.2.11 fue del 76%. En este estudio, los observadores estuvieron de acuerdo en que este criterio fuera considerado cumplido si se observaban al menos tres ramas viscerales de la aorta, excluyendo las arterias ilíacas que pertenecen al criterio 1.2.9. Si tenemos en cuenta que el examen bajo estudio es abdomen-pelvis general, probablemente este criterio no debería ser necesario cumplirlo de forma tan estricta. En cualquier caso, el criterio debería ser definido con mayor precisión.

El criterio 1.2.10 “reproducción de los ganglios linfáticos menores que 15 mm. de diámetro”, tiene un cumplimiento medio del 86%. Aunque el cumplimiento de este criterio fue evaluado, no fue incluido en el cálculo de puntuación de calidad imagen; ya que los observadores asignaron un “No” si no se visualizaban ganglios linfáticos, pero los ganglios linfáticos no tienen por qué estar presente en la población sana o en pacientes que han respondido al tratamiento del linfoma. Por ello, consideramos que este criterio no debería de ser utilizado para evaluar la calidad de imagen.

Para los exámenes de TC de pelvis, el cumplimiento medio del criterio 1.2.1 “reproducción visualmente nítida de la pared de la vejiga” fue del 90%. La carencia de distensión de la vejiga ocurre como causa del fallo del cumplimiento del criterio. De ello puede ser inferido que el cumplimiento de este criterio deberá ser mejorado si los pacientes reciben una adecuada información para evitar que la vejiga urinaria esté vacía durante la adquisición del examen.

El criterio 1.2.2 –“reproducción crítica de la porción distal de los uréteres”- alcanzó un cumplimiento medio del 40%, mientras que en el centro 3 lo hizo en el 88%, debido a que el examen de la pelvis fue llevado a cabo a los 180 segundos de la inyección del contraste intravenoso. Por ello, esta fase más tardía del estudio permitió una mejor visualización de las porciones distales de los uréteres con contraste. Al contrario, como se ha comentado previamente, el menor cumplimiento medio para el criterio 1.1.6 fue obtenido

en el centro 3, de lo que se deriva que el cumplimiento de estos dos criterios es probablemente inverso. En este centro, ambos criterios no fueron cumplidos simultáneamente más que en el 1% de los casos mientras que en el resto, si uno de estos criterios no fue cumplido, el otro si lo fue. Después de aplicar un test χ^2 para observar la independencia de ambos criterios en la totalidad de la muestra, se encontró una asociación moderada inversa ($P = 18,1$ para 1 gl, $p > 0,0005$).

El cumplimiento medio para el criterio 1.2.5 "reproducción crítica del útero" fue alto (86%). Sin embargo, debido a las diferencias de tamaño de las submuestras entre los varones y las mujeres en los diferentes centros, fue difícil encontrar diferencias significativas entre ellos (en los centros). Una posible razón por la que el criterio no se cumpliera es la dificultad para diferenciar el útero de los tejidos que le rodean, probablemente debido a que las mujeres -particularmente mujeres jóvenes- tienen menos grasa en la pelvis.

El criterio 1.2.6 -"reproducción visualmente nítida del tejido parametrial o de las vesículas seminales"-, se ha observado con un cumplimiento del 79% sin diferencias significativas ($p < 0,0005$) entre centros. Cuando analizamos el cumplimiento de este criterio por sexos, la tasa de cumplimiento para varones (90%) fue mayor que la hallada para mujeres (68%). La razón para un cumplimiento tan bajo para mujeres puede ser que ellas tienen menos grasa pélvica. Por otra parte tomando en consideración estas diferencias anatómicas

(morfológicas), este criterio debería ser separado dentro de dos criterios diferentes en relación con el sexo del paciente, como es el caso con los criterios 1.2.5 y el 1.2.7. Ha habido diferencias significativas de cumplimiento entre el centro 5 y el resto con respecto al cumplimiento del criterio 1.2.7, debido a que, como se ha comentado para los criterios 1.1.1 y 1.1.4, el límite inferior del volumen investigado estuvo por encima de la próstata.

Algunas vías factibles de mejora de la calidad están relacionadas tanto con la preparación del paciente como con la realización del examen. En particular, el uso rutinario de contraste intravenoso con una adecuada elección de dosis, tasa de inyección y apropiada temporización pensamos que mejoraría la calidad de imagen sin aumentar la dosis de radiación. Otro hecho relacionado con las imágenes en el centro 5 es que se archivaron e imprimieron para nuestro estudio en matriz de 256x256, mientras que en los estudios originales utilizaron un formato de 512. De acuerdo con esto, la calidad de las imágenes originales probablemente habría supuesto resultados diferentes y probablemente mejores, al menos para algún criterio de reproducción crítica donde la resolución espacial influye de manera importante.

La calidad de la imagen obtenida con los equipos de TC actuales es, en general, alta en todos ellos [62]. Esto puede hacernos suponer que los criterios anatómicos referidos en la Guía Europea son poco discriminatorios para comparar la calidad de la imagen entre diferentes exámenes. El valor

intrínseco más importante de los criterios, aun cuando su valoración sea subjetiva, no reside tanto en su capacidad de discriminar, sino en que su evaluación permite comparar estudios de buena calidad de imagen efectuados con diferentes dosis de radiación, lo que en consecuencia nos puede permitir una mejora, al menos en potencia, de los procedimientos de trabajo para conseguir estudios de calidad con la menor dosis de radiación posible; algunos trabajos han mostrado este aspecto para otras pruebas radiológicas [56,57,104].

Por otro lado, a la vista de nuestros resultados creemos que es preciso, por un lado, definir con más precisión algunos de los criterios referidos en la Guía Europea. Por otra parte los criterios están definidos para exámenes de áreas anatómicas u órganos concretos y en algún caso para algún tipo especial de técnica o indicación, pero no de forma general para indicaciones clínicas. En función de la indicación clínica concreta algunos de los criterios podrían tener más peso que otros y para determinados supuestos clínicos podría ser tolerable un bajo porcentaje de cumplimiento de determinados criterios.

En la indicación clínica de linfoma analizada en nuestro trabajo a todos los pacientes se les ha realizado estudio de abdomen y pelvis en el mismo tiempo exploratorio por lo que creemos necesario describir criterios de calidad de imagen comunes para los casos que precisan el examen de ambas regiones, como puede ser también en la estadificación de los tumores

testiculares y control, de aquellos con extensión a la pelvis [105]. En estas circunstancias algunos criterios deberían desaparecer, otros fusionarse y otros definirlos de forma más precisa. En este sentido proponemos que deberían desaparecer el criterio 1.1.4 del abdomen, el criterio 1.1.5 de abdomen y pelvis deberían de ser fusionados en un solo criterio, definido como “toda la pared abdominal y pélvica incluida la piel”, el criterio 1.1.6 es común y debería ser único. El criterio 1.2.7 del abdomen, proponemos definirlo como “reproducción crítica de los riñones”, sin hacer referencia al uréter proximal en él. El criterio 1.2.10 de abdomen debería desaparecer ya que no es realmente un criterio anatómico. El criterio 1.2.11 de abdomen es necesario definirlo con mayor precisión. El 1.2.13 debería ser definido como reproducción crítica de “las venas renales”. El criterio 1.2.6 de la pelvis debería ser dividido en dos criterios de reproducción crítica independientes: uno para “el tejido parametrial” y el otro para “las vesículas seminales”.

Los criterios 1.1.2 y 1.1.3 de la pelvis, pensamos que podrían desaparecer, ya que para una indicación general, como linfoma, no es preciso su cumplimiento estricto tal y como se comentó.

En los exámenes de TC de pacientes con linfoma es bastante frecuente estudiar también el tórax además del abdomen y la pelvis. Por ello puede ser aconsejable añadir criterios de imagen para esta región anatómica, aunque ello no haya sido incluido en nuestro estudio.

5.4 Dosis de radiación

Los valores medios de $CTDI_w$ fueron muy similares en todos los centros encontrándose entre 16 y 23 mGy, muy por debajo de los valores de referencia (35 mGy) propuestos en la Guía.

El $CTDI_w$ depende del $nCTDI_w$ -que varía en función del tipo de escáner- y de los mAs. El valor del $nCTDI_w$ es bastante similar, a 120 kV de tensión, por tanto las diferencias en el $CTDI_w$ se deben a la carga del tubo empleada en cada centro y, en algunos casos, según cada paciente. El valor mayor de todos se da en el centro 3 que a pesar de tener un sistema de modulación de intensidad del haz, no se ha utilizado en todos los casos, siendo los centros 2 y 5, los que tienen valores inferiores gracias a que utilizan menores mAs, a pesar de que en el centro 2 (18mGy) disponen del único escáner que emplea detectores de gas -menos eficientes que los de estado sólido del resto de los equipos- y que el centro 5 utilizó una tensión de 140kVp [106,107].

Los valores medios de DLP obtenidos para los exámenes de abdomen-pelvis estuvieron entre 430 y 750 mGy·cm, todos situados por debajo de los niveles de referencia únicamente para abdomen general (780

mGy·cm) y también estuvieron por debajo todos los valores de DLP individuales de los exámenes de la muestra, excepto en cinco exámenes del centro 2.

Los centros 2 y 3 mostraron los valores medios de DLP más altos y también una marcada dispersión en torno a la media (ver figura 4.2), particularmente alta en el centro 3. Los valores de DLP sobre el tercer cuartil en el centro 2 (780 mGy·cm) fueron debidos a cinco exámenes realizados usando una corriente del tubo de 225-250 mA en vez de 200 mA, típicamente utilizada por el resto. Los centros 1, 4 y 5 muestran una dispersión moderada con unos valores de DLP intermedios en los centros 1 y 4, siendo el valor medio de DLP del centro 5 de 430 mGy·cm, el más bajo de todos los centros de nuestro estudio. La diferencia de dosis al paciente entre los centros con valores extremos, esto es entre los centros 2 y 5, es de 1,7 veces.

Para reducir la dosis en el centro 2, deberá usarse un valor de *pitch* >1, lo que no necesariamente implica una pérdida de calidad diagnóstica, como ha sido claramente demostrado en nuestro estudio y en otros [13,64, 108-110]. El aumento del *pitch* de 1 a 1,5 supone una disminución de la dosis en un 33% sin pérdida de información diagnóstica [111].

En el centro 3, el sistema de modulación de la corriente del tubo fue utilizado parcialmente o no fue utilizado en todas las adquisiciones, en ocho pacientes de la muestra. Debido a que la corriente del tubo seleccionada en estos casos fue de 250 o 300 mA, los valores de DLP fueron sistemáticamente

más altos que 700 mGy·cm, los cuales estuvieron próximos al valor de la mediana de DLP de este centro. Entonces, el primer escalón de optimización, para este centro, deberá ser el mejor uso de este sistema si es posible.

En relación con el resto de los centros, nosotros creemos que, la optimización deberá de ser un proceso de mejora continuo, los niveles de DLP obtenidos fueron aceptables, con valores medios por debajo de 600 mGy·cm, que representa menos de la mitad de la suma de los valores de referencia para el abdomen y la pelvis propuesto en la Guía (1350 mGy·cm). Quizás los valores del DLP de la guía resulten demasiado altos para los equipos modernos ya que están basados en datos de cuando la TC espiral estaba en su inicio.

A pesar de la dificultad en establecer niveles de referencia, nosotros sugerimos un valor de DLP en el rango de 650-800 mGy·cm como valor de referencia exclusivamente para exámenes de TC de abdomen-pelvis en pacientes con linfoma. Para incluir la adquisición del tórax cuando es realizado, habría que considerar un DLP adicional en el rango de 400-500 mGy·cm [76], lo cual supondría un nivel de referencia en torno a 1200 mGy·cm.

De nuestro estudio podemos deducir valores de referencia por centro en función de las características de distribución de la dosis en cada uno de ellos. En los centros 1, 4 y 5, donde existe un estrecho margen de dispersión de los valores de dosis, podemos considerar como nivel de referencia el valor

de la mediana, esto es, un valor de DLP de 600 mGy-cm para el centro 1, de 540 mGy-cm para el centro 4, y de 410 mGy-cm para el centro 5. En los centros 2 y 3, donde existe una marcada dispersión de valores de dosis en torno a la media, se puede tomar como valor de referencia el tercer cuartil de la distribución de valores de DLP (ver figura 4.2), y partiendo de estos valores optimizarlos mediante la utilización de un *pitch* de 1,5 en el centro 2 y la utilización del sistema de modulación de la intensidad del haz en todos los pacientes en el centro 3, por lo que los valores de referencia para ambos centros podrían fijarse en torno a 750 mGy-cm.

Establecer una dosis umbral, por debajo de la cual disminuye la calidad de la imagen clínica, es muy difícil ya que habría que definir primero qué nivel de calidad sería suficiente para el diagnóstico clínico en cada indicación y para un determinado tipo de pacientes. No obstante, a partir de los datos de nuestro estudio quizás podemos hacer una aproximación a esa dosis, aún a sabiendas que no es muy correcto el considerar la totalidad de la muestra como un todo, conociendo que hemos obtenido un índice de calidad del 92% en el 75% de los pacientes de la muestra con un nivel de dosis ≤ 420 mGy-cm y que este nivel de calidad es del 88% con una dosis ≤ 400 mGy-cm en el segundo cuartil y desciende al 84% con una dosis ≤ 325 mGy-cm en el primer cuartil. De ello podemos deducir que para obtener un nivel de calidad superior al 90% podríamos considerar, una dosis umbral de 420 mGy-cm, como referencia para esta magnitud, dato que habrá que valorar con

prudencia y confirmarla en estudios ulteriores. No obstante, en ocasiones puede ser aceptable un nivel de calidad de imagen inferior si se acompaña de una dosis de radiación más baja para el paciente, de acuerdo con la indicación clínica. En cualquier caso lo que resulta evidente es que el margen de optimización de dosis sin pérdida de la calidad de imagen clínica es amplio.

La dosis efectiva tuvo una buena correlación con el DLP, cuando los pacientes fueron separados de acuerdo con el sexo, ya que las dosis en los ovarios fueron significativamente más altas que aquellas estimadas para los testículos. La zona anatómica irradiada influye en la dosis efectiva en razón de los órganos incluidos en ella y sus correspondientes factores de ponderación, siendo las gónadas los órganos que contribuyen en mayor proporción, con un factor de ponderación de 0,20; con lo que las dosis efectivas de los pacientes de sexo femenino son sistemáticamente mayores que las de sexo masculino, siendo conveniente diferenciar entre hombres y mujeres para estimar estas dosis en exámenes de pelvis y en menor medida en los de abdomen [112-114].

En particular, la dosis efectiva normalizada E_{DLP} , definida [49] como la proporción E/DLP , tuvo un rango entre 11-15 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$ para varones y entre 16-20 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$ para mujeres. Como se observa en la Tabla 4.7, en el centro 4 el valor medio de DLP fue relativamente más bajo al correspondiente del centro 1. Sin embargo, la proporción diferente entre varones y mujeres en estos centros (13 varones / 7 mujeres y 8 varones / 12

mujeres, respectivamente) dio origen a estimaciones de E para el centro 4 mayores que las del centro 1. La media entre estos valores se corresponde con el valor recomendado por la Guía Europea de $19 \mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$.

Los valores estimados para el DLP y la dosis efectiva en la totalidad de la muestra son en general inferiores a los encontrados en un estudio previo sobre la práctica con TC en la Comunidad de Madrid [115], y claramente menores que los obtenidos en otro más reciente, en diferentes comunidades españolas [113].

En relación con otros estudios realizados mediante TC helicoidal de corte único, nuestros valores de dosis son concordantes con ellos [64,74,75], e inferiores a otros [37,116].

El tema de la dosis impartida en los exámenes de TC ha despertado últimamente un amplio interés [21,117-123], tanto por la alta dosis que implica este examen como por la acumulación de exámenes en un mismo paciente, y el riesgo de efectos estocásticos, de inducción de cáncer y efectos genéticos [16,38,67,68,102,124]. La estimación es que un examen estándar de TC abdominal imparte aproximadamente una dosis efectiva de 8 mSv y puede estar asociada con un riesgo de 1 en 2000 de inducción de cáncer [125,126]. Esta preocupación es particularmente importante en relación con los niños y adultos jóvenes en los que el riesgo es mayor [36,104,114,127].

Cada vez existe más evidencia en la bibliografía radiológica que nos muestra que en la mayoría de las circunstancias la dosis aplicada en TC

puede ser reducida de forma significativa no solo en niños [78,128-131] sino también en adultos [132,133]. Muchos de estos estudios, para determinar la posibilidad de reducir la dosis de radiación en TC sin pérdida importante de la calidad de imagen, se han realizado para indicaciones clínicas específicas [134-141]. Se ha visto que eso es posible cuando los exámenes se realizan sobre determinadas áreas anatómicas, como los pulmones o en estructuras óseas. En el caso del abdomen, puesto que hay implicados muchos tejidos blandos, las disminuciones drásticas de dosis suponen aumentos importantes en el ruido de la imagen que pueden afectar a la calidad diagnóstica del examen. En el caso de la pelvis, probablemente haya mayor margen de optimización gracias al mayor contraste inherente entre las diferentes estructuras anatómicas de la misma [96].

Para reducir la dosis es importante disponer de un protocolo de referencia optimizado que evite la dispersión innecesaria de técnicas para la misma indicación, al menos en pacientes con edad y características morfológicas similares. Si el equipo dispone de un sistema de modulación de la intensidad del haz, su utilización sistemática puede dar lugar a una disminución apreciable de la dosis impartida [142-145]. Los mAs pueden ser reducidos tomando en consideración el peso y dimensiones del paciente, lo que permite obtener una reducción de dosis entre el 30% y 50% [41,78,128,146]. La utilización de valores de *pitch* de 1,5 supone una forma importante de reducción de dosis, frente al *pitch* de 1 [111]. Otro aspecto

también a comentar es que si para esta indicación se plantea hacer dos series, sin y con contraste, quizá sea más conveniente realizar una sola serie con contraste iv si hubiera indicación de administrarlo. Con dos series aumenta mucho la dosis de radiación recibida sin que aporte ningún valor añadido de calidad a los exámenes [98,127].

5.5 Calidad de imagen y dosis

La correlación entre la calidad de imagen y el valor de DLP fue débil o nula en nuestro estudio y particularmente en los centros 1, 2, 4 y 5, donde no se ha encontrado correlación, siendo esta débil directa en el centro 3 (Tabla 4.9).

Analizando por separado los resultados en los diferentes centros en cuanto a ICI y valores de DLP (Fig 4.1 y 4.2), observamos que en el centro 1 el índice de calidad de imagen fue muy alto 91%, con un moderado grado de dispersión (82%-97%), cuyo valor medio de DLP fue de 610 mGy.cm con estrecha dispersión en torno a la media y con un coeficiente de correlación nulo ($r=-0,06$). Sin embargo, en el centro 3 el ICI fue también muy alto 92% con una dispersión estrecha y valor medio de DLP de 650 mGy.cm pero con alto grado de dispersión, con valores extremos entre 420 mGy.cm y 730 mGy.cm, y con un coeficiente de correlación débil directo ($r =0,36$). Los

valores obtenidos en los coeficientes de correlación, para estos centros, son aparentemente contradictorios.

En el centro 2, existió también un alto grado de cumplimiento de los criterios de calidad de imagen, con un valor medio de ICI del 87% (sin diferencias significativas con el centro 1), con valores extremos entre 78% y 94%, y, un valor de DLP de 750 mGy.cm, con marcada dispersión (670 - 900 mGy.cm) sin que tampoco existiera correlación entre la calidad de imagen y la dosis ($r= 0,13$). Los centros 4 y 5, con un promedio de calidad de imagen del 85% y 83%, y valores DLP de 525 mGy.cm y 430 mGy.cm, respectivamente y con moderada dispersión tanto en ICI como en valores de dosis, muestran asimismo coeficientes de correlación muy bajos ($r=-0,10$ y $r=0,19$, respectivamente).

Esta falta de correlación entre los resultados de calidad de imagen y dosis, no ha sido del todo inesperada ya que muchos de los criterios de calidad de imagen no están influidos por la dosis [147]. Por otro lado muestra que hay posibilidades de optimizar la práctica consiguiendo estudios con una calidad de imagen adecuada con menor dosis de radiación, al menos en aquellos centros que tienen valores de dosis más altos. Esto es, que para obtener una buena calidad de imagen no es necesario que las dosis recibidas por los pacientes sean muy altas [60,61].

La capacidad de ajustar la dosis de radiación sin comprometer la calidad de imagen ha sido documentado por numerosos autores [99,148,149],

y se trata de asegurar una dosis tan baja como sea razonablemente posible [150].

En el centro 3, donde se encontraron ambas la puntuación media de calidad de imagen más alta y la mayor dispersión en valores de DLP, se observó una correlación débil directa entre calidad de imagen y dosis. Dado que también existe una dispersión estrecha en la calidad de imagen, el proceso de optimización en este centro deberá de estar exclusivamente relacionado con la disminución de dosis al paciente. La débil o nula correlación entre calidad de imagen y dosis encontrada en los restantes centros participantes sugiere que, en adición a los parámetros directamente relacionados con la dosis, la calidad de imagen final está influida por otros parámetros. El uso de un inadecuado FOV, un incorrecto centrado del paciente, una matriz pequeña, una dosis y/o temporización de inyección del contraste inapropiada, una inadecuada administración del contraste oral, un algoritmo de reconstrucción no adecuado, o incluso la grabación de las imágenes en placa versus estación de trabajo puede influir en la calidad de imagen en la misma manera que lo hacen los parámetros adecuados de voltaje del tubo, intensidad de corriente, colimación del haz, medida de pitch. Esta complejidad de factores afectando a la calidad de imagen en TC ha sido ya publicada [13,60,63,151,152].

La estrecha colaboración entre físicos, radiólogos y técnicos es fundamental para conseguir una adecuada optimización de la dosis,

manteniendo una calidad de imagen suficiente para conseguir un diagnóstico clínico satisfactorio [41]. Es preciso insistir en la necesidad de que la dosis en TC debe disminuir [121,153], y que es preciso desarrollar mejoras en el equipamiento y en las técnicas de utilización. [19,118,154].

Por último, el viejo axioma, “el mayor ahorro de dosis es la exploración radiológica que no se realiza” y para esto es fundamental el diálogo permanente entre prescriptores y radiólogos para encontrar la técnica de imagen más adecuada que resuelva el problema clínico del paciente, evitando las exploraciones innecesarias [19,20,21,155,156].

5.6 Limitaciones

Nuestro trabajo adolece de algunas limitaciones como es el hecho de que las imágenes de los exámenes fueron grabadas en placa en cada centro, y la influencia de las diferentes impresiones laser en cuanto a calidad de imagen no han sido analizadas por separado. Por otro lado a la hora de valorar el grado de cumplimiento de cada criterio de calidad no hemos establecido una escala de gradación en el mismo, lo que quizás nos podría haber permitido caracterizar mejor el grado de cumplimiento (una valoración más fina sobre diferentes grados de cumplimiento). Aunque los observadores evaluaron subjetivamente la validez diagnóstica, la resolución y el ruido de las

imágenes, los resultados no se consideraron relevantes y no han sido incluidos por tanto en el análisis de la calidad de imagen.

La alta dispersión en las dosis, en un mismo centro, podría estar en parte relacionada con la posibilidad de que algunos pacientes no se ajustaran a la muestra del estudio en cuanto a tamaño y peso, dato que no ha sido investigado a posteriori.

CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

1.- Se ha evaluado la calidad de imagen de los exámenes en los diferentes centros, con un promedio de cumplimiento de los criterios de calidad alto, entre el 83% y el 92% en todos ellos, encontrándose sin embargo, diferencias significativas entre los diferentes centros.

2.- Se han determinado los valores de las magnitudes de dosis ($CTDI_w$ y DLP) en los exámenes de abdomen, de pelvis y para el conjunto abdomen-pelvis. Los valores del índice de dosis y del producto dosis longitud estuvieron muy por debajo de los valores de referencia de la Guía Europea. Los valores del DLP para el conjunto abdomen-pelvis fueron bastante similares en tres centros (550-650 mGy·cm). El valor máximo de DLP por centros (750 mGy·cm) fue casi el doble del valor mínimo (430 mGy·cm).

3.- No se ha encontrado correlación entre la calidad de las imágenes clínicas y las dosis al paciente, lo que muestra las posibilidades de ahorro de dosis sin pérdida de calidad de imagen.

4.- Aunque es difícil establecer un valor umbral de dosis (DLP), considerando la totalidad de los exámenes de la muestra del estudio se ha establecido que en el 75% de los casos el índice de calidad de imagen ha sido superior al 92% con una DLP máxima de 420 mGy-cm.

5.- Se han planteado medidas concretas relativas a la realización de los exámenes para optimizar la práctica habitual de la TC en cada centro, con la intención de mejorar la calidad de imagen y reducir la dosis al paciente.

6.- El método utilizado para evaluar la calidad de imagen ha servido para seleccionar a los evaluadores con mejor concordancia intraobservador y para evitar el posible sesgo observador/centro. En conjunto, el método seguido constituye una buena base de partida para este tipo de evaluaciones.

7.- Los criterios anatómicos de calidad de imagen de la Comisión Europea han demostrado ser útiles, con algunas limitaciones, para evaluar la calidad de la práctica habitual de la TC en exámenes para la indicación clínica de linfoma en las áreas examinadas. Se ha elaborado una propuesta

de lista única de criterios de calidad de imagen para exámenes de TC de abdomen-pelvis para la indicación de linfoma.

8.- Para exámenes de TC de abdomen-pelvis en la indicación de linfoma se han propuesto valores de dosis de referencia para el DLP, tanto en general (650-800 mGy·cm) y en los centros (410-750 mGy·cm).

BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Volume I: SOURCES. New York: United Nations. 2000.
2. Brugmans M, Buijs W, Geleijns J, and Lembrechts J. Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in the Netherlands. *Health Phys* 2002; 82(4): 500-509.
3. Kamman RL, Geleijns J, Berting R, van den Brink HA. An approach for rapid establishment of patient effective dose during radiology and results for two large university hospitals. *Radiat Prot Dosim* 2000; 90: 145-147.
4. Hounsfield GN. Historical notes on computerized axial tomography. *J Can Assoc Radiol* 1976; 27:135-142.
5. HounsfieldGN. Computerized transverse axial scanning (tomography). I. Description of system. *Br J radiol* 1973; 46:1016-1022.
6. Federle MP. Current Status and Future Trends in Abdominal CT. *RadioGraphics* 1998; 18:1555-1568.

7. Balfe DM, Ehman RL. The Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance Imaging. Research in CT and MR imaging: 2000 and beyond. *Radiology* 1998; 207:561-564.
8. Toms AP, Cash Ch, Linton SJ, Dixon AK. Request for body computed tomography: increasing workload, increasing indications and increasing age. *Eur Radiol* 2001; 11:2633-2637.
9. Golding SJ, and Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? *Br. J. Radiol* 2002; 75:1-4.
10. Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey Ch A. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000; 20:353-359.
11. Beck TJ. "CT technology overview: state of the art and future directions" *RSNA Categorical Course in Physics* 1996:161-172.
12. Kalendar WA, and Fuchs TO. Principles and performance of single and multislice spiral CT. *RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-sectional Imaging* 2000; 127-142.
13. Crawley MT, Booth A, Wainwright A. A practical approach to the first iteration in the optimisation of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved. *Br J Radiol* 2001; 74:607-14.
14. Huda W, Mergo PJ. How will the introduction of multislice CT affect patient doses. *Radiological Protection of Patient in Diagnostic & Interventional Radiology, Nuclear Medicine & Radiotherapy*. Málaga, Spain. 2001, pp 202-205.

15. Brix G., Nagel H.D., Stamm G., Veit R. et al. Radiation exposure in multi-slice versus single slice spiral TC: results of nationwide survey. *Eur Radiol* 2003, 13:1979-1991.
16. International Commission on Radiological Protection (ICRP): 1990 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60, *Annals of ICRP*, Vol 21/1- 3, Oxford: Pergamon Press.1991.
17. International Commission on Radiological Protection (ICRP): Radiological Protection and Safety in Medicine; ICRP Publication 73, *Annals of ICRP*, Vol 26/2, Oxford: Pergamon Press.1996.
18. International Commission on Radiological Protection (ICRP): Managing Patient Doses in Computed Tomography. ICRP Publication 87, *Annals of ICRP*, Vol 30/4, Oxford: Pergamon Press. 2001.
19. Comisión Europea y Real Colegio de Radiólogos del Reino Unido. Protección Radiológica 118. Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen, adaptada por expertos europeos en Radiología y Medicina Nuclear, junto con el Real Colegio de Radiólogos del Reino Unido. Luxemburgo: Comisión Europea, 2000.
20. Dhingsa R, Finlay DB, Robinson GD, Liddicoat AJ. Assessment of agreement between general practitioners and radiologist as to whether a radiation exposure is justified. *Br J Radiol* 2002;75:136-139.
21. Anía BJ, Asenjo M. Why a CT Instead of a History and Physical Examination? *RadioGraphics* 2002; 22:1524.

22. National Radiological Protection Board. Patient dose reduction in diagnostic radiology. Documents of the NRPB 1990; 1(3). Chilton: NRPB, 1990.
23. Royal College of Radiologist Working Party. Influence of Royal College of Radiologist´ guidelines on hospital practice: a multicentre study. *BMJ* 1992; 304:740-3.
24. Chisholm R. Guidelines for radiological investigations. *BMJ* 1991; 303:797-8.
25. Teasdale GM, Hadley DM, Lawrence A, et al. Comparison of magnetic resonance imaging and computed tomography in suspected lesions in the posterior cranial fossa. *BMJ* 1989; 299:349-55.
26. Armstrong P, Keevil SF. Magnetic Resonance imaging-2: clinical uses. *BMJ* 1998; 1;303:105-9.
27. Clarke JC, Cranley K, Kelly BE, Bell K, Smith PHS. Provision of MRI can significantly reduce CT collective dose. *Br J Radiol* 2001; 74:926-931.
28. Garvey CJ, Hanlon R. Computed tomography in clinical practice. *BMJ* 2002; 324:1077-1080.
29. SlovisTL. ALARA conference proceedings. The ALARA concept in pediatric CT-intelligent dose reduction. *Pediatric Radiol* 2002; 32:242-244.
30. Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Wall BF, Le Heron JC, and Faulkner K. Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. NRPB-R249. Chilton, United Kingdom: National Radiological Protection Board, 1991.
31. Jessen KA, Christensen JJ, Jorgensen J, Petersen J, Sorensen EW. "Determination of collective effective dose equivalent due to computed

- tomography in Denmark in 1989 ". Radiation Protection Dosimetry 1992; 43:37-40.
32. Leitz W, Szendro G, Axelsson B. "Computed Tomography Practice in Sweden -Quality Control, Techniques and Patient Dose". Radiation Protection Dosimetry 1995; 57: 469-73.
 33. Ruiz Sanz S, Calzado, A. Tomografía computarizada en la Comunidad de Madrid. Valores de dosis efectiva y colectiva. Radiología 1995; 37:1-7.
 34. Shrimpton PC, Wall BF, Hart D. Diagnostic medical exposures in the U.K. Appl Radiat Isot 1999; 50:261-269.
 35. Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, and al. Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. Br J Radiol 1999; 72:556-561.
 36. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al. Estimated risks of radiation induced fatal cancer from paediatric CT. AJR 2001;176:289-296.
 37. Hiles PA, Brennen SE, Scott SA, Davies JH. A survey of patient dose and image quality for computed tomography scanners in Wales. J Radiol Prot 2001; 21:345-54.
 38. National Radiological Protection Board. Protection of the patient in x-ray computed tomography. Documents of the NRPB, Vol. 3, No.4. Chilton: NRPB, 1992.
 39. Shrimpton PC, Edyvean S. CT scanner dosimetry. Br J Radiol 1998; 71:1-3.
 40. Olerud HM. Analysis of factors influencing patient doses from CT in Norway. Radiat Prot Dosim 1997; 71:123-133.

41. Koller CJ, Eatough JP and Bettridge A. Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals. *Br J Radiol* 2003; 76:798-802.
42. Smith A, Shah GA, and Kron T. Variation of patient dose in head CT. *Br J Radiol* 1998; 71:1296-1301.
43. Conway BJ, McCrohan JL, Antonsen RG, Rueter FG, Slayton RJ, Suleiman OH. "Average radiation dose in standard CT examinations of the head: results of the NEXT survey", *Radiology* 1992; 184:135-40.
44. Calzado A, Ruiz Sanz S, Melchor M, Vañó E. A comparison of measured and calculated organ doses from CT examinations. *Radiation Protection Dosimetry* 1995; 57:381-385.
45. Calzado A, Ruiz Sanz S, Melchor M, Marco M. "Doses to patients from CT examinations in the area of Madrid". *AMPI Medical Physics Bulletin* 1992; 17(4): 48-51.
46. Hidajat N, Wolf M, Felix R. Physical Dose Quantities in Computed Tomography –How effective for describing the patient dose and the radiation risk? *Radiat Prot Dosim* 1998; 80:171-174.
47. Albretchen S, Hansen J, Jensen LC, Jessen KA, Jurik AG. "Quality control and image quality criteria in computed tomography", *Radiation Protection Dosimetry* 1995; 57:125-9.

48. Unnik JG Van, Broerse JJ, Geleijns J, Jansen JTh, Zoetelief J, Zweers D. Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals, Br J Radiol 1997; 70:367-371.
49. Commission of the European Communities. European Guidelines on quality criteria for computed tomography, EUR 16262. Brussels: Office for Official Publications of the European Communities. 1999 (Available at: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>)
50. Edyvean S, Lewis MA, Britten AJ. "CT scanner survey protocol", London: ImPACT, 1997.
51. Rothenberg LN and Pentlow KM. CT dosimetry and Radiation safety. RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-sectional Imaging 2000;171-188.
52. López Tortosa M, Morant Echevarne J, Calzado Cantera A. Caracterización de la filtración del haz de radiación en equipos de tomografía computarizada. Influencia dosimétrica. Radioprotección 2000; 24:27-32.
53. Jones DG, Shrimpton PC. Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR250. Chilton: NRPB.1990.
54. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Report EUR 16260.1996.
55. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. EUR 16261.1996.

56. Vañó E, Oliete S, González L, et al. Image quality and dose in lumbar spine examinations: results of a 5 year quality control programme following the European quality criteria trial. *Br J Radiol* 1995; 68:1332-1335.
57. Vañó E, Guibelalde E, Morillo A, et al. Evaluation of the European image quality criteria for chest examinations. *Br J Radiol* 1995; 68:1349-1355.
58. Jurik A, Petersen J, Jessen KA, Bongarts G, Geleijns J, Golding SJ, Leonardi M, Persijn van Meerten EL, Panzer W, Shrimpton PC, Tosi G. Clinical use of image quality criteria in computed tomography: a pilot study. *Rad Prot Dosim* 2000; 90:47-52.
59. Tsapaki V, Kottou S, Papadimitriou D. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br J Radiol* 2001; 74:836-840.
60. Jurik AG, Jessen KA, Hansen J. Image quality and dose in computed tomography. *Eur Radiol* 1997; 7:77-81.
61. Calzado A, Rodríguez R, Muñoz A. Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations. *Br J Radiol* 2000; 73:384-95.
62. Torp CG, Olerud HM, Einarsson G, Gron P, Leitz W, Servomaa A. Use of the EC quality criteria as a common method of inspecting CT laboratories- a pilot project by the Nordic radiation protection authorities. IAEA-CN-85-175; pp 223-7. *Proceedings of the Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, Málaga 2001*. International Atomic Energy Agency.

63. Olerud HM, Olsen JB, Skretting A. An anthropomorphic phantom for receiver operator characteristic studies in CT imaging of liver lesions. *Br J Radiol* 1999; 72:35-43.
64. Hidajat N, Wolf M, Nunnemann A, Liersch P, Gebauer B, Teichgräber U, Schröder RJ, Felix R. Survey of conventional and spiral CT doses. *Radiology* 2001; 218:395-401.
65. Hall EJ. Lessons we have learned from our children: Cancer risks from diagnostic radiology. *Pediatr Radiol* 2002; 32:700-706.
66. Ron E. Ionizing radiation and cancer risks: evidence from epidemiology. *Pediatr Radiol* 2002; 32:232-237.
67. Pierce DA, Preston DL. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. *Radiation Res* 2000; 154:178-186.
68. Pierce DA, Shimizu Y, Preston DL, et al. Studies of the mortality of atomic bomb survivors. Report 12, part 1. Cancer 1950-1990. *Radiat Res* 1996; 146:1-27.
69. Brenner DJ. Estimating cancer risks from pediatric CT: Going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol* 2002; 32:228-231.
70. European Community Council Directive 97/43/EURATOM, 30 June 1997, on Health Protection of Individual against the danger of Ionising Radiation in relation to Medical Exposures, *Official Journal Eur Commun* 1997;L180, 40: 22-27.

71. Real Decreto 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico, p.45891. BOE 29 de diciembre de 1999.
72. Real Decreto 815/2001, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, B.O.E. 14 de julio de 2001.
73. Scheck RJ, Coppentrath EM, Kellner MW, et al. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998; 71:734-44.
74. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. *Fortschr Rontgenstr* 2001; 173:R1-R66.
75. Hatzioannou K, Papanastassiou E, Delichas M, Bousbouras P. A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT. *Br J Radiol* 2003; 76:541-545.
76. Morán LM, Rodríguez R, Calzado A, Arenas A, Cuevas A, García-Castaño B, Gómez N, Turrero A, Morán P. Image quality and dose evaluation in spiral chest CT examinations in patients with lung carcinoma. *Br J Radiol* 2004; 77:839-846.
77. Calzado A, Rodríguez R and Muñoz A. Quality criteria implementation for brain computed tomography examinations. *Radiation Protection Dosimetry* 1998; 80:65-68.

78. Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al. Minimizing radiation dose for paediatric body applications of a single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR* 2001; 176:303-306.
79. Royal College of Radiologists. The use of computed tomography in the initial investigation of common malignancies. London: Council of the Royal College of Radiologists. 1994.
80. Spencer JA. Oncological Radiology. *Clinical Radiology* 2001; 56:521-2.
81. Dixon AK. The appropriate use of computed tomography. *Br J Radiol* 1997; 79:S98-S105.
82. MacVicar D, Husband JE. Assessment of response following treatment for malignant disease. *Br J Radiol* 1997; 70:S41-S49.
83. Tsang RW, Gospodarowicz MK and O'Sullivan B. Staging and management of localized non-Hodgkin's lymphomas: variations among experts in radiation oncology. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2002; 52: 643-651.
84. Lenhart LE Jr. Cancer statistics: A measure of progress. *CA Cancer J Clinic* 1996; 46:3-4.
85. Wiest PW, Locken JA, Heintz PH, Mettler FA. CT scanning: A Major source of radiation exposure. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI* 2002; 23(5):402-410.
86. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. Geneva: IEC 60601-2-44 Ed. 2.1. 2002.

87. Woolson RF. Statistical methods for the analysis of biomedical data. New York: John Wiley & Sons. 1987.
88. Cohen J. A coefficient of agreement for nominal scales. *Educ Psychol Meas* 1960; 20:37-46.
89. Kundel HL, Polansky M. Measurement of Observer Agreement. *Radiology* 2003; 228:303-308.
90. Liebetrau AM. Measures of association 1990; pp:31-38. SAGE PUBLICATIONS. The International Professional Publishers. New Delhi.
91. Shope TB, Gagne RM and Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical Physics* 1981; 8(4): 488-495.
92. Imaging Performance Assessment of CT (ImPaCT). Dose survey summary.
Available at: <http://www.impactscan.org/index.htm>
93. Martín Andrés A., Luna del Castillo J. Bioestadística para las Ciencias de la Salud. 1.994. Ediciones Norma. 4ª Edición.
94. Carrasco de la Peña JL. El Método Estadístico en la Investigación Médica. Editorial Ciencia 3. 2ª Edición.
95. Kopp AF, Heuschmid M, Claussen CD. Multidetector helical CT of the liver for tumor detection and characterization. *Eur Radiol* 2002; 12:745-752.
96. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology* 2004; 230:619-628.

97. Huda W, Scalzetti E, Levin G. Technique Factors and Image Quality as Functions of Patient Weight at Abdominal CT. *Radiology* 2000; 217:430-435.
98. Cordoliani YS, Boyer B, Le Marec É, Jouan É, Hélie O, Beauvais H. Vademecum du scanner hélicoïdal: estimation des doses, choix des paramètres. *J Radiol* 2002; 83:685-92.
99. Ware D, Huda W, Mergo P, Litwiller A. Radiation Effective Doses to Patients Undergoing Abdominal CT Examinations. *Radiology* 1999; 210:645-650.
100. Nagel HD. Factors Influencing Patient Dose in CT. Radiation Exposure in Computed Tomography. European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries. *COCIR* 2002: 25-38.
101. Dixon AK, Dendy P. Spiral CT: how much does radiation dose matter? *The Lancet* 1998; 352:1092-3
102. Huda W, Ravenel JG, Scalzetti EM. How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in CT? *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI* 2002; 23(5): 411-422.
103. Hamberger LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH. Multi-Detector Row CT: Radiation Dose Characteristics. *Radiology* 2003; 226:762-772.
104. Cook JV. Radiation protection and quality assurance in paediatric radiology. *Imaging* 2001; 3:229-238.
105. White P.M., Howard G C, Best JJ, Wright AR. The role of computed tomographic examination of the pelvis in the management of testicular germ cell tumours. *Clinical Radiology* 1997; 52:124-129.

106. Kalendar WA. Computed Tomography. Fundamentals, system technology, image quality, applications. Munich: Publicis MCD Verlag, 2000.
107. McNitt-Gray. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Resident: Topics in CT. Radiation Dose in CT. *RadioGraphics* 2002; 22:1541-1553.
108. Wang G, Vannier MW. Optimal pitch in spiral computed tomography. *Med Phys* 1997; 24:1635-9.
109. Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, and al. Radiation Exposure in Spiral Computed Tomography. Dose distribution and dose reduction. *Invest Radiol* 1999; 34: 51-57.
110. Hopper KD, Keeton NC, Kasales CJ, et al. Utility of low mA 1,5 pitch helical versus conventional high mA abdominal CT. *Clinical Imaging* 1998; 22:54-59.
111. Vade A, Demos TC, Olson MC, et al. Evaluation of image quality using 1:1 pitch and 1,5:1 pitch helical CT in children: a comparative study. *Pediatric Radiol* 1996; 26:891-893.
112. Baeza M, Calzado A., Morán LM., Rodríguez R. Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas. *Revista de Física Médica* 2003; 4(1): 7-17.
113. Calzado A., Rodríguez R., López L. Medidas dosimétricas y estimación de la dosis a los pacientes en algunas exploraciones habituales con una gama de equipos de de equipos de tomografía computarizada. *Radiología* 1998; 40(7): 461-476.
114. Huda W. Dose and image quality in CT. *Pediatr Radiol* 2002; 32: 709-713.

115. Ruiz Sanz S, Calzado A., Melchor M., y Marco M. Tomografía computarizada en la comunidad de Madrid. Medidas dosimétricas de referencia. Radiología 1994; 36(8):553-559.
116. Clarke J, Cranley K, Robinson J, Smith PHS, Workman A. Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. Br J Radiol 2000; 73:43-50.
117. Slovis TL. CT and Computed Radiography : The pictures are great, but is the radiation dose greater than required?. AJR 2002; 179:39-41.
118. Haaga JR. Radiation Dose Management: Weighing Risk Versus Benefit. AJR 2001; 177:289-291.
119. Nickolof E and Alderson PO. Radiation Exposures to Patients from CT: Reality, Public Perception; and Policy. AJR 2001; 177:285-287.
120. Rehani MM and Berry M. Radiation doses in computed tomography: The increasing doses of radiation need to be controlled. BMJ 2000; 320:593-594.
121. Rogers LF. Radiation exposures in CT: Why So High? AJR 2001; 177:277.
122. Hall EJ. Invited Editorial: CT Scanning; risk versus benefit. J.Radiol. Prot. 2000; 20:347-348.
123. Hall EJ. Helical CT and cancer risk: Introduccion to session I. Pediatr Radiol 2002; 32:225-227.
124. Thompson DE, Mabuchi K, Ron E et al. Cancer incidence in atomic bomb survivors. Part II. Solid tumors. 1958-1987. Radiat Res 1994; 137:S17-S67.

125. Dixon AK, Goldstone KE. Abdominal CT and the Euratom Directive. *Eur Radiol* 2002; 12:1567-1570.
126. Berlin L. Potencial Legal Ramifications of Whole-Body CT Screening: Taking a Peek into Pandora's Box. *AJR* 2002; 180:317-322.
127. FDA Public Health Notification: Reducing Radiation Risk from Computed Tomography for Pediatric and Small Adult Patients. *Pediatric Radiol* 2002; 32:314-316.
128. Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? *AJR* 2001; 176: 297-301.
129. Lucaya J, Piqueras J, García-Peña P, et al. Low-Dose High-Resolution CT of the Chest in Children and Young Adults: Dose, Cooperation, Artifact Incidence, and Image Quality. *AJR* 2000; 175:985-992.
130. Hollingsworth C, Frush DP, Cross M, Lucaya J. Helical CT of the body: A Survey of Techniques Used for pediatric Patients. *AJR* 2003; 180:401-406.
131. Kamel IR, Hernandez RJ, Martin JE, Schlesinger AE, Niklason LT, Guire KE. Radiation Dose Reduction in CT of the Pediatric Pelvis. *Radiology* 1994; 190:683-687.
132. Tack D, Sourtzis S, Delpierre I, Maertelaer V, Gevenois PA. Low-dose unenhanced multidetector CT of patients with suspected renal colic? *AJR* 2003; 180:305-311.

133. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J et al. CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose Reduction. *AJNR* 2000; 21:1654-1660.
134. Wintermark M, Maeder P, Verdun FR, et al. Using 80 kVp versus 120kVp in perfusion CT measurement of regional cerebral blood flow. *AJNR* 2000; 21:1881-1884.
135. Diederich S, Wormanns D, Lenzen H, Semik M, Thomas M, Peter PE. Screening for asymptomatic early bronchogenic carcinoma with 50% reduced-dose CT of the chest. *Cancer* 2000; 89(S11):2483-2484.
136. Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, et al. Low-dose spiral computed tomography of the thorax: comparison with the standard-dose technique. *Invest Radiol* 1998; 33:68-73.
137. Rusinek H, Naidich DP, McGuinness G, et al. Pulmonary nodule detection: low-dose versus conventional CT. *Radiology* 1998; 209:243-249.
138. Marmolya G, Wiesen EJ, Yagan R, Haria CD, Shah AC. Paranasal sinuses: low-dose CT. *Radiology* 1991;181:689-691.
139. Husstedt HW, Prokop M, Dietrich B, Beckar H. Low-dose high-resolution CT of the petrous bone. *J Neuroradiol* 2000; 27:87-92.
140. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Keene MH, Kenyon GS, Reznek RH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol* 2001; 74:157-161.

141. Diel J, Perlmutter S, Venkataramanan N, Mueller R, et al. Unenhanced helical CT using increased pitch for suspected renal colic: an effective technique for radiation dose reduction? *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24:795-801.
142. Gress H, Wolf H, Baum U, et al. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol* 2000; 10:391-394.
143. Greess H, Nömayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Böwing B, et al. Dose reduction in CT examination-based on-line modulation of tube current (Care Dose). *Eur Radiol* 2002; 12:1571-1576.
144. Kalendar WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Gress H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999; 9:323-328.
145. Nagel HD. Aspects of Dose for Special Technical Features. Radiation Exposure in Computed Tomography. European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries. *COCIR* 2002: 39-48.
146. Kalra M, Prasad S, Saini S, Blake M, et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: Effect on image. *AJR* 2002; 179:1101-1106.
147. Dendy PP, Whitehouse GH. Workshop on medical X-ray imaging: potential impact of new EC directive. *Br J Radiol* 2000; 73:799-801.

148. Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL. CT of the Chest: Minimal Tube Current Required for Good Image Quality with the Least Radiation Dose. *AJR* 1995;164:603-607.
149. Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi. Radiation Exposure and Image Quality in Chest CT Examinations. *AJR* 2001; 177:279-284.
150. Slovis TL. Conference on the ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT: Intelligent dose reduction. *Pediatr Radiol* 2002; 32:217-218.
151. Wilting JE, Zwartkruis A, Leeuwen MS van, Timmer J, Kamphuis AGA, Feldberg M. A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols. *Eur Radiol* 2001; 11:2627-2632.
152. Ende JF, Huda W, Ros PR, et al. Image mottle in abdominal CT. *Invest Radiol* 1999; 34:282-286.
153. Rogers LF. Low-dose CT: How are we doing. *AJR* 2003; 180:303.
154. Frush DP. Responsible Use of CT. *Radiology* 2003; 229:289-291.
155. Heilman RS. What Did the CT Scan Show? *RadioGraphics* 2002; 22:894.
156. Rogers LF. Helical CT: The Revolution in Imaging. *AJR* 2003; 180:883.

ANEXOS

ANEXO I. CUESTIONARIO PARA LOS CENTROS

Tipo de examen: **ABDOMEN GENERAL** (sin pelvis)

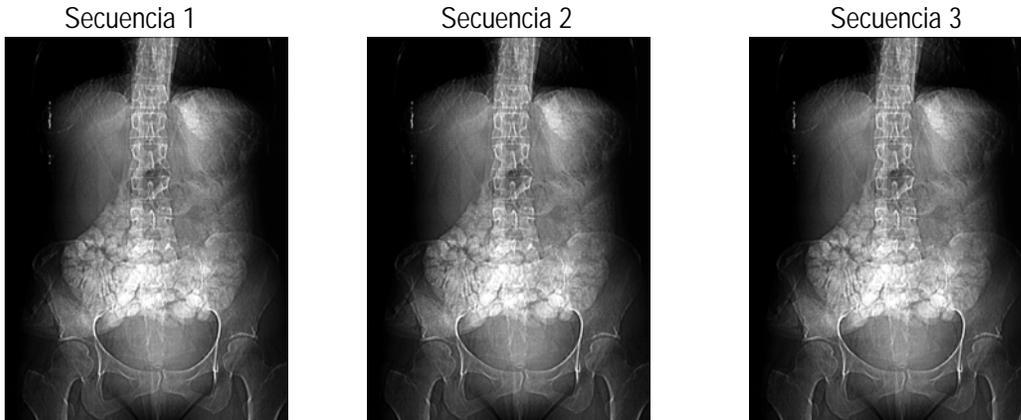
Indicación clínica más frecuente (máximo 3):

1. ¿Se utiliza habitualmente otra técnica alternativa a la TC (RM, ecografías, etc.) en el diagnóstico de esta indicación?
 sí
 no
2. ¿En cuál de los equipos de TC del centro se realiza habitualmente este examen?
 scanner 1
 scanner 2
 scanner 3
3. ¿Se realiza habitualmente una radiografía de planificación ('scout view') antes del examen propiamente dicho?
 no
 sí (PA)
 sí (LAT)
4. ¿Se realizan (habitualmente) reconstrucciones adicionales después del examen?
 no
 sí, en otro plano (MPR), concretamente
 reconstrucc. en 3D
 otras.....
5. ¿Cómo se seleccionan habitualmente los valores de nivel y de anchura de la ventana de visualización?
 a ojo
 según un protocolo
 según un protocolo y los valores del nº de TC medidos en
6. ¿Cómo se representan habitualmente las imágenes para realizar el diagnóstico?
 en placa
 en monitor, imág. separ.
 en monitor, modo cine
7. ¿Se administra contraste oral antes del examen?
 no
 Sí

Tipo de examen: **ABDOMEN GENERAL** (sin pelvis)

Indicación clínica más frecuente (máximo 3):

8. ¿En qué secuencias de irradiación puede separarse el examen completo? (indíquese el comienzo y el final de cada secuencia en las imágenes representadas más abajo).



¿Qué técnica se emplea en cada secuencia?

General	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
FOV adaptado al paciente sí/no	sí / no	sí / no	sí / no
Si la respuesta anterior es 'no', FOV (mm)			
Espesor de corte (mm)			
Tensión del tubo (kV)			
Matriz de reconstrucción			
Anchura y nivel de ventana			
Contraste I.V. sí / no	sí / no	sí / no	sí / no
Si la respuesta anterior es 'sí', indicar el tiempo en segundos entre administración y comienzo de la secuencia			
Sólo en caso de barrido espiral	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
mA			
Tiempo para cada vuelta (s)			
Desplazamiento de la camilla por vuelta (mm)			
Intervalos de reconstrucción (mm)			
Sólo en caso de barrido convencional	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
mAs por corte			
Tiempo de barrido por corte (s)			
Desplazamiento de la camilla entre cada corte (mm)			

Tipo de examen: **PELVIS GENERAL**

Indicación clínica más frecuente (máximo 3):

9. ¿Se utiliza habitualmente otra técnica alternativa a la TC (RM, ecografías, etc.) en el diagnóstico de esta indicación?
- sí
- no
10. ¿En cuál de los equipos de TC del centro se realiza habitualmente este examen?
- scanner 1
- scanner 2
- scanner 3
11. ¿Se realiza habitualmente una radiografía de planificación ('scout view') antes del examen propiamente dicho?
- no
- sí (PA)
- sí (LAT)
12. ¿Se realizan (habitualmente) reconstrucciones adicionales después del examen?
- no
- sí, en otro plano (MPR), concretamente
- reconstrucc. en 3D
- otras.....
13. ¿Cómo se seleccionan habitualmente los valores de nivel y de anchura de la ventana de visualización?
- a ojo
- según un protocolo
- según un protocolo y los valores del nº de TC medidos en
14. ¿Cómo se representan habitualmente las imágenes para realizar el diagnóstico?
- en placa
- en monitor, imág. separ.
- en monitor, modo cine
15. ¿Se administra contraste oral antes del examen?
- no/ no procede
- Sí

Tipo de examen: **PELVIS GENERAL**

Indicación clínica más frecuente (máximo 3):

16. ¿En qué secuencias de irradiación puede separarse el examen completo? (indíquese el comienzo y el final de cada secuencia en las imágenes representadas más abajo).



¿Qué técnica se emplea en cada secuencia?

General	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
FOV adaptado al paciente sí/no	sí / no	sí / no	sí / no
Si la respuesta anterior es 'no', FOV (mm)			
Espesor de corte (mm)			
Tensión del tubo (kV)			
Matriz de reconstrucción			
Anchura y nivel de ventana			
Contraste I.V. sí / no	sí / no	sí / no	sí / no
Si la respuesta anterior es 'sí', indicar el tiempo en segundos entre administración y comienzo de la secuencia			
Sólo en caso de barrido espiral	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
mA			
Tiempo para cada vuelta (s)			
Desplazamiento de la camilla por vuelta (mm)			
Intervalos de reconstrucción (mm)			
Sólo en caso de barrido convencional	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
mAs por corte			
Tiempo de barrido por corte (s)			
Desplazamiento de la camilla entre cada corte (mm)			

ANEXO II. CARACTERÍSTICAS DE LOS EQUIPOS

MARCA: GE Medical Systems

MODELO: HiSpeed LX/i

1. GENERADOR RAYOS X

Potencia máxima (KW): 36

Rango de kVp: 80-120-140

Rango de mA. (especificar para cada Kvp);

mA. máximo: 300 ,a 80 kVp

mA. máximo: 300 ,a 120 kVp

mA. máximo: 250 ,a 140 kVp

Tiempos de medida (especificar):

tiempo (seg.)	ang.exploracion (grados)
0,5	235°
0,8	360°
1,0	360°
1,5	360°
2 y 3	360°

2. TUBO DE RAYOS X

Tamaños focales:

	<u>Plano Scan</u>	<u>Plano Axial</u>
. Foco fino:	0,9 mm.	0,62 mm.
. Foco grueso:	1,2 mm.	1,2 mm.

Potencia máxima tubo(kw): 36

Kilovoltaje máximo: 140

Capacidad térmica ánodo (frío)(KHU): 3.500

Capacidad térmica ánodo/coraza (KHU):3.500/3.700

Tasa disipación calórica/ánodo (HU/min):

. continua 300.000

. máxima 820.000

Tasa disipación calórica ánodo/coraza (HU/min);

. continua: 300.000

. máxima: 820.000

Filtración del Haz de Rayos X total: 2,8 mmAl equival. (a 120 Kvp)

3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

Espesores de corte nominales (mm.): 1-2-3-5-7 y 10

4. ESTATIVO TOMOGRAFICO (GANTRY)

Generación del sistema (3ª,4ª,...): 3ª

Tipo de geometría (rotación/rotación, etc.): corta

Rotación continua (Slip/Ring): Sí

6. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DE IMAGEN

Características de los detectores:

. Tipo y composición material (Xenón, est. sólido, etc.): sólidos "Hilight"™

. Número total de detectores en el eje xy por arco 816

. Número detectores de referencia en el eje xy por arco: 23

. Eficiencia total de detección (%): 82% (99% de absorción y 83% geométrica)

. Distancia foco-detectores (cm.): 94,9

. Distancia foco-isocentro (cm.): 54,1

MARCA: TOSHIBA
MODELO: Xpress / GX

1. GENERADOR RAYOS X

Potencia máxima (KW): 36 Kw.
 Rango de kVp: 120 y 130
 Rango de mA. (especificar para cada Kvp);
 mA. máximo: 300 ,a 120 kVp
 mA. máximo: 270 ,a 130 kVp
 mA. máximo: ,a kVp

Tiempos de medida (especificar):

tiempo (seg.) ang. exploración (grados)

0,6		229°
1,0; 1,5; 2	360°	
3,0; 4,0		720° (dos vueltas)

2. TUBO DE RAYOS X

Tamaños focales:

	<u>Plano Scan</u>		<u>Plano Axial</u>	
. Foco fino:	0,9	mm.	0,9	mm.
. Foco grueso:	1,7	mm.	1,1	mm.

Potencia máxima tubo(kw): 45 Kw.

Kilovoltaje máximo: 150 Kv.

Capacidad térmica ánodo (frío)(KHU): 4.000

Capacidad térmica ánodo/coraza (KHU): 4.000/4.000

Tasa disipación calórica/ánodo (HU/min):

. continua 482 KHU/min.

. máxima 864 KHU/min.

Tasa disipación calórica ánodo/coraza (HU/min);

. continua:

. máxima: 482/338 KHU/min.

Filtración del Haz de Rayos X total: > 1 mmAl equival. Wedge Filtres para los diferentes FOV'S, hasta 4 mm Al. equivalente

3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

Espesores de corte nominales (mm.):

1; 2; 3; 5; 7; 10 mm

4. ESTATIVO TOMOGRAFICO (GANTRY)

Generación del sistema (3ª,4ª,..): 3ª

Tipo de geometría (rotación/rotación, etc.): R/R

Rotación continua (Slip/Ring): Si

6. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DE IMAGEN

Características de los detectores:

. Tipo y composición material (Xenón, est. sólido, etc.): Estado Sólido

. Número total de detectores en el eje xy por arco 896

. Número detectores de referencia en el eje xy por arco: 2 juegos

. Eficiencia total de detección (%): 99,6% Eficiencia Geométrica del 77%

. Distancia foco-detectores (cm.): 107 cm.

. Distancia foco-isocentro (cm.): 60 cm.

MARCA: Philips
MODELO: TOMOSCAN AV EXPANDER

1. GENERADOR RAYOS X

Potencia máxima (KW): 48 kW
 Rango de kVp: 100 – 120 – 140 kV
 Rango de mA. (especificar para cada Kvp);
 mA. máximo: 400 ,a 100 kVp
 mA. máximo: 400 ,a 120 kVp
 mA. máximo: 300 ,a 140 kVp

Tiempos de medida (especificar):

tiempo (seg.) ang.exploracion (grados)

0,6	230°
1	360°
2	360°
4	360°

2. TUBO DE RAYOS X

Tamaños focales:

	<u>Plano Scan</u>	<u>Plano Axial</u>
. Foco fino:	0,5 mm.	0,7 mm.
. Foco grueso:	1,0 mm.	1,2 mm.

Potencia máxima tubo(kw): 110 KW
 Kilovoltaje máximo: 150 kV
 Capacidad térmica ánodo (frío)(KHU): 6.200 KHU
 Capacidad térmica ánodo/coraza (KHU): 9.800 KHU

Tasa disipación calórica/ánodo (HU/min):
 . continua 600.000 HU/min
 . máxima 1.200.000 HU/min

Tasa disipación calórica ánodo/coraza (HU/min);
 . continua: 635.000 HU/min
 . máxima: 685.000 HU/min

Filtración del Haz de Rayos X total: 6,5 mmAl equival.

3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

Espesores de corte nominales (mm.): 1- 2- 3 - 5 - 7 -10 mm

4. ESTATIVO TOMOGRAFICO (GANTRY)

Generación del sistema (3ª,4ª,..): Tercera
 Tipo de geometría (rotación/rotación, etc.): Rotación continua
 Rotación continua (Slip/Ring): Sí

6. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DE IMAGEN

Características de los detectores:

. Tipo y composición material (Xenón, est. sólido, etc.):	Estado Sólido, Composición:
	Gd2O2S (Dioxisulfato II de Gadolinio)
. Número total de detectores en el eje xy por arco:	960
. Número detectores de referencia en el eje xy por arco:	8
. Eficiencia total de detección (%):	99 %
. Distancia foco-detectores (cm.):	109,8 cm.
. Distancia foco-isocentro (cm.):	60,6 cm.

MARCA: Philips
MODELO: TOMOSCAN SR 7000

1. GENERADOR RAYOS X

Potencia máxima (KW): 48 kW
 Rango de kVp: 100 – 120 – 140 KV
 Rango de mA. (especificar para cada Kvp);
 mA. máximo: 400 ,a 100 kVp
 mA. máximo: 400 ,a 120 kVp
 mA. máximo: 300 ,a 140 Kvp.

Tiempos de medida (especificar):

tiempo (seg.) ang.exploracion (grados)

0.6	230°
1	360°
2	360°
4	360°

2. TUBO DE RAYOS X

Tamaños focales:

	<u>Plano Scan</u>	<u>Plano Axial</u>
. Foco fino:	0,5 mm.	0,7 mm.
. Foco grueso:	1,0 mm.	1,2 mm.
Potencia máxima tubo(kw):	110 kW	
Kilovoltaje máximo:	150 kV	
Capacidad térmica ánodo (frío)(KHU):	5.200 KHU	
Capacidad térmica ánodo/coraza (KHU):	8.600 KHU	
Tasa disipación calórica/ánodo (HU/min):		
. continua		450.000 HU/min
. máxima		900.000 HU/min
Tasa disipación calórica ánodo/coraza (HU/min);		
. continua:		465.000 HU/min
. máxima:		505.000 HU/min
Filtración del Haz de Rayos X total: 6,5		mmAl equival.

3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

Espesores de corte nominales (mm.): 1,5 – 3 – 5 – 10 mm

4. ESTATIVO TOMOGRAFICO (GANTRY)

Generación del sistema (3ª,4ª,..): Tercera
 Tipo de geometría (rotación/rotación, etc.): Rotación continua
 Rotación continua (Slip/Ring): Sí

6. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DE IMAGEN

Características de los detectores:

. Tipo y composición material (Xenón, est. sólido, etc.):		Xenón
. Número total de detectores en el eje xy por arco	768	
. Número detectores de referencia en el eje xy por arco:	8	
. Eficiencia total de detección (%):		99 %
. Distancia foco-detectores (cm.):		108 cm.
. Distancia foco-isocentro (cm.):		60,6 cm.

MARCA: SIEMENS

MODELO: SOMATOM Plus 4 Power

1. GENERADOR RAYOS X

Potencia máxima (KW):	55	
Rango de kVp:	80 a 140	
Rango de mA. (especificar para cada Kvp);		
	mA. máximo: 600	,a 80 kVp
	mA. máximo: 550	,a 100 kVp
	mA. máximo: 450	,a 120 kVp
	mA. máximo: 390	,a 140 kVp
Tiempos de medida (especificar):		
	tiempo (seg.)	ang.exploracion (grados)
-	0,5	- 240°
-	0,75	- 360°
	1,0	- 360°
	1,5	- 360°

2. TUBO DE RAYOS X

Tamaños focales:		
	Plano Scan	Plano Axial
. Foco fino:	0,5 mm.	0,6 mm.
. Foco grueso:	0,8 mm.	1,1 mm.
Potencia máxima tubo(kw):	55	
Kilovoltaje máximo:	140	
Capacidad térmica ánodo (frío)(KHU):	5.300 al 100% de la carga y 6.400 al 80% de la carga	
Capacidad térmica ánodo/coraza (KHU):	6.400	
Tasa disipación calórica/ánodo (HU/min):		
. continua	570.000	
. máxima	730.000	
Tasa disipación calórica ánodo/coraza (HU/min);		
. continua:	570.000	
. máxima:	730.000	
Filtración del Haz de Rayos X total:	10 mmAl equival.	

3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

Espesores de corte nominales (mm.):	1 / 2 / 3 / 4 / 5 / 6 / 7 / 8 y 10 (5 a elegir)
-------------------------------------	--

4. ESTATIVO TOMOGRAFICO (GANTRY)

Generación del sistema (3ª,4ª,...):	3ª
Tipo de geometría (rotación/rotación, etc.):	Rotación / Rotación
Rotación continua (Slip/Ring):	Sí, con anillos deslizantes

6. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DE IMAGEN

Características de los detectores	
Tipo de detectores (Xenón, est. sólido, etc.):	Sólidos y cerámicos. Sistema detector ultrarrápido Lightning UFC (Ultra Fast Ceramic)
Composición:	Primer detector de estas características en TAC, patente de Siemens, que utiliza la última tecnología en materiales de detección (Óxido cerámico de Gadolinio – GdOS), de mayor eficiencia cuántica, mayor decaimiento y menor deriva que los detectores sólidos clásicos (tecnología de más de 10 años) de Wolframato de cadmio (CdO4W) e incluso que los más modernos de YGO (que tienen una deriva muy grande). El uso de los detectores UFC es la causa, junto a la geometría corta del gantry, de la baja dosis necesaria para las largas espirales y, por lo tanto, para garantizar la resolución en exploraciones de gran longitud
. Número total de detectores en el eje xy por arco :	768 elementos y 1.536 canales activos de medición, necesarios para utilizar el sistema “flying focal spot”. Con este sistema se realiza una doble medida en cada proyección, lo que equivale a tener, o doble número de detectores o doble número de proyecciones por vuelta
. Número de detectores de referencia por arco:	No necesita
. Eficiencia total de detección (%):	99 %
. Distancia foco-detectores (cm.):	100,5
. Distancia foco-isocentro (cm.):	57

13. tributarias de la vena cava; en particular las venas renales

1		2 3 4	
Ruido		Resolución	
1	2 3	1	2 3

Validez diagnóstica:

En el caso de que la patología impida la visualización, indíquese mediante un asterisco (*) en la casilla correspondiente

Validez diagnóstica (1: excelente; 2: aceptable; 3: probablemente no; 4: deficiente)

Ruido y resolución (1: bien; 2: regular; 3: mal)

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN

PELVIS, GENERAL

Radiólogo:

REQUISITOS PARA EL DIAGNÓSTICO

Nº de paciente:

Criterios relativos a la imagen

Serie

1	2	TE

1.1 Visualización de:

- 1. huesos ilíacos completos.....
- 2. hueso isquiático completo... ..
- 3. sínfisis del pubis íntegra.....
- 4. vejiga urinaria completa.....
- 5. Músculos pelvianos.....
- 6. vasos después de administración de contraste i. v.....

1.2 Reproducción crítica

Reproducción *visualmente nítida* de:

- 1. pared de la vejiga.....
- 2. porción distal de los uréteres.....
- 3. recto.....
- 4. espacio perirrectal.....
- 5. útero
- 6. parametrios o vesículas seminales.....
- 7. próstata.....

1 2 3 4		
Ruido		Resolución
1	2	3
1	2	3

Validez diagnóstica:

En el caso de que la patología impida la visualización, indíquese mediante un asterisco (*) en la casilla correspondiente

Validez diagnóstica (1: excelente; 2: aceptable; 3: probablemente no; 4: deficiente)

Ruido y resolución (1: bien; 2: regular; 3: mal)

ANEXO IV. HOJA DE CÁLCULO DE LAS DOSIS

Listado de instrucciones de algunas subrutinas incrustadas como macros en la hoja de cálculo de dosis:

Sub DosisPacientes()

```
On Error GoTo ErrNota
On Error Resume Next
Workbooks("CalculoDosis.xls").Activate
'Sheets("Datos Pacientes").Unprotect
Sheets("Dosis Pacientes").Unprotect
```

'-----BORRADO DE RESULTADOS ANTIGUOS-----

```
Sheets("Dosis Pacientes").Activate
Set RResult = Range("a1").CurrentRegion
FResult = RResult.Rows.Count
CResult = RResult.Columns.Count

RResult(3, 1).Resize(FResult, CResult).ClearContents
RResult(FResult + 2, 1).CurrentRegion.ClearContents
```

'-----DECLARACION DE VARIABLES---

```
Dim LCoord(500) As Double
'Dim LLr(500) As Double
Dim NC1(500) As Double
Dim J1(500) As Double
Dim NC2(500) As Double
Dim J2(500) As Double

Dim SumSlabsIr(500, 30) As Double
Dim FOrg(30) As Double
Dim DosisOrgano(30) As Double

Dim CoeficS(209, 30) As Double

Dim NPaciente(500) As String
Dim Hospital(500) As String
Dim Sala(500) As String
Dim Edad(500) As String
Dim Sexo(500) As String
Dim Dmo(500) As String
Dim IndClinica(500) As String
Dim NSet(500) As String
Dim Maquina(500) As String
Dim Nota(500) As String
Dim NotaSalida(500) As String

Dim SlabI(500) As Integer
Dim Nslabs(500) As Integer
Dim Sal As String

Dim RangoDatos As Range
Dim RFactores As Range
Dim SlabsIr(500, 30) As Range
Dim RSlabI(500) As Range
```

Dim RSlabF(500) As Range

Dim Barrido(500) As String
 Dim NSerie(500) As Integer
 Dim Intensidad(500) As Double
 Dim Tiempo(500) As Double
 Dim NTC(500) As Double
 Dim Colim(500) As Double
 Dim DCam(500) As Double
 Dim wCTDIn(500) As Double
 Dim CTDIn(500) As Double
 Dim Intens(500) As Double
 Dim mAs(500) As Double
 Dim Pitch(500) As Double
 Dim PF(500) As Double
 Dim CoordI(500) As Double
 Dim CoordF(500) As Double
 Dim kVp(500) As Double

"M-S1--Definición de las variables Multi-Slices

Dim MultSlic(500) As String
 Dim ColimZ(500) As Double
 Dim PitchX(500) As Double
 Dim PitchZ(500) As Double

"A1--Definicion coordenadas Ampliar

Dim TiempoTotal(500) As Double
 Dim Tiempo2(500) As Double
 Dim Nvueltas1(500) As Double
 Dim Nvueltas2(500) As Double
 Dim NCortes1(500) As Double
 Dim NCortes2(500) As Double
 Dim mAsA(500) As Double
 Dim LongReal(500) As Double

"Fin de A1

'-----DATOS GENERALES-----

Set RangoDatos = Range("Datos Pacientes"!A1).CurrentRegion
 'Sheets("Datos Pacientes").Activate
 NFilas = RangoDatos.Rows.Count - 1
 If NFilas > 500 Then NFilas = 500
 Set Paciente1 = RangoDatos(1, 1)

'-----REVISIÓN DEL NÚMERO TOTAL DE SERIES

For t = 1 To NFilas
 Set PacActivo = Paciente1.Cells(Paciente1.Rows.Count + t, 1)
 NPaciente(t) = Paciente1.Cells(Paciente1.Rows.Count + t, 1)
 NSerie(t) = PacActivo.Cells(1, 9)
 NSet(t) = PacActivo(1, 8)
 If (NSet(t) <> "" And NSet(t) < "1") Or PacActivo.Cells(1, 9) = "" Then
 Do
 If NPaciente(t) = "" Then t = t - 1
 Loop While NPaciente(t) = ""
 Sheets("Dosis Pacientes").Protect
 Sheets("Datos Pacientes").Activate
 MsgBox "Revise el número de series en el paciente " & NPaciente(t)
 GoTo Fin2

```

    End If
Next t
For t = 1 To NFilas
    Set PacActivo = Paciente1.Cells(Paciente1.Rows.Count + t, 1)
    NPaciente(t) = Paciente1.Cells(Paciente1.Rows.Count + t, 1)
    For R = 1 To NSet(t)
        If NSerie(t) <> R Or NSet(t - R + 1) = "" Then
            If NSerie(t) < R Then t = t - 1
            Do
                If NPaciente(t) = "" Then t = t - 1
            Loop While NPaciente(t) = ""
            Sheets("Dosis Pacientes").Protect
            Sheets("Datos Pacientes").Activate
            MsgBox ("Revise el número de series en Paciente " & NPaciente(t))
            GoTo Fin2
        End If
        t = t + 1
    Next R
    t = t - 1
Next t

'-----LIMITACIÓN DEL NUMERO DE PACIENTES-----
NTPacientes = 0
If NFilas > 500 Then
    NFilas = 500
    NTSeries = 0
    For t = 1 To NFilas
        If NSet(t) <> "" Then NTPacientes = 1 + NTPacientes
        NTSeries = NSet(t) + NTSeries
    Next t
    U = 0
    NSetF = NSet(500)
    Do
        NSetF = NSet(500 - U)
        U = U + 1
    Loop While NSetF = "" Or NSetF <> NSerie(t - U)
    If NSetF <> NSerie(500) Then
        NTPacientes = NTPacientes - 1
        NFilas = NFilas - U
    End If
    MsgBox "Sólo se considerarán los primeros " & NTPacientes & " pacientes"
End If

```

Ejemplos de formato de entrada de los datos de operación para los pacientes de la muestra:

PACIENTE	EDAD	SEXO	DMO	HOSPITAL	SALA	INDICACION
AB41	69	M	939204	H3	C	LINF ABD
AB42	72	M	482562	H3	C	LINF ABD
AB43	70	F	596230	H3	C	LINF ABD
AB44	64	F	493762	H3	C	LINF ABD
AB45	67	M	741427	H3	C	LINF ABD
AB46	40	F	475247	H3	C	LINF ABD
AB47	39	M	972708	H3	C	LINF ABD
AB48	74	F	776540	H3	C	LINF ABD
AB49	71	F	943556	H3	C	LINF ABD
AB50	32	M	323091	H3	C	LINF ABD
AB51	83	F	1371022	H3	C	LINF ABD
AB52	82	F	770029	H3	C	LINF ABD
AB53	21	F	726511	H3	C	LINF ABD
AB54	54	M	1266365	H3	C	LINF ABD
AB55	79	F	461555	H3	C	LINF ABD
AB56	56	F	70893	H3	C	LINF ABD
AB57	33	F	445453	H3	C	LINF ABD
AB58	45	M	1297956	H3	C	LINF ABD
AB59	52	M	865744	H3	C	LINF ABD
AB60	70	F	1053330	H3	C	LINF ABD

Ejemplos de formato de entrada de los datos de operación para los pacientes de la muestra (continuación):

No. TSEC	SERIES	kVp	COLIMACIÓN (cm)	DESPL. CAMILLA (cm)	TIEMPO (s)
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	0.8
	2	120	1.0	1.5	0.8
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
2	1	120	1.0	1.5	1.0
	2	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0
1	1	120	1.0	1.5	1.0

Ejemplos de formato de entrada de los datos de operación para los pacientes de la muestra (continuación):

BARRIDO	INTEN. (mA)	COORI según longitud paciente (cm)	COORF según longitud paciente(cm)	wCTDI_{in} (mGy/mAs)	CTDI_{in}* (mGy/mAs)	LONG ESTUDIO (cm)
Helicoidal	239.8	41.0	45.0	0.092	0.383	4.0
Helicoidal	300	21.0	43.0	0.092	0.383	22.0
Helicoidal	150	42.0	46.0	0.092	0.383	4.0
Helicoidal	200	22.0	42.5	0.092	0.383	20.5
Helicoidal	202	42.0	44.0	0.092	0.383	2.0
Helicoidal	254.8	22.0	44.0	0.092	0.383	22.0
Helicoidal	153	43.0	44.0	0.092	0.383	1.0
Helicoidal	269.1	22.0	43.1	0.092	0.383	21.1
Helicoidal	250	40.5	46.5	0.092	0.383	6.0
Helicoidal	250	22.0	42.0	0.092	0.383	20.0
Helicoidal	149.7	43.0	44.0	0.092	0.383	1.0
Helicoidal	221.4	27.0	42.0	0.092	0.383	15.0
Helicoidal	242.4	42.0	46.0	0.092	0.383	4.0
Helicoidal	280.9	22.0	42.0	0.092	0.383	20.0
Helicoidal	153.2	23.0	43.0	0.092	0.383	20.0
Helicoidal	265.1	22.0	44.0	0.092	0.383	22.0
Helicoidal	242.6	23.5	43.5	0.092	0.383	20.0
Helicoidal	260.9	20.0	42.5	0.092	0.383	22.5
Helicoidal	247.3	40.3	43.5	0.092	0.383	3.2
Helicoidal	252.6	22.5	42.5	0.092	0.383	20.0
Helicoidal	83	23.5	43.0	0.092	0.383	19.5
Helicoidal	300	41.0	45.0	0.092	0.383	4.0
Helicoidal	300	22.5	41.5	0.092	0.383	19.0
Helicoidal	288.8	23.0	42.0	0.092	0.383	19.0
Helicoidal	195.7	22.0	41.0	0.092	0.383	19.0
Helicoidal	135.3	42.0	44.0	0.092	0.383	2.0
Helicoidal	227.3	22.0	42.0	0.092	0.383	20.0
Helicoidal	300	39.0	44.0	0.092	0.383	5.0
Helicoidal	300	23.0	40.0	0.092	0.383	17.0
Helicoidal	264.6	19.0	45.0	0.092	0.383	26.0
Helicoidal	295.5	23.0	42.0	0.092	0.383	19.0

Ejemplos de formato de salida de los valores de dosis para los pacientes de la muestra:

PACIENTE	DMO	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	E/DLP
AB41	939204	26.7	464	5.3	1.14E-02
AB42	482562	14.1	231	2.7	1.16E-02
AB43	596230	23.0	369	4.5	1.22E-02
AB44	493762	24.3	358	4.4	1.23E-02
AB45	741427	23.0	399	4.7	1.18E-02
AB46	475247	20.0	213	2.9	1.36E-02
AB47	972708	25.3	404	4.7	1.15E-02
AB48	776540	14.1	188	2.3	1.25E-02
AB49	943556	24.4	358	4.4	1.23E-02
AB50	323091	22.3	298	3.5	1.19E-02
AB51	1371022	24.0	360	4.4	1.23E-02
AB52	770029	23.2	358	4.5	1.25E-02
AB53	726511	7.64	99	1.2	1.26E-02
AB54	1266365	27.6	423	4.9	1.17E-02
AB55	461555	26.6	337	4.2	1.25E-02
AB56	70893	18.0	228	2.8	1.24E-02
AB57	445453	20.1	295	3.6	1.23E-02
AB58	1297956	27.6	405	4.8	1.20E-02
AB59	865744	24.3	422	4.6	1.10E-02
AB60	1053330	27.2	344	4.3	1.25E-02

DOSIS EN ÓRGANOS (mGy)							
G - SUPRARRENALES	CEREBRO	MAMAS	CRISTALINO	VESICULA	ESTOMAGO	INT - DELG	
2.17E+01	2.61E-03	7.80E-01	2.27E-03	2.09E+01	1.80E+01	1.08E+01	
1.04E+01	1.35E-03	4.04E-01	2.27E-03	1.09E+01	9.17E+00	4.91E+00	
1.71E+01	1.98E-03	6.17E-01	5.13E-04	1.75E+01	1.48E+01	7.83E+00	
1.64E+01	1.69E-03	4.98E-01	4.47E-04	1.82E+01	1.50E+01	8.24E+00	
1.94E+01	2.88E-03	8.33E-01	4.61E-03	1.75E+01	1.53E+01	7.72E+00	
1.22E+01	1.22E-03	3.36E-01	2.81E-04	1.32E+01	1.11E+01	2.00E+00	
1.79E+01	2.45E-03	7.17E-01	4.53E-03	1.92E+01	1.60E+01	8.62E+00	
9.05E+00	8.62E-04	2.51E-01	2.14E-04	1.02E+01	8.35E+00	3.85E+00	
1.63E+01	1.74E-03	5.18E-01	4.62E-04	1.80E+01	1.48E+01	8.12E+00	
1.46E+01	1.50E-03	4.32E-01	4.22E-04	1.60E+01	1.33E+01	5.48E+00	
1.50E+01	1.37E-03	3.92E-01	3.65E-04	1.78E+01	1.43E+01	1.07E+01	
1.95E+01	1.98E-03	5.73E-01	4.38E-04	1.74E+01	1.52E+01	7.09E+00	
4.90E+00	4.67E-04	1.35E-01	1.16E-04	5.46E+00	4.50E+00	1.87E+00	
2.02E+01	2.50E-03	7.28E-01	2.73E-03	2.04E+01	1.73E+01	8.39E+00	
1.57E+01	1.46E-03	3.91E-01	4.04E-04	1.90E+01	1.52E+01	7.24E+00	
9.24E+00	8.57E-04	2.21E-01	2.74E-04	1.29E+01	9.96E+00	5.95E+00	
1.34E+01	1.35E-03	3.90E-01	3.64E-04	1.53E+01	1.25E+01	6.95E+00	
2.19E+01	2.18E-03	6.39E-01	5.22E-04	2.04E+01	1.76E+01	7.60E+00	
1.68E+01	2.18E-03	6.18E-01	2.41E-03	1.84E+01	1.53E+01	1.22E+01	
1.61E+01	1.49E-03	4.00E-01	4.13E-04	1.94E+01	1.56E+01	7.41E+00	