

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Radiología y Medicina Física



**CALIDAD DE LOS EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA HELICOIDAL DE TÓRAX EN
PACIENTES CON CARCINOMA DE PULMÓN**

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

Luz María Morán Blanco

Bajo la dirección de los Doctores:

Alfonso Calzado Cantera
Ricardo Rodríguez González

Madrid, 2004

ISBN: 84-669-2812-X



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

**CALIDAD DE LOS EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA HELICOIDAL DE TÓRAX EN PACIENTES
CON CARCINOMA DE PULMÓN**

Memoria presentada por Luz María Morán Blanco para optar al
grado de Doctor en Medicina

Directores:
Alfonso Calzado Cantera
Ricardo Rodríguez González

Madrid, octubre 2004



DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA
Universidad Complutense de Madrid
28040 Madrid
Tel: +34 913 941 551
FAX: +34 913 941 675

Alfonso Calzado Cantera, Profesor Titular del Departamento de Radiología y Medicina Física de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, y

Ricardo Rodríguez González, Profesor Asociado del Departamento de Radiología y Medicina Física de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICAN:

que Doña Luz Morán Blanco ha realizado el proyecto de tesis doctoral titulado "**Calidad de los exámenes de tomografía computarizada helicoidal de tórax en pacientes con carcinoma de pulmón**" bajo nuestra dirección en el Departamento de Radiología y Medicina Física, cumpliendo los requisitos necesarios y cubriendo las etapas correspondientes del doctorado, por lo que creemos que el trabajo es apto para ser presentado para optar al grado de Doctor.

Y para que así conste, se expide el presente certificado en Madrid a 18 de octubre de 2004

Ricardo Rodríguez González

Alfonso Calzado Cantera

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer a mis directores de tesis, el Prof. Dr. Alfonso Calzado Cantera y el Dr. Ricardo Rodríguez González, la oportunidad que me brindaron para llevar a cabo este trabajo de investigación así como la formación científica que he recibido de ellos en estos años; también destacar su esfuerzo y las sugerencias para la elaboración de este trabajo final.

Mi más sincero agradecimiento a los Servicios de Radiodiagnóstico y de Protección Radiológica del Hospital del Aire, Hospital Doce de Octubre, Hospital Universitario La Paz, Hospital de Móstoles y Hospital Clínico San Carlos, en los cuales se ha desarrollado este trabajo. Quiero destacar la labor del resto de integrantes del equipo de trabajo: Dr. Alfredo Cuevas Ibáñez, D. Ángel Arenas de Pablo, Dra. Nieves Gómez León, Dra. Begoña García-Castaño y Prof. Dra. Pilar Morán Penco. Además agradecer su valiosa colaboración a D^a Montserrat Baeza Trujillo, por la preparación de la hoja de cálculo de dosis y a el Prof. Dr. Agustín Turrero Nogués, estadístico del proyecto. Hago extensivo el agradecimiento al resto de profesores y personal del Departamento de Radiología y Medicina Física de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense por la buena acogida que me han dado y su gran amabilidad.

No quisiera concluir este apartado sin reconocer el aliento que me han dado mis padres y mi hermana Sagrario y la comprensión de Paco y de mis hijos, Álvaro y Gonzalo. Además, tampoco puedo dejar de recordar a todos los amigos y amigas que, aunque no los cito, sé que se darán por aludidos.

*Principio ALARA: las dosis recibidas por el paciente deben mantenerse siempre tan bajas como sea razonablemente posible.
(ICRP 60, 1991)*

*Why is radiation exposure in CT so high? Probably because we radiologists have not insisted that patient exposure doses be lowered. It is time for us to do so.
(Rogers LF, 2001)*

ÍNDICE

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN	1
2. OBJETIVOS	6
3. MATERIAL Y MÉTODOS	7
3.1 Material.....	7
3.1.1 Equipos de tomografía computarizada.....	7
3.1.2 Equipos de dosimetría.....	8
3.1.3 Equipos de verificación de calidad con objetos físicos.....	8
3.1.4 Muestra de exámenes.....	8
3.1.4.1 Pacientes de la muestra.....	8
3.1.4.2 Exámenes de TC.....	9
3.2 Metodología.....	13
3.2.1 Evaluación de la calidad de la imagen clínica.....	13
3.2.2 Estimación de las dosis de radiación.....	17
3.2.3 Correlación calidad de imagen y dosis.....	20
4. RESULTADOS	21
4.1 Evaluación de la calidad de la imagen clínica.....	21
4.1.1 Selección de las evaluaciones.....	21
4.1.2 Evaluación de la calidad de los exámenes.....	22
4.1.2.1 Cumplimiento de cada criterio de imagen.....	22
4.1.2.2 Índice de calidad de imagen.....	24
4.2 Estimación de las dosis de radiación.....	25
4.2.1 Magnitudes dosimétricas.....	25
4.2.2 Valores de dosis impartidas a pacientes.....	26
4.2.2.1 Magnitudes de dosis.....	26
4.2.2.2 Dosis en órganos.....	30
4.3 Correlación calidad de imagen-dosis.....	32

	Pág.
5. DISCUSIÓN	33
5.1 Los protocolos.....	33
5.2 Evaluación de la calidad de la imagen clínica.....	35
5.2.1 Selección de las evaluaciones.....	35
5.2.2 Evaluación de la calidad de los exámenes.....	37
5.2.2.1 Cumplimiento de cada criterio de imagen.....	37
5.2.2.2 Índice de calidad de imagen.....	44
5.3 Estimación de las dosis de radiación impartida a los pacientes.....	45
5.3.1 Magnitudes dosimétricas.....	45
5.3.2 Dosis en órganos.....	47
5.4 Correlación calidad de imagen-dosis.....	50
5.5 Limitaciones del trabajo.....	52
6. CONCLUSIONES	53
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55
ANEXOS	63
Anexo I. Encuesta de los protocolos de realización de los exámenes.....	63
Anexo II. Especificaciones técnicas de los equipos.....	65
Anexo III. Hoja de evaluación de la calidad de la imagen.....	71
Anexo IV. Hoja de cálculo para estimar las dosis de los pacientes.....	72

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Desde la introducción de la tomografía computarizada (TC) en el diagnóstico médico en 1972, su uso ha crecido de manera espectacular en todo el mundo, con un aumento sostenido en el número de equipos y de exámenes, sobre todo en las dos últimas décadas. Este incremento en el número de exploraciones de TC se explica porque ha llegado a ser una técnica fundamental en el diagnóstico y seguimiento de múltiples patologías, como el cáncer, donde la TC está indicada al inicio de la enfermedad para el diagnóstico y estadificación del tumor y en el seguimiento para la valoración de persistencia o recidiva tumoral.

El desarrollo de la técnica helicoidal en 1989 supuso un gran avance en la práctica con TC, surgiendo nuevas aplicaciones, como la angiografía, la endoscopia virtual y la fluoroscopia mediante TC. Las principales ventajas de los equipos helicoidales son la rapidez en la adquisición de datos, lo que permite reducir los artefactos de movimiento (respiratorios o de otro tipo) en la imagen, y la capacidad de realizar reconstrucciones más finas sin una exposición adicional del paciente. Esta rapidez en la adquisición de datos ha contribuido a la realización de estudios verdaderamente dinámicos, con un mejor aprovechamiento del contraste intravenoso. La aparición de la técnica de irradiación multicorte ha reducido aún más los tiempos de adquisición y mejorado la resolución espacial, aunque ha supuesto incrementos en las dosis de radiación impartidas a los pacientes con respecto a la técnica unicorte, que pueden llegar a ser de hasta un 40% para cada examen (Berland y Smith, 1998).

Actualmente la TC es la técnica de imagen que imparte mayores dosis de radiación. Prueba de ello es que siendo la proporción en número de los exámenes de TC inferior al 10% del total del radiodiagnóstico, su contribución a las dosis de radiación en los países desarrollados se estima en más del 40% del total del radiodiagnóstico (UNSCEAR, 2000).

Otras técnicas alternativas sin exposición a radiaciones ionizantes como la ecografía y la resonancia magnética (RM), son las pruebas de elección en los sistemas nervioso y musculoesquelético. Sin embargo, la TC sigue siendo la técnica indicada en la región torácica para la valoración tanto del parénquima pulmonar como del mediastino (Clarke y col, 2001). De hecho, es la técnica de imagen empleada en el diagnóstico y seguimiento del cáncer de pulmón. En los últimos tiempos se está valorando el beneficio potencial del desarrollo de programas de detección precoz mediante TC en la población asintomática con factores de riesgo de cáncer de pulmón debido a la alta prevalencia de este tumor en la población general y la pobre esperanza de vida para los pacientes en un estadio avanzado (Diederich y col, 2001).

El proyecto ELCAP (Early Lung Cancer Action Project) iniciado en 1993 y cuyos resultados fueron publicados en 1999, demostró que la TC es sensiblemente superior a la radiografía convencional de tórax para la detección de tumores pulmonares de pequeño tamaño y en estadios precoces (Henschke y col, 1999), (Coakley y col, 1996) y (Kanzawa y col, 1998). Distintos estudios han analizado la eficacia de los exámenes de TC de baja dosis en los programas de cribado del cáncer de pulmón, debido a la lógica preocupación por evitar la administración de dosis de radiación innecesarias a estos pacientes. Estos trabajos han demostrado que el contraste existente entre el aire del parénquima pulmonar y la densidad de partes blandas propia de los nódulos pulmonares permiten el desarrollo de técnicas de TC con baja dosis de radiación, de manera que es posible detectar nódulos pulmonares con menores dosis de radiación que las empleadas habitualmente sin que por este motivo disminuya la sensibilidad de esta técnica diagnóstica (Diederich y col, 1999) y (Kanebo y col, 1996).

En los últimos tiempos se ha desarrollado una sensibilización social a la exposición a radiaciones ionizantes y en particular en relación con su uso para fines médicos. Esto se ha reflejado en un especial énfasis desde diferentes instituciones y entidades en los dos principios del sistema de protección

radiológica aplicables a las exposiciones médicas, esto es, la justificación y la optimización de las pruebas radiológicas (ICRP 60, 1991), (ICRP 73, 1996) e (ICRP 87, 2001).

La justificación del uso de una técnica que suponga exposición a radiaciones ionizantes es el primer paso en la protección radiológica, y es una responsabilidad compartida por los radiólogos y los clínicos, que realizan y solicitan la prueba, respectivamente (Corbett y Faulkner, 1998). La exploración radiológica está justificada cuando supone un claro beneficio para la evolución del paciente; siendo este beneficio mayor que el posible riesgo de la radiación e imposible de alcanzar con otras técnicas alternativas que no emplean radiaciones ionizantes.

Una vez que la exploración está clínicamente justificada, el siguiente paso debe ser la optimización. De acuerdo con el principio ALARA (*As Low as Reasonably Achievable*) sobre la exposición a radiaciones ionizantes, el uso óptimo de la técnica implica obtener exámenes de calidad diagnóstica con unos niveles de dosis lo más bajos que sea razonablemente posible.

En el entorno europeo se elaboró una Guía Europea de Calidad en Tomografía Computarizada (EUR 16262, 1999) para la optimización de la práctica diaria con TC. Esta Guía aplica el concepto de criterio de calidad, que se empezó a utilizar en las radiografías simples con rayos X convencionales (EUR 16260, 1996), relacionando la calidad diagnóstica de las placas, las dosis impartidas y la técnica de trabajo empleada. En 1997 se elaboró una primera versión de la Guía de TC, documento en el que se recogían distintos proyectos de investigación llevados a cabo en la Comunidad Europea (CE) dentro del marco del Research Action on Optimisation of Radiation Protection of the patient. Posteriormente, los comentarios de expertos europeos a este primer documento y los resultados de otros trabajos científicos centrados en la optimización de la práctica con TC, permitieron la elaboración en 1999 de la Guía Europea de calidad en TC (EUR 16262), que sigue vigente en la actualidad. Este documento contiene una serie de recomendaciones para

exámenes—tipo por áreas anatómicas, no por indicaciones clínicas, que determinan un marco de operaciones en el cual los parámetros técnicos aplicados se valoran en función de la calidad de imagen y la dosis de radiación. Para analizar la calidad de la imagen se proponen unos criterios anatómicos de visualización con “mayor o menor nitidez” de determinadas estructuras anatómicas variables en función del área estudiada. Para la valoración de la dosis de radiación se establecen unos valores de referencia para cada examen-tipo en pacientes estándar. Como se recoge en la Guía Europea, estos valores de referencia sirven para identificar un pobre o inadecuado uso de la técnica pero no permiten conseguir un manejo satisfactorio de los parámetros técnicos relacionados con la dosis de radiación.

Distintos trabajos han buscado demostrar la correlación existente entre las dosis de radiación impartidas y la calidad de las imágenes producidas; los primeros estudios con exámenes realizados en equipos de TC convencionales y para estudios de mediastino y retroperitoneo demostraron que diferencias de dosis de hasta un factor de cinco no se acompañaban de una mejoría significativa de la calidad de imagen en los exámenes realizados empleando más dosis (Albrechtsen y col, 1995) y (Jurik y col, 1997). En nuestro país, un estudio con exámenes de cerebro y columna lumbar mostró una débil correlación entre la calidad de imagen y la dosis, y permitió modificar algunos de los criterios de la Guía para los exámenes de *Cerebro, General y Columna Lumbar (hernia discal)* (Calzado y col, 1998a) y (Calzado y col, 2000). En lo que se refiere a la dosis de radiación impartida en los exámenes de TC y a los valores de referencia propuestos en la Guía, algunos trabajos han correlacionado estos valores de referencia con los obtenidos en su práctica clínica habitual con equipos de TC convencionales y concluyen que, si bien estos valores permiten la monitorización del estado de los equipos, no sirven para el control de las dosis de radiación impartidas en las exposiciones individuales (Clarke y col, 2000) y (Tsapaki y col, 2001).

Hasta el momento los trabajos llevados a cabo con equipos de TC helicoidal no han analizado la relación entre la calidad de la imagen y la dosis, pero sí han

demostrado las diferencias tan significativas que hay en las dosis de radiación impartidas para una misma indicación clínica entre diferentes equipos y centros. Según estos estudios, estas diferencias de dosis se justifican por las variaciones en los parámetros aplicados en los protocolos de examen de cada centro, más que por las diferencias técnicas de los equipos. En este sentido, un control de la exposición para cada examen permitiría un ajuste continuo del protocolo de realización, sobre todo necesario en los centros que imparten mayores dosis de radiación (Verdun y col, 1996) y (Scheck y col, 1998).

En los exámenes de TC de tórax, para la valoración del parénquima pulmonar, se ha visto que cuando se realizan con protocolos de dosis baja (20 y 140 mAs) presentan, respectivamente, resultados de adecuada y buena calidad de imagen y reducciones de dosis en factores de 20 y de 3 en comparación con los exámenes realizados con el protocolo habitual (400 mAs) (Mayo y col, 1995).

Nuestro trabajo es una parte de otro estudio más amplio, subvencionado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias (proyecto de investigación 01/0905), que se abordó para optimizar los protocolos de exploración en cinco indicaciones clínicas frecuentes en salas de TC helicoidal de nuestro ámbito, a partir de una doble evaluación, interna y externa, de la calidad de los exámenes. Nuestro trabajo se ha centrado en particular en la indicación clínica del cáncer de pulmón.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

Objetivo general:

Evaluación de la calidad de los exámenes de TC para la indicación clínica de cáncer de pulmón realizados en cinco hospitales públicos del área de Madrid, según los criterios referidos en la Guía Europea de calidad en TC para el Examen de Tórax, General.

Objetivos específicos:

1º Evaluar la calidad de imagen de los exámenes de TC recogidos en los cinco centros.

2º Estimar la dosis de radiación recibida por los pacientes en estos exámenes.

3º Correlacionar la calidad de imagen y la dosis de radiación de los exámenes por centros y en toda la muestra.

4º Contribuir a la optimización de la práctica con TC en la indicación clínica de cáncer de pulmón, buscando obtener exámenes de calidad suficiente con la mínima dosis de radiación. Tratar de determinar los valores umbrales de dosis a partir de los cuales la calidad de imagen no mejora.

5º Proponer unos valores de referencia de dosis en los centros.

6º Establecer una metodología que permita evaluar la calidad de las imágenes de la forma más objetiva posible.

7º Analizar la validez de los criterios anatómicos propuestos en la Guía Europea para la evaluación de la calidad de imagen de los exámenes de TC de tórax para esta indicación.

MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS

Nuestro estudio tuvo lugar en cinco hospitales públicos de diferente tamaño, ubicados en el área de Madrid. En una encuesta preliminar llevada a cabo en los cinco centros, se señaló el cáncer de pulmón como la indicación clínica más frecuente en los exámenes de TC de la región torácica, y se recogieron los protocolos de realización seguidos en cada centro para esta indicación (Ver Anexo I).

3.1. MATERIAL

3.1.1 EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

En cada centro, los exámenes fueron realizados en un único equipo de tomografía computarizada cuya marca, modelo y año de instalación se indican en la Tabla 3.1. Los cinco equipos de TC seleccionados son de tercera generación con barrido helicoidal y sistema de irradiación de corte único.

Tabla 3.1. Marca, modelo y año de instalación de los equipos usados en el estudio.

CENTRO	EQUIPO	Fecha de Instalación
1	Philips Tomoscan AV	1999
2	Philips Tomoscan SR 700	1996
3	General Electric Hi-Speed LX/i	1999
4	Toshiba XpressGX	1998
5	Siemens Somaton Plus	1998

En el Anexo II se recogen las especificaciones técnicas de cada equipo, destacando que el equipo del centro 3 dispone de un sistema de modulación de la intensidad del haz y que el equipo del centro 2 tiene detectores de gas xenón, a diferencia del resto de los equipos, dotados de detectores de estado sólido.

3.1.2 EQUIPOS DE DOSIMETRIA

Las mediciones realizadas en los cinco equipos de TC para la estimación de los valores de las magnitudes dosimétricas específicas de TC se llevaron a cabo con una cámara de ionización de tipo "lápiz" (longitud activa 10 cm, Victoreen modelo 6000-100, Cleveland, OH, USA) y un electrómetro (Victoreen modelo 4000M+), ambos calibrados por el laboratorio de referencia. Estas medidas de dosis se realizaron respectivamente en aire libre en el isocentro y en un maniquí de metacrilato (PMMA) cilíndrico normalizado (IEC, 2003) que simula el cuerpo (altura de 15 cm y diámetro de la base de 32 cm). Este maniquí tiene cinco cavidades cilíndricas para insertar la cámara de ionización o sistema equivalente, que están situadas paralelas al eje del cilindro, en el centro y en los cuatro cuartos horarios, a 1 cm de distancia de la superficie lateral del cilindro.

3.1.3 EQUIPOS DE VERIFICACIÓN DE CALIDAD CON OBJETOS FÍSICOS

Las mediciones de resolución a alto y bajo contraste, de los perfiles de sensibilidad y del ruido se realizaron con el maniquí de Barts/Middlesex (RMI, WI, USA). Este maniquí consiste en un cilindro de 33 cm de base y 6 cm de altura, y con nueve cavidades troncocónicas que permiten la inserción de los objetos de prueba.

Los objetos de prueba para la medida de la resolución a bajo contraste constan de 10 varillas de un material radiológicamente equivalente al agua, con unos diámetros entre 7-15 mm y distribuidos alrededor de un círculo de 2,5 cm de diámetro. Para la resolución a alto contraste, los objetos de prueba se componen de siete grupos de cinco varillas de un material de alto contraste, con diámetros y separaciones entre 0,5 y 2 mm en incrementos de 0,25 mm.

3.1.4 MUESTRA DE EXÁMENES

3.1.4.1 Pacientes de la muestra

En cada centro se seleccionaron veinte exámenes, realizados de forma consecutiva a personas adultas, de peso y talla medios (60-80 kg; 160-180

cm), con la sospecha o confirmación clínica de cáncer de pulmón, hasta completar los 100 exámenes de la muestra.

En general, la edad de la mayoría de las personas examinadas supera los 60 años. En la Tabla 3.2 se recogen los valores medio, mínimo, máximo y los percentiles 25, 50 y 75 de los años de los pacientes de la muestra, por centros y globalmente. En cuanto a la distribución por sexos, noventa de los exámenes fueron realizados a hombres y diez correspondieron a mujeres.

Tabla 3.2. Distribución por edades de los pacientes de la muestra de exámenes, analizada por centros.

EDAD (años)	CENTRO					Global
	1	2	3	4	5	
<i>Mínimo</i>	54	53	44	45	45	44
<i>Máximo</i>	84	88	80	85	80	88
<i>Media</i>	69	67	65	62	63	65
<i>Mediana</i>	69	66	66	69	69	67
<i>Percentil₂₅</i>	65	60	58	51	56	64
<i>Percentil₇₅</i>	74	72	73	73	72	74

3.1.4.2 Exámenes de TC

En todos los centros el examen incluyó, además de la región torácica, el abdomen superior, ya que es la práctica habitual en los exámenes de TC para la indicación de cáncer de pulmón.

En nuestro trabajo analizamos sólo los datos correspondientes a la serie del tórax, y en la Tabla 3.3 se recogen los valores medios y rangos de la extensión de esta serie por centros.

La técnica de adquisición fue helicoidal, tras la realización de una radiografía digital localizadora anteroposterior en todos los exámenes, menos en catorce pacientes del centro 3, donde se realizaron dos radiografías digitales, una

anteroposterior y otra lateral. Este centro, que dispone de modulación de la intensidad del haz, utiliza la información proporcionada por las dos radiografías localizadoras para ajustar la intensidad de corriente del tubo según la atenuación y el espesor de las estructuras anatómicas estudiadas (Toth, 2001).

Los exámenes fueron realizados sin angulación del *gantry* y con un campo de visión (FOV) entre 35 y 40 cm, ajustado al tamaño del paciente. La mayoría consta de una única secuencia realizada tras la administración de contraste yodado no iónico por vía intravenosa –i.v.– (concentración: 300 mg/ml; volumen administrado: 100-150 ml; velocidad de inyección: 2-3 ml/s y un retraso en la realización del examen tras el inicio de la inyección del contraste de 30 segundos), menos doce exámenes del centro 5 que se realizaron seis con dos series, sin y con contraste i.v., y los otros seis con una única secuencia sin contraste i.v.

La Tabla 3.3 recoge los parámetros técnicos típicos de adquisición y reconstrucción de los exámenes para cada centro. Como se muestra en esta tabla, los parámetros fueron los mismos para todos los exámenes de cada centro, excepto en los centros 3 y 5, que hubo diferencias entre los exámenes de un mismo centro:

En el centro 5 se aplicaron 140 kV en la mitad de los exámenes y 120 kV en la otra mitad, y la intensidad de corriente fue 240 mA (diez exámenes), 171 mA (seis exámenes) y 206 mA (los cuatro exámenes restantes). La colimación del haz fue de 8 mm (12 exámenes) y 5 mm (ocho restantes), el factor de paso (*pitch*) de 1,5 (16 exámenes) y 1 (cuatro restantes) y el intervalo de reconstrucción fue de 4 mm (14 exámenes) y 6 mm (seis exámenes restantes).

En el centro 3, la intensidad de corriente varió en un rango comprendido entre 130 y 300 mA en los catorce exámenes que aplicaron el sistema de modulación de la intensidad, mientras que en los seis exámenes restantes se empleó una intensidad fija de 300 mA.

En todos los centros se reconstruyeron las imágenes axiales utilizando un algoritmo de interpolación de 180° y una matriz de 512 x 512 pixels, aunque en el centro 5 las imágenes se archivaron posteriormente en una matriz de 256 x 256 pixels. En los centros 1 y 2 se realizaron reconstrucciones con dos algoritmos diferentes, "de partes blandas" para las estructuras mediastínicas y "de alta resolución" para el parénquima pulmonar; y en los otros tres centros, la reconstrucción se realizó con un único algoritmo: "intermedio" entre el de partes blandas y el de alta resolución en el centro 3, y "estándar" en los centros 4 y 5.

Tabla 3.3. Valores de los parámetros técnicos utilizados en la realización de los cien exámenes de la muestra, recogidos por centros.

PARÁMETROS TÉCNICOS	CENTRO				
	1	2	3	4	5
Diferencia de potencial (kVp)	120	120	120	120	120/140
Intensidad de corriente (mA)	150	225	130-300 ^a	200	240/206/171
Tiempo de rotación (s)	1	1	0,8	1	0,75/1
Colimación (mm)	7	10	7	10	8/5
Desplazamiento mesa (mm)	10	10	10	15	12/8/7,5
Factor de paso	1,4	1	1,5	1,5	1,5/1
Intervalo de reconstrucción (mm)	5	10	7	10	4/6
Extensión media y rango tórax (cm)	30 (24-33)	30 (24-31)	33 (24-34)	30 (22-32)	36 (22-49)
Algoritmo de reconstrucción	A. partes blandas y alta resolución	A. partes blandas y alta resolución	Intermedio	Estándar	Estándar

^a equipo con un sistema de modulación de intensidad

3.2. METODOLOGÍA

Se realizaron mediciones "in situ" de calidad de imagen, con los objetos físicos de prueba ya mencionados, y de dosis en aire y en el maniquí de PMMA, en condiciones similares a las indicadas en los protocolos de cada centro. Las mediciones efectuadas permitieron comprobar que los equipos trabajaban según las especificaciones de compra del fabricante y que los exámenes se realizaban en las condiciones técnicas apropiadas para cada equipo. Con los equipos ya caracterizados en cuanto a dosis y calidad de imagen, se procedió a la recogida de los exámenes de TC objeto del estudio.

3.2.1. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN CLÍNICA

Los cien exámenes de la muestra fueron impresos en su propio centro en formato de placa radiográfica, aplicando las ventanas de visualización que se recogen en la Guía Europea de TC para el examen de Tórax, General (EUR 16262, 1999). Estas ventanas son de partes blandas, con un nivel (WL) y ancho (WW) de ventana de 30-60 UH y de 300-600 UH respectivamente, y de parénquima pulmonar, con un WL y WW de -500- -700 UH y de 800-1600 UH, respectivamente.

La evaluación de la calidad de imagen de los exámenes se realizó mediante la aplicación de los criterios anatómicos de calidad que se proponen en la Guía Europea de calidad en TC. Estos criterios son de dos tipos: de visualización (los órganos y estructuras mencionados en este criterio deben ser visibles en el volumen de estudio) y de reproducción crítica, que incluye a su vez, criterios de reproducción (los detalles de las estructuras anatómicas son visibles pero no necesariamente tienen que estar claramente definidos) y criterios de reproducción visualmente nítida (los detalles anatómicos están claramente definidos). En concreto, en nuestro trabajo se aplicaron los criterios para el examen de Tórax, General, que son cinco criterios de visualización y once de reproducción visualmente nítida, los cuales se recogen en la Tabla 3.4 (EUR 16262, 1999).

Tabla 3.4. Lista de criterios de imagen y valores de referencia de dosis de radiación para el TC de Tórax General (Documento EUR 16262).

1. Criterios de Imagen

1.1 Visualización de:

- 1.1.1 La pared torácica completa
- 1.1.2 Toda la aorta torácica y la vena cava
- 1.1.3 El corazón completo
- 1.1.4 El parénquima pulmonar completo
- 1.1.5 Los vasos después del contraste intravenoso

1.2 Reproducción crítica (visualmente nítida) de:

- 1.2.1 La aorta torácica
- 1.2.2 Las estructuras del mediastino anterior, incluidos los restos tímicos si están presentes
- 1.2.3 La traquea y los bronquios principales
- 1.2.4 El tejido paratraqueal
- 1.2.5 La carina y su área de ganglios linfáticos
- 1.2.6 El esófago
- 1.2.7 El borde pleuromediastínico
- 1.2.8 Los vasos pulmonares grandes y medianos
- 1.2.9 Los bronquios segmentarios
- 1.2.10 El parénquima pulmonar
- 1.2.11 El borde entre la pleura y la pared torácica

2. Criterios de dosis de radiación para el paciente

- 2.1 CTDI_w: 30 mGy
- 2.2 DLP: 650 mGy·cm

La evaluación de la calidad de las imágenes se llevó a cabo por cinco radiólogos, con experiencia en TC, pertenecientes a cada uno de los centros participantes, que efectuaron de forma independiente una doble lectura de la totalidad de los exámenes implicados en este trabajo. Antes de realizar dichas lecturas, los radiólogos tuvieron una reunión para unificar posturas a la hora de analizar los criterios y realizaron una evaluación piloto con cinco exámenes de TC de tórax no incluidos en la muestra. Esta reunión les permitió disipar algunas dudas en la valoración de los criterios y llegar a un consenso para aclarar algunas indefiniciones. Así, el criterio 1.2.6, "reproducción nítida del esófago", se consideró que estaba poco definido y se decidió que se cumplía cuando el esófago se veía nítidamente al menos en un corte de cada una de

las tres regiones anatómicas en las que clásicamente se divide (superior, medio e inferior) (Moore, 1982).

Para el manejo y evaluación de las imágenes no se eliminó la información que aparece habitualmente en los márgenes de las placas, relativa a la identificación del centro y a los parámetros técnicos aplicados en la realización del examen, aunque sí se asignó a los exámenes de cada uno de los centros un número de orden elegido al azar, repitiéndose este proceso antes de abordar la segunda lectura. El cambio de orden de los exámenes en los centros entre ambas vueltas se realizó para asegurar una independencia relativa entre ambas lecturas. El intervalo de tiempo transcurrido entre el inicio de las dos vueltas fue de cinco meses y ambas se llevaron a cabo en las mismas condiciones técnicas (negatoscopios iguales o equivalentes y la misma luz ambiental) para todos los evaluadores.

Los radiólogos evaluaron cada criterio con un "Si", "No" o "N/A" (No aplicable), según considerasen que el criterio se cumplía, no se cumplía, o no podía ser evaluado debido a una patología que impidiera su valoración o a ausencia por cirugía. Para la evaluación de los exámenes siguieron el esquema del Apéndice II de la Guía Europea de calidad en TC (EUR 16262, 1999) (ver nuestro modelo en el Anexo III). En el caso de exámenes con dos series, sin y con contraste, se analizó el cumplimiento de los criterios de imagen por separado en las dos secuencias, aunque se asignó como valor final para cada criterio el mejor de las dos series.

Como sistema de cuantificación de las evaluaciones, se adjudicó a la respuesta afirmativa un valor de uno ("1"), a la respuesta negativa un valor cero ("0") y los valores perdidos no se contabilizaron. Al acabar cada lectura, se introdujeron los resultados en una base de datos, asignando a cada evaluador un número de orden que coincide con el asignado a su propio centro.

A partir de las puntuaciones de la doble lectura de los cinco radiólogos, se analizó la concordancia entre la primera y segunda evaluación de cada

radiólogo mediante el test de McNemar y la Kappa de Cohen (Cohen, 1960). Para la aplicación de estas pruebas partimos de muestras apareadas que contienen todas las respuestas en bloque de cada evaluador para los 16 criterios de imagen en la primera y segunda lecturas, respectivamente. Como es sabido, para realizar este análisis se construyen tablas de contingencia de tamaño $n \times n$ (2×2 en nuestro caso), que agrupan las concordancias en la diagonal $-(0,0)$ y $(1,1)$ -, y las discordancias en los extremos $-(1,0)$ y $(0,1)$ - entre las dos lecturas de cada evaluador. Los resultados de estas pruebas, nos permitieron seleccionar "n" evaluadores cuyas lecturas en ambas vueltas resultaron concordantes.

Para evaluar los resultados de las puntuaciones de los criterios de imagen en ambas lecturas, se definieron dos variables de calidad de imagen aplicadas a cada examen, el "cumplimiento de cada criterio de imagen" y el "índice de calidad de imagen". La variable "cumplimiento de cada criterio de imagen" es el promedio de las respuestas afirmativas para ese criterio suministradas por los evaluadores, dando igual peso a todos ellos. La variable "índice de calidad de imagen" se define como el valor promedio de cumplimiento de todos los criterios. Con las puntuaciones de cada uno de los "n" evaluadores seleccionados se calcularon en primera instancia los valores de estas dos variables de calidad de imagen.

Además de analizar la concordancia de las dos lecturas para cada evaluador, realizamos un análisis adicional de la concordancia de las puntuaciones globales de los evaluadores en relación con los centros. Esto equivale a detectar si existieron sesgos en la valoración de los exámenes de un centro, sea propio o ajeno, por parte de algún radiólogo. Para ello aplicamos el test de Friedman con un nivel p de significación $< 0,05$ a la variable "índice de calidad de imagen" calculada para cada uno de los "n" evaluadores seleccionados. Para este análisis se hizo un diseño por bloques aleatorizados, donde cada examen de TC funciona como un bloque (Woolson, 1987) y (Martín y Luna, 1994). El análisis de homogeneidad lo realizamos por centros y en toda la muestra. Cuando en alguno de los centros se obtuvo un valor de $p < 0,05$, se

buscaron las posibles causas de las diferencias significativas -infravaloración o sobrevaloración por parte de alguno de los evaluadores, incluyendo el sesgo del evaluador hacia su propio centro. La aplicación de esta prueba nos permitió seleccionar de entre los "n" evaluadores concordantes en las dos lecturas, los "m" evaluadores ($m \leq n$) que no presentaron sesgos importantes en sus puntuaciones.

Finalmente, se recalcularon las dos variables de calidad de imagen previamente definidas ("cumplimiento de cada criterio de imagen" e "índice de calidad de imagen") en cada centro como promedio de todas las puntuaciones de estos "m" evaluadores seleccionados.

Para encontrar diferencias significativas entre los valores de estas variables de calidad de imagen en los centros, aplicamos el test de Kruskal-Wallis para un valor $p < 0,05$ (Woolson, 1987) y (Martín y Luna, 1994).

3.2.2. ESTIMACIÓN DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN

Previamente a la recogida de los exámenes a pacientes, se realizaron medidas de dosis en los equipos de TC con los parámetros técnicos que figuran en los protocolos de realización y que se recogieron en la encuesta. Las medidas de dosis en aire y sobre el maniquí normalizado de cuerpo se realizaron con la cámara de ionización y el electrómetro referidos en el apartado 3.1.2. Las medidas en aire se hicieron colocando la cámara tipo lápiz alineada sobre el eje del *gantry*, quedando la camilla fuera del plano de corte y efectuando tres o cinco cortes en la misma posición. Para las medidas sobre maniquí, se colocó éste sobre la camilla con su eje de simetría alineado con el eje del *gantry* y la cámara insertada en la cavidad preparada al efecto, y se efectuaron cinco cortes sin modificar la posición del maniquí ni los parámetros técnicos.

Las magnitudes relacionadas con la dosis en TC que hemos utilizado son: el índice de dosis de TC, CTDI, y sus variantes operativas, $CTDI_{aire}$, $CTDI_{100}$ y $CTDI_w$ (índice ponderado de dosis de TC). Las definiciones y el alcance de estas magnitudes están recogidos en la Guía Europea de TC. El índice de

dosis de TC (CTDI) se define como la integral a lo largo de una dirección paralela al eje de rotación (z) del perfil de dosis de un único corte ($D(z)$), dividida por el espesor teórico de corte (T) tal como se indica en la ecuación (Shope y col, 1981):

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

Con las medidas corregidas por presión y temperatura, y efectuadas reproduciendo los parámetros de los protocolos recogidos en la encuesta, se estimaron los valores del índice de dosis-aire en el isocentro ($CTDI_{aire}$) y del $CTDI_{100}$ en el centro ($CTDI_{100,c}$) y en la periferia ($CTDI_{100,p}$) del maniquí, todos ellos expresados como dosis-aire. El valor del $CTDI_{100,p}$ es el valor medio de las medidas realizadas en las cuatro cavidades periféricas del maniquí de cuerpo, y el valor del $CTDI_{100,c}$ es el obtenido directamente a partir de la medida efectuada en la cavidad central. A partir de los valores del $CTDI_{100}$ se calculó el índice de dosis ponderado ($CTDI_w$) como la media ponderada de los valores en el centro y en la periferia del maniquí ($1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}$) (Leitz y col, 1995), el cual da una estimación de la dosis promedio por corte.

Con objeto de comparar los valores de dosis de radiación por centros, se calculó el valor normalizado del índice de dosis por unidad de carga (${}_nCTDI_{w,i}$), dividiendo el $CTDI_w$ entre la carga del tubo (${}_nCTDI_{w,i} = CTDI_w / mA \cdot s$).

Las dosis de radiación impartidas a los pacientes de los cien exámenes de la muestra se calcularon a partir de los valores del $CTDI_w$ y $CTDI_{aire}$ para cada equipo y de los parámetros técnicos de realización para cada examen, que nos permitieron calcular el $CTDI_w$ (mGy), el producto dosis por longitud DLP (mGy·cm), la dosis en órganos (mSv) y la dosis efectiva E (mSv) en cada examen. Para estas medidas de dosis, cuando el examen consta de dos series sobre la misma región anatómica, ambas se consideraron pertenecientes al

mismo examen. En cuanto a la extensión del examen, las bases pulmonares se utilizaron como límite inferior, excepto en los casos que el examen se extendía ligeramente (2-4 cm) por el abdomen superior, en cuyo caso éste pasaba a ser el límite inferior. El valor del $CTDI_w$ para cada paciente se obtuvo multiplicando el valor normalizado del índice de dosis por la carga del tubo aplicada en ese examen, mientras que el valor del DLP se calculó combinando el valor del $CTDI_w$ y los parámetros técnicos aplicados en el examen, de acuerdo con la expresión:

$$DLP = \sum CTDI_w \cdot T_i \cdot N_i \quad (3.2)$$

donde el subíndice i denota las secuencias en las que cambia alguno de los parámetros, T_i es la colimación del haz y N_i es el número de vueltas del tubo en adquisición helicoidal.

A partir de los valores del $CTDI_w$ y el DLP para cada examen, se calcularon los valores medios de ambas magnitudes de dosis por centros.

La dosis efectiva para cada paciente se calculó con los valores de dosis en órganos y los factores de ponderación para cada órgano propuestos en la ICRP 60 (1991). Para la estimación de los valores de dosis en órganos se diseñó un programa ad hoc (Anexo IV). Este programa utiliza los valores de los parámetros técnicos aplicados en el examen, los valores del $CTDI_{aire}$ del equipo expresados en términos de dosis-músculo, y los coeficientes de conversión de Monte Carlo del NRPB-DR250 específicos del equipo, o los recomendados por el ImPact para los cálculos de la dosis en órganos (Jones y Shrimpton, 1990) e (ImPaCT, 2001).

A partir de los valores de dosis efectiva, E , para cada paciente se calcularon los valores medios de E por centros, y junto a los valores medios del DLP nos

permitieron el cálculo del cociente E/DLP, llamado también E_{DLP} , o dosis efectiva normalizada para cada centro (CEC, 1999).

El análisis de las diferencias significativas para las magnitudes de dosis entre los centros participantes se realizó comparando los valores medios del DLP y la E por centros. Debido a las heterogeneidades de varianza se aplicó una transformación logarítmica, y a continuación un test estadístico de ANOVA paramétrico de una vía seguido de un análisis post-hoc de Tukey para un valor $p < 0,05$ (Woolson RF, 1987).

3.2.3 CORRELACIÓN CALIDAD DE IMAGEN-DOSIS DE RADIACIÓN

A partir de los valores de la variable de calidad de imagen, "índice de calidad de imagen" y de los valores del DLP para todos los exámenes del estudio, se estimó la correlación calidad de imagen-dosis de radiación en cada centro. Se calculó el coeficiente de correlación de Spearman (r_s), no paramétrico, para verificar la correlación entre dichas variables (Woolson, 1987) y (Martín y Luna, 1994). La significación de dicho coeficiente ($p \leq 0,05$) se alcanzaría con $r_s \geq 0,195$ para toda la muestra ($n=100$) y con $r_s \geq 0,423$ para cada centro ($n=20$).

Para la realización de todos los análisis estadísticos de este trabajo se empleó el paquete estadístico para ordenadores personales Systat 10.0 (SPSS Inc; Chicago IL, U.S.A).

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1 EVALUACION DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN

4.1.1 SELECCIÓN DE LAS EVALUACIONES

Los resultados del test estadístico de McNemar y del coeficiente kappa de Cohen, aplicados para el análisis de la concordancia entre las dos lecturas de cada evaluador se recogen en la Tabla 4.1. La falta de homogeneidad entre las dos lecturas de los evaluadores 2 y 4 ($p < 0,001$) observada mediante la aplicación del test de McNemar con un nivel de significación $p < 0,05$, nos hizo eliminar las evaluaciones de estos dos evaluadores y seleccionar las de los evaluadores 1, 3 y 5.

Tabla 4.1. Estadístico con el valor p del Test de McNemar y coeficiente Kappa de Cohen con el error asintótico, aplicados a la doble lectura de cada evaluador.

	<i>Evaluador</i>				
	1	2	3	4	5
<i>T. estadístico McNemar</i>	2,94 $p=0,09$	88,3 $p<0,001$	0,11 $p=0,74$	15,1 $p<0,001$	0,94 $p=0,33$
<i>Kappa de Cohen (error asintótico)</i>	0,15 (0,04)	0,30 (0,05)	0,49 (0,05)	0,27 (0,09)	0,20 (0,06)

Posteriormente, la aplicación del test de Friedman para el análisis de la concordancia de las puntuaciones globales de los evaluadores seleccionados en relación con los centros mostró diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) para las evaluaciones de los centros 2 y 5 (ver Tabla 4.2); mediante el análisis de la suma de los rangos de los tres evaluadores seleccionados se objetivó la tendencia general del evaluador 5 a sobrevalorar en toda la muestra (última columna de la tabla 4.2) y en los dos centros donde hubo diferencias estadísticamente significativas, mientras que los evaluadores 1 y 3 mantuvieron próximas sus evaluaciones en todos los centros.

Tabla 4.2. Estadístico, valor p y suma de rangos de los resultados del test de Friedman para las lecturas de los evaluadores 1, 3 y 5 previamente seleccionados. Este análisis se aplicó por centros y en toda la muestra.

	Centro					Total de la muestra
	1	2	3	4	5	
Test de Friedman	1,7 <i>p</i> =0,43	8,1 <i>p</i> =0,02	3,8 <i>p</i> =0,15	2,4 <i>p</i> =0,30	7,08 <i>p</i> =0,03	9,0 <i>p</i> =0,01
	Suma de rangos					
Evaluador 1	36,5	32,5	42,5	34,5	37,0	189
Evaluador 3	39,0	37,5	44,5	41,5	33,5	187
Evaluador 5	44,5	50,0	33,0	44,0	49,5	224

En resumen, se seleccionaron en primer lugar las evaluaciones de los evaluadores 1, 3 y 5, que demostraron ser concordantes en las dos lecturas, y posteriormente se descartaron las evaluaciones del evaluador 5, por lo que al final nos quedamos exclusivamente con las lecturas de los evaluadores 1 y 3, que no demostraron sesgos en relación con los centros.

4.1.2 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS EXÁMENES. ANÁLISIS POR CENTROS

Tras calcular el “cumplimiento de cada criterio de imagen” y el “índice de calidad de imagen” en cada centro como promedio de todas las puntuaciones de los evaluadores 1 y 3 seleccionados, se obtuvieron los resultados descritos a continuación.

4.1.2.1 Cumplimiento de cada criterio de imagen

Diez de los dieciséis criterios se cumplen prácticamente al 100% en todos los centros. La Tabla 4.3 recoge los cumplimientos medios por centros y en toda la muestra de los seis criterios restantes. Respecto al rango de cumplimiento y las diferencias significativas por centros (con un nivel de significación $p < 0,05$) para los seis criterios que no se cumplen siempre, se observó que:

- El criterio 1.1.1, “visualización de la pared torácica completa”, presentó un rango de cumplimiento medio por centros del 53-98%, con diferencias significativas para Kruskal-Wallis, entre el centro 3 y el resto ($p < 0,0005$) y para el centro 2 con los centros 4 y 5 ($p < 0,0005$).
- El criterio 1.1.4, “visualización del parénquima pulmonar completo”, tuvo un rango de cumplimiento medio del 91-99%, sin encontrarse diferencias significativas entre los centros.
- El criterio 1.2.6, “reproducción visualmente nítida del esófago” presentó un cumplimiento medio del 83-95%, y al igual que con el criterio anterior no se encontraron diferencias significativas para los centros.
- El criterio 1.2.8, “reproducción visualmente nítida de los vasos pulmonares grandes y medianos”, tuvo un rango de cumplimiento medio del 92-100% y con diferencias significativas entre el centro 5 y el resto ($p < 0,0005$).
- El criterio 1.2.9, “reproducción visualmente nítida de los bronquios segmentarios”, mostró un cumplimiento medio comprendido entre el 75-100%, y se encontraron diferencias significativas entre los centros 1 y 3 y el resto ($p < 0,0003$).
- Para el criterio 1.2.10, “reproducción visualmente nítida del parénquima pulmonar”, el rango de cumplimiento medio fue del 71-99%, con diferencias significativas para los centros 1, 2 y 3 con los centros 4 y 5 ($p < 0,0005$).

Tabla 4.3. Porcentajes de cumplimiento medio de los criterios de imagen para cada centro. En la última fila se recogen los promedios de cumplimiento para cada criterio en la muestra, a partir de las lecturas de los dos evaluadores seleccionados. Los criterios no recogidos en la tabla se cumplen en todos los casos.

Centro	Criterios					
	1.1.1	1.1.4	1.2.6	1.2.8	1.2.9	1.2.10
1	65	99	90	100	100	99
2	53	93	85	100	73	92
3	98	96	95	94	90	99
4	78	91	83	97	76	82
5	79	93	91	92	75	71
Promedio (%)	74	94	89	97	83	89

4.1.2.2 Índice de calidad de imagen

El índice de calidad de imagen, o promedio de cumplimiento de todos los criterios, estuvo comprendido entre el 91 y el 98% para los cinco centros participantes y hubo diferencias estadísticamente significativas entre dos grupos (nivel de significación $p < 0,05$), uno formado por los centros 1 y 3 y el otro por los centros 2, 4 y 5. En la Tabla 4.4 se recogen los valores medio, median, rango, e intervalo de confianza de esta variable y en la Figura 4.1 se representan estos valores mediante un diagrama de cajas.

Tabla 4.4. Valores medio, rango, mediana e intervalo de confianza al 95% del Índice de calidad de imagen para cada centro, expresados en porcentajes a partir de las lecturas de los dos evaluadores seleccionados.

	Centro				
	1	2	3	4	5
Media	97	93	98	93	91
Rango	92-100	84-100	95-100	85-98	85-97
Mediana	97	94	98	93	90
IC¹	96-98	91-96	97-99	92-95	89-93

IC¹: intervalo de confianza 95% INF-SUP

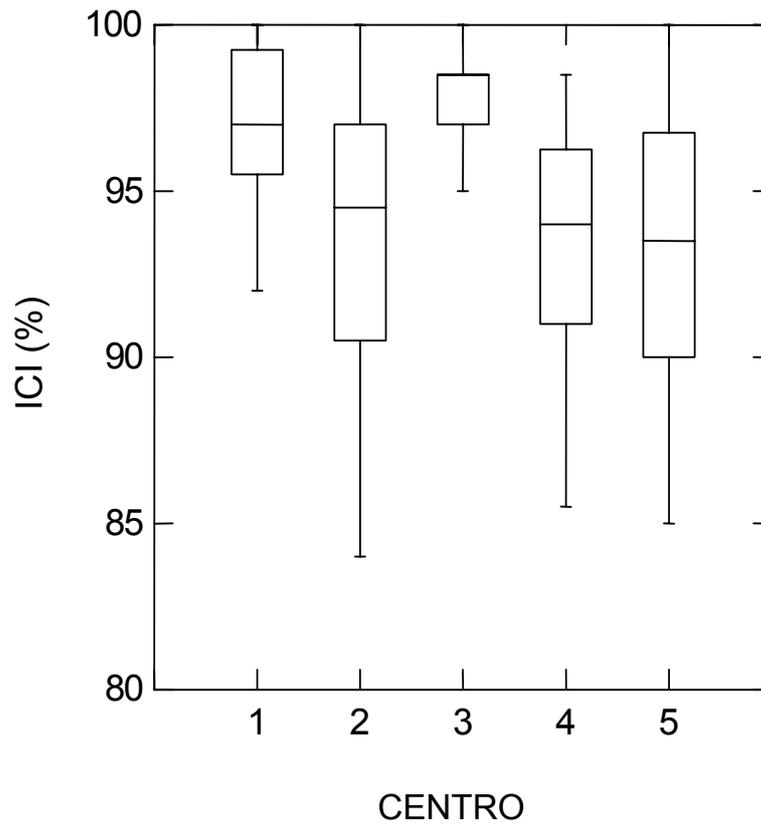


Figura 4.1. Índice de calidad de imagen (ICI) para cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana y las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos.

4.2 ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN

4.2.1 MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

Los valores estimados del $CTDI_{aire}$ y del $nCTDI_{aire}$ estuvieron de acuerdo con las especificaciones del fabricante y se recogen en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5. Valores estimados del $nCTDI_{aire}$ (mGy/mAs) y valor medio del $CTDI_{aire}$ (mGy), para cada centro.

	Centro				
	1	2	3	4	5
$nCTDI_{aire}$	$2,0 \cdot 10^{-1}$	$2,1 \cdot 10^{-1}$	$3,5 \cdot 10^{-1}$	$3,4 \cdot 10^{-1}$	$1,8 \cdot 10^{-1}/2,5 \cdot 10^{-1}$
Media $CTDI_{aire}$	32	48	64	69	39

4.2.2 VALORES DE DOSIS IMPARTIDAS A PACIENTES

4.2.2.1 Magnitudes de dosis

En las Tablas 4.6 y 4.7 se recogen, los valores medio, rango, mediana e intervalos de confianza al 95% del índice de dosis TC ponderado, $CTDI_w$, y el producto dosis por longitud, DLP, para cada centro.

Tabla 4.6. Valores estimados del índice de dosis de TC ponderado ($CTDI_w$) para cada centro, expresados en mGy.

$CTDI_w$ (mGy)	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	13	19	12	19	17
<i>MEDIANA</i>	12	19	11	18	15
<i>RANGO</i>	12-17	18-19	8-17	18-36	14-24
<i>IC¹</i>	12-14	19-19	10-14	17-21	15-19

IC¹: intervalo de confianza 95% INF-SUP

Tabla 4.7. Valores estimados del producto dosis por longitud (DLP) expresados en mGy·cm y analizados por centros.

DLP (mGy·cm)	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	268	577	272	377	471
<i>MEDIANA</i>	254	573	265	365	475
<i>RANGO</i>	206-361	421-765	168-432	284-691	280-771
<i>IC¹</i>	252-284	545-607	232-312	340-416	400-542

IC¹: Intervalo de confianza 95% INF- SUP

Los valores medios del $CTDI_w$ por centros estuvieron comprendidos entre 12 y 19 mGy, (ver la Figura 4.2); mientras que los del DLP variaron entre 268 y 577 mGy·cm y para los exámenes individuales entre 206 y 771 mGy·cm (Figura 4.3). En general, hubo diferencias significativas entre los valores medios del DLP para todos los centros, excepto entre el centro 3 y el 4 y para el centro 4 con el 5. En cuanto a la dispersión de los valores individuales del DLP en torno a la media fue mayor en los centros 5 y 3, con valores extremos de 280 y 771 mGy·cm para el centro 5 y 168 y 432 mGy·cm para el centro 3. El valor medio del DLP más alto (577 mGy·cm) corresponde al centro 2, pero sin dispersión de los valores individuales en torno a esta media.

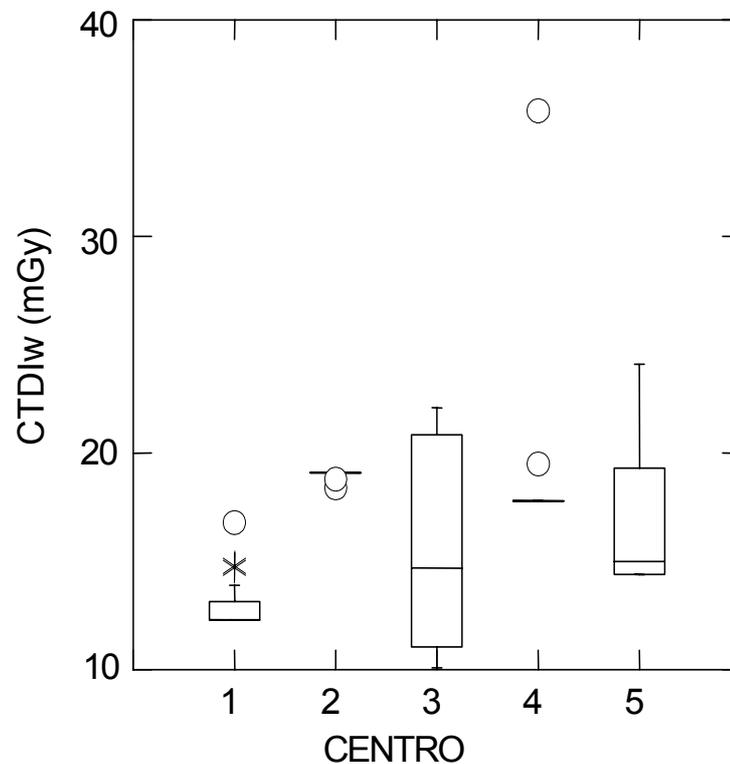


Figura 4.2. Índice de dosis TC ponderado ($CTDI_w$) para cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (*) y los valores extremos (o).

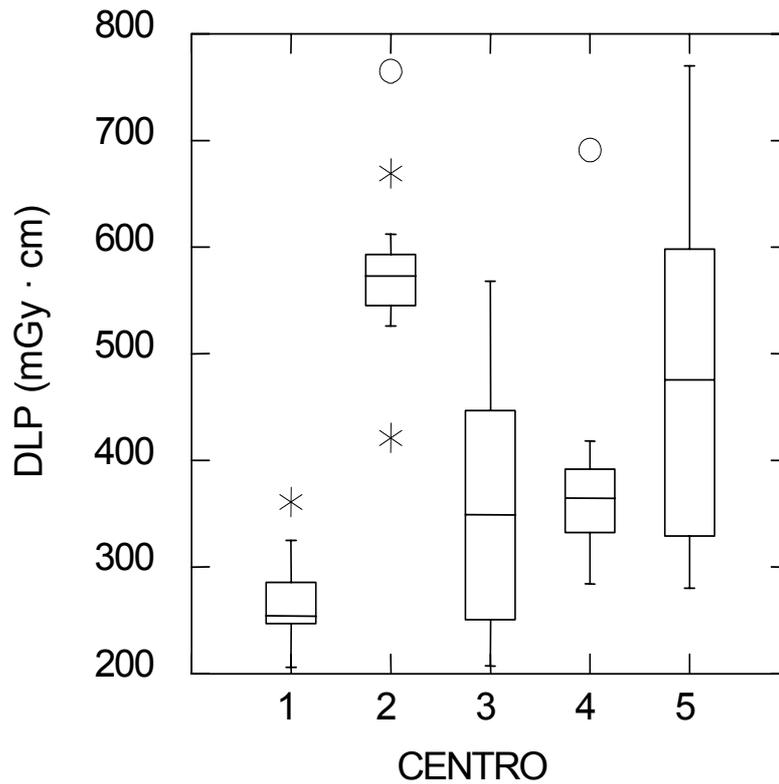


Figura 4.3. Producto dosis-longitud para cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (*) y los valores extremos (o).

Los valores medios por centros de la dosis efectiva, E , estuvieron comprendidos entre 4,2 y 9,2 mSv, mientras que los valores extremos para exámenes individuales variaron entre 2,9 y 13 mSv (Tabla 4.8). En la Figura 4.4 puede verse como el valor medio más alto corresponde al igual que para el DLP al centro 2 (9,2 mSv) y la mayor dispersión de los valores individuales en torno a la dosis efectiva media se observa en el centro 5 seguido del centro 3.

Tabla 4.8. Valores medio, mediana, rango e intervalo de confianza al 95% de la dosis efectiva (E) en cada centro, expresados en mSv.

<i>E (mSv)</i>	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	4,2	9,2	4,7	6,2	7,5
<i>MEDIANA</i>	4,0	9,2	4,4	6,2	7,6
<i>RANGO</i>	3,2-5,5	7,1-13	2,9-7,7	4,7-9,8	4,3-12
<i>IC¹</i>	3,9-4,4	8,7-9,7	4,0-5,4	5,7-6,7	6,4-8,6

IC¹: Intervalo de confianza 95% INF- SUP

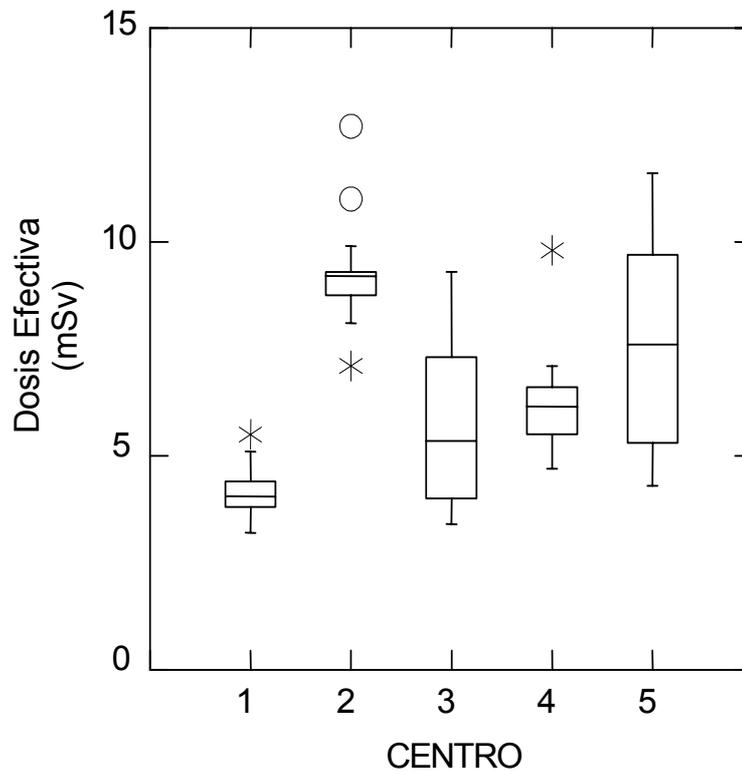


Figura 4.4. Dosis efectiva para cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (*) y los valores extremos (o).

En general, la dosis efectiva y el DLP presentaron un comportamiento similar para todos los exámenes del estudio como se puede ver en los valores de la dosis efectiva normalizada, que se recogen en la Figura 4.5.

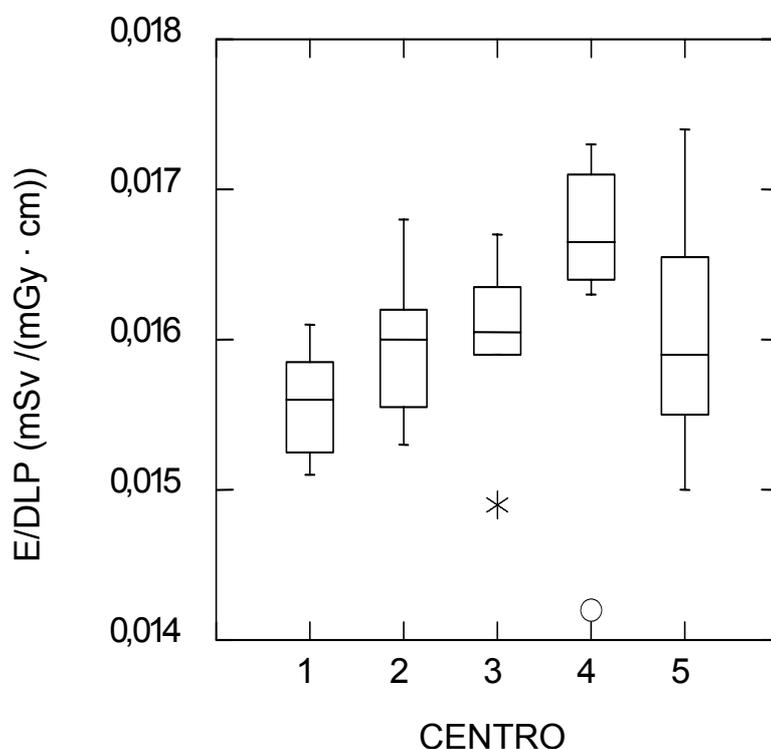


Figura 4.5. Cociente E/DLP para cada centro. Las cajas representan el rango intercuartílico y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (*) y los valores extremos (o).

4.2.2.2 Dosis en órganos

Los órganos más irradiados en orden decreciente fueron el timo, los pulmones, el tiroides y las mamas, cuyos valores medios y rangos para cada centro se recogen en las Tablas 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12, respectivamente. Los valores medios estuvieron entre 13 y 30 mSv para el timo, 12 y 26 mSv para los pulmones, 12 y 25 mSv para el tiroides y 10 y 22 mSv para las mamas y en los exámenes individuales entre 9-37 mSv para el timo, 8-33 mSv para los pulmones, 3-44 mSv para el tiroides y 6-28 mSv para las mamas.

Tabla 4.9. Valores estimados de dosis de radiación en el timo.

Dosis timo (mSv)	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	13	30	15	23	25
<i>MEDIANA</i>	13	30	16	22	24
<i>RANGO</i>	13-18	27-30	9-21	21-37	15-37

Tabla 4.10. Valores estimados de dosis de radiación en los pulmones.

Dosis pulmón (mSv)	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	12	26	13	16	22
<i>MEDIANA</i>	12	26	13	16	20
<i>RANGO</i>	9-16	24-28	8-18	12-25	13-33

Tabla 4.11. Valores estimados de dosis de radiación en el tiroides.

Dosis tiroides (mSv)	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	12	25	15	23	18
<i>MEDIANA</i>	11	27	14	22	18
<i>RANGO</i>	5-20	22-33	3-25	12-44	6-42

Tabla 4.12. Valores estimados de dosis de radiación en las mamas.

Dosis mamas (mSv)	Centro				
	1	2	3	4	5
<i>MEDIA</i>	10	22	10	13	19
<i>MEDIANA</i>	10	22	10	12	17
<i>RANGO</i>	9-14	20-23	6-14	12-21	11-28

4.3 CORRELACIÓN CALIDAD DE IMAGEN-DOSIS

El cálculo de la correlación entre el “índice de calidad de imagen” y el DLP por centros mediante el coeficiente de Spearman, r_s , mostró falta de correlación entre la calidad de imagen y la dosis en nuestra estudio ($r_s = 0,15$; $p > 0,05$).

En la Tabla 4.13 se recogen para cada centro los coeficientes de correlación entre el índice de calidad de imagen y el DLP, con una correlación prácticamente nula en los centros 1, 2 y 4 y débil directa en los centros 3 y 5 (coeficientes r_s para estos dos últimos centros de 0,36 y 0,45, respectivamente).

Tabla 4.13. Valores del coeficiente de correlación de Spearman (r_s) entre el índice de calidad de imagen y el DLP, analizados por centros.

	Centro				
	1	2	3	4	5
Coeficiente de correlación (r_s)	-0,10	0,04	0,36	0,05	0,45

DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

5.1 LOS PROTOCOLOS

Los exámenes comprendieron las regiones del tórax y del abdomen superior, lo cual está de acuerdo con la literatura existente, que recoge que para los estudios de extensión y seguimiento del carcinoma de pulmón hay que examinar además de la región torácica, las glándulas suprarrenales. Su alta incidencia de metástasis suprarrenales justifica la necesidad de incluir el abdomen superior en los exámenes de TC para la indicación de cáncer de pulmón (Gillams y col, 1992) y (Nielsen y col, 1982).

Respecto a la región torácica examinada, se incluyó todo el tórax, y sólo en algunos exámenes el estudio comenzó por debajo de los vértices pulmonares, lo cual, como comentaremos en el apartado siguiente de *Evaluación de la calidad de la imagen*, empeoró el cumplimiento de alguno de los criterios de imagen.

En general, los protocolos de realización constan de una única serie tras la administración de contraste yodado por vía intravenosa, menos en el centro 5, que realizaron una serie sin contraste intravenoso en seis exámenes y dos series, sin y con contraste intravenoso, en otros seis exámenes. En los exámenes con dos series, observamos que la dosis de radiación impartida al paciente fue el doble con respecto a los exámenes con una serie, y que además no mejoraba la calidad de la imagen. No obstante, desconocemos si hubo razones clínicas que justificaran la realización de una doble serie. En los seis exámenes realizados sin contraste intravenoso, el cumplimiento del criterio 1.2.8 "reproducción visualmente nítida de los vasos pulmonares grandes y medianos" disminuyó comparativamente con el resto de los exámenes, que se realizaron con contraste i.v. Por tanto, a raíz de lo visto en este trabajo, parece que es suficiente la realización de una única serie con contraste i.v. en los exámenes de TC de tórax para la indicación clínica de cáncer de pulmón.

En todos los centros participantes se realizaron los exámenes de TC según el protocolo para la indicación clínica de carcinoma de pulmón recogido en la encuesta inicial, excepto en uno. En éste, las variaciones en los parámetros técnicos aplicados determinaron que no se siguiera un único protocolo.

En este trabajo se observa que la falta de un protocolo de realización implicó variaciones en los valores de dosis para los exámenes de un mismo centro, con algunos por encima de los valores de referencia propuestos en la Guía Europea y supuso también una disminución de la calidad de imagen con respecto a los centros, que si aplicaban un protocolo; esto mismo ha sido comentado en otros trabajos (Wilting y col, 2001) y (Golding y Shrimpton, 2002). Teniendo esto en cuenta, es recomendable que los centros dispongan de un protocolo estándar de realización para evitar la dispersión innecesaria de parámetros técnicos para la misma indicación. El protocolo debe ajustarse al diseño del equipo y a partir de éste deben buscarse vías de optimización para reducir la dosis sin deterioro en la calidad de la imagen, y con un ajuste de los parámetros a pacientes o situaciones clínicas particulares que no coincidan con el paciente estándar o el examen tipo. En nuestro estudio, los protocolos son diferentes en cada centro, de ahí que el ajuste de los parámetros debe realizarse en cada equipo; además sus diferencias técnicas hacen que resulte difícil la aplicación de un protocolo de realización único que sea intercambiable entre ellos. Por otra parte, si se dispone de un sistema de modulación de intensidad del haz está indicado su empleo de manera rutinaria como se deduce de los resultados del centro 3, que aunque cuenta con este sistema no lo aplicó en todos los exámenes. Lo mismo se recoge en distintos trabajos, que apuntan que el empleo del sistema de modulación permite una reducción apreciable, de hasta un 50%, en la dosis de radiación impartida (Kalender y col, 1999), (Greess y col, 2000) (McNitt-Gray, 2002) e (Itoh y col, 2002).

5.2 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN CLÍNICA

5.2.1 SELECCIÓN DE LAS EVALUACIONES

La evaluación de la calidad de imagen mediante los criterios anatómicos propuestos es una valoración subjetiva que aplica una medida dicotómica ("sí" ó "no"). Por tanto, una posible fuente de error de este sistema de evaluación depende del evaluador, y para evitar este sesgo, los cinco radiólogos realizaron una doble lectura de los cien exámenes de la muestra y posteriormente estas evaluaciones se analizaron estadísticamente. También se examinó el sistema de medida, para lo cual se comparó la medida dicotómica aplicada con un sistema de gradación en cinco categorías (1: inaceptable, 2: malo, 3: regular, 4: bueno y 5: excelente).

El proceso de filtrado de los evaluadores se realizó en dos fases. En una primera fase se aplicó el test de McNemar para el análisis de la coherencia de cada evaluador. Se seleccionó este test en lugar del coeficiente Kappa de Cohen, la otra prueba estadística aplicada, por la adecuación del test de McNemar a las características de nuestro estudio. Dado que los resultados del coeficiente Kappa de Cohen están influidos por la alta prevalencia de cumplimiento de los criterios, lo que no ocurre con el test de McNemar, que atiende básicamente a las discordancias entre ambas lecturas o, en otras palabras, pondera los cambios de opinión del evaluador para ambas lecturas (Kundel y Polansky, 2003). En la segunda fase de selección se empleó el test de Friedman, para evitar el sesgo del evaluador hacia los centros, en la valoración de los exámenes del propio centro como del resto de los centros.

La aplicación de los estadísticos mencionados supuso la eliminación de las evaluaciones de tres de los radiólogos participantes, por no mostrar acuerdo entre las dos lecturas o por sobrevalorar los exámenes del propio centro, con el consiguiente detrimento en la evaluación de los exámenes del resto de los centros. Este sesgo hacia el propio centro se explica, por la habituación a revisar los exámenes propios, lo cual apoya la propuesta de utilizar

evaluadores externos además de los evaluadores del propio centro (Morán y col, 2002).

Para la comparación entre el sistema de medida aplicado -escala dicotómica- con el otro sistema de gradación en cinco categorías que proponen algunos autores (Torp y col, 2001), se llevó a cabo de forma piloto una nueva evaluación. Esta se realizó sobre los cien exámenes de la muestra por uno de los dos radiólogos seleccionados previamente y con el sistema de medida en cinco categorías. Los resultados obtenidos demostraron que cuatro de los seis criterios, que no habían alcanzado el 100% con la medida dicotómica, bajaba su cumplimiento con el sistema de gradación, aunque las diferencias entre los dos sistemas de medida eran inferiores al 20%. En la Figura 5.1 se representan comparativamente los porcentajes de cumplimiento por centros de estos criterios (Morán y col, 2003a). En cuanto al índice de calidad de imagen, disminuyó un 5-7% según centros con el sistema de gradación..

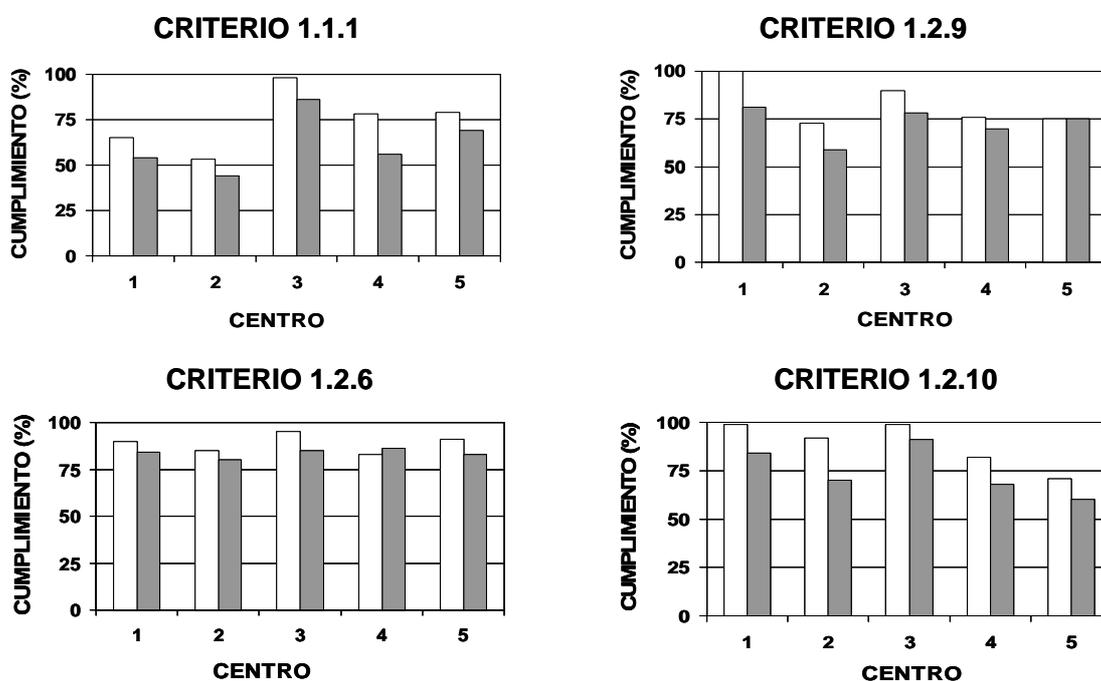


Figura 5.1. Porcentajes de cumplimiento por centros de los criterios 1.1.1; 1.2.6; 1.2.9 y 1.2.10 cuando se evalúan mediante escala dicotómica (barras sin relleno) y mediante escala de 5 categorías (barras rellenas de color gris).

5.2.2 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS EXÁMENES

5.2.2.1 Cumplimiento de cada criterio de imagen

En general, la calidad de imagen de todos los exámenes de la muestra fue buena, cumpliéndose 10 de los 16 criterios de imagen propuestos en la Guía Europea prácticamente en todos los exámenes. Sólo dos criterios de visualización y cuatro de reproducción crítica no se cumplieron siempre.

CRITERIOS DE VISUALIZACIÓN

Criterio 1.1.1, "visualización de la pared torácica completa"

Este criterio tiene la puntuación promedio más baja (74%) (Tabla 4.3) y muestra diferencias entre el centro 3, con un cumplimiento prácticamente del 100% y el resto de los centros, con un cumplimiento medio del 68%. El cumplimiento de este criterio está condicionado a una realización cuidadosa del estudio, por lo que debería cumplirse siempre, simplemente con elegir un FOV o campo de visión adaptado al perímetro de la pared torácica del paciente, incluida la piel. Los exámenes de nuestro estudio en los que el criterio no se cumplió, tenían un FOV demasiado pequeño o un centrado del paciente inadecuado, lateral, inferior o ambos, por lo que había zonas de la pared torácica del paciente que no eran visibles en el examen TC (Figura 5.2). El campo de visión debe ajustarse al diámetro torácico más grande del paciente. Deben evitarse tanto un FOV demasiado pequeño que deje áreas de interés fuera de la observación y puedan quedar ocultas determinadas patologías en la piel, tejido subcutáneo e incluso en las mamas y en la parrilla costal, como un FOV demasiado grande, con el que el criterio se cumpliría, pero a expensas de disminuir la resolución espacial.

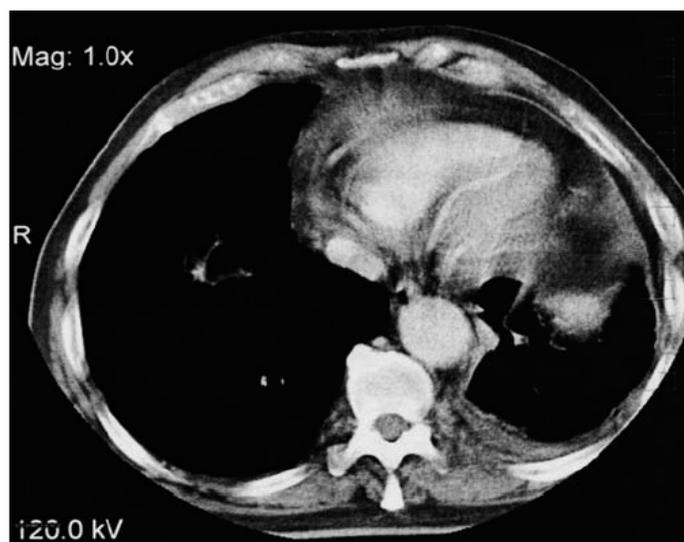


Figura 5.2. TC de tórax. Corte en el que se aprecia un FOV pequeño, no adaptado a las dimensiones del paciente que además está mal centrado. En consecuencia la parrilla costal posterolateral izquierda y la grasa subcutánea de la región posterior del hemitórax derecho no se visualizan.

Criterio 1.1.4 "visualización del parénquima pulmonar completo"

Presentó un promedio de cumplimiento del 94% y sin diferencias significativas entre los centros participantes. El cumplimiento de este criterio está condicionado por el volumen de estudio, que debe extenderse desde los vértices a las bases pulmonares, ambos incluidos. El incumplimiento en algunos exámenes se debió a que su límite superior se situaba por debajo de los vértices pulmonares, pero nunca debido a un acortamiento en el límite inferior, puesto que todos los exámenes incluían el abdomen superior en mayor o menor extensión.

El cumplimiento de este criterio, al igual que el del criterio 1.1.1, depende de la programación del estudio. Aunque para este criterio 1.1.4 es conveniente que se incluyan los vértices pulmonares, no sabemos si hubo justificación clínica para que en alguno de estos exámenes no se estudiaran los vértices

pulmonares. De hecho en la Guía se recoge que para algunas indicaciones clínicas puede ser aceptable un peor cumplimiento de algunos criterios.

Resto de los criterios de visualización

Los otros tres criterios de visualización se cumplen en el 100% de los casos, lo que dificulta llegar a conclusiones prácticas, aunque se pueden realizar algunas observaciones. Los criterios 1.1.2 , "visualización de toda la aorta torácica y la vena cava" y 1.1.3 "visualización del corazón completo" lógicamente se cumplen siempre que el criterio 1.1.4 se cumple, porque la extensión cráneo-caudal de la aorta torácica y la vena cava y del corazón es menor que la del pulmón.

Además, si el criterio 1.1.2 se cumple, también el criterio 1.1.3, porque la aorta torácica completa tiene una extensión caudal mayor que el corazón. Por consiguiente, al cumplirse el criterio 1.1.2 en todos los exámenes de nuestro trabajo no es necesario evaluar el cumplimiento del criterio 1.1.3. Este último criterio resulta redundante y podría eliminarse de la lista de criterios de visualización recogidos en la Guía, sin compromiso aparente para la evaluación de la calidad de imagen, ya que no aporta ningún valor añadido al resto de criterios, quedando los criterios de visualización reducidos a cuatro frente a los cinco propuestos en la Guía (Morán y col, 2003b).

El cumplimiento de estos criterios de visualización depende, como ya hemos apuntado, de una realización cuidadosa del estudio más que de la calidad intrínseca de la imagen, por lo que deberían cumplirse en el 100% de los exámenes, y para ello es bueno que los profesionales implicados en la programación de estas exploraciones conozcan estos criterios.

CRITERIOS DE REPRODUCCIÓN CRÍTICA

A continuación analizaremos cuatro de los once criterios de reproducción crítica, que son los que no se cumplen siempre:

Criterio 1.2.6, "reproducción visualmente nítida del esófago"

Este criterio presentó un promedio de cumplimiento del 89% y sin diferencias significativas entre los centros. Como se ha comentado en la *Metodología*, los cinco evaluadores apreciaron en la reunión preliminar que tenían ciertas dificultades para la evaluación de este criterio, ya que consideraban que estaba definido con poca precisión y que era un criterio de difícil evaluación. Si tenemos en cuenta que el esófago es una estructura mediastínica estrecha y alargada en el eje z, resulta comprensible que sea difícil identificarla en toda su longitud. Decidieron por ello que era suficiente para su cumplimiento que el esófago se visualizara nítidamente en un corte de cada una de las tres regiones anatómicas en que se divide. A pesar de esta redefinición del criterio, no se cumplió todo lo deseado debido en parte a que estos pacientes, a veces caquéticos, tienen poca grasa adyacente al esófago, lo que dificulta su delimitación del resto de las estructuras mediastínicas.

Criterio 1.2.8, "reproducción visualmente nítida de los vasos pulmonares grandes y medianos"

El cumplimiento promedio por centros fue del 97%, con el valor medio más bajo para el centro 5 (92%), el cual muestra diferencias significativas con el resto. El cumplimiento fue del 50% en los doce exámenes del centro 5, en los que no se aplicó contraste intravenoso. Tras realizar en seis de ellos una segunda serie con contraste i.v., el criterio se cumplió al 100%. Por consiguiente, el menor cumplimiento para este criterio en esta centro se explica por los seis exámenes realizados con una única serie sin contraste i.v. Por otro lado y aunque no se ha analizado en este trabajo, el cumplimiento de este criterio deberá depender también del volumen de contraste inyectado y del tiempo transcurrido entre su inyección y la realización del examen.

Como ya hemos indicado en el apartado de *Protocolos*, la realización de exámenes con dos series y la primera sin contraste intravenoso, no aporta mayor calidad de imagen al estudio y supone el doble de dosis de radiación

impartida al paciente. En consecuencia, es aconsejable la realización de entrada del examen con contraste i.v.

Criterio 1.2.9, "reproducción visualmente nítida de los bronquios segmentarios"

Tiene un promedio de cumplimiento del 83% con diferencias significativas entre los centros 2, 4 y 5 (cumplimiento medio del 75%) y los centros 1 y 3 (cumplimiento medio del 95%).

Como los bronquios segmentarios son estructuras intraparenquimatosas pulmonares de pared muy fina y con un curso que es más o menos paralelo o perpendicular al plano de corte, su visualización depende de la resolución a alto contraste en el plano axial y en el eje z. Los parámetros técnicos que están relacionados con la resolución espacial en el plano axial son el algoritmo de reconstrucción y el tamaño del pixel, que viene determinado por la matriz y el FOV seleccionados; mientras que en la resolución en el eje z influyen básicamente la colimación, el *pitch* y el intervalo de reconstrucción.

En lo que se refiere a la colimación y al intervalo de reconstrucción, los centros 2 y 4 que utilizaron colimaciones e intervalos de reconstrucción de 10 mm, tuvieron un cumplimiento significativamente menor que los centros 1 y 3, en los que se emplearon colimaciones de 7 mm e intervalos de reconstrucción de 5 y 7 mm, respectivamente. Esto coincide con los resultados de otros trabajos que apuntan la necesidad del empleo de colimaciones finas en los exámenes de TC de tórax (Paranjpe y Bergin, 1994).

En cuanto al *pitch*, no se ha visto que el empleo de *pitch* mayores de 1, de aproximadamente 1,5, interfiera en el cumplimiento de este criterio, lo cual está de acuerdo con lo recogido en algunos artículos (Costello y col, 1992), (Wright y col, 1996) y (Wang, 1997). Así, el centro 2 que aplicó un *pitch* 1 tuvo peor cumplimiento para este criterio que el resto de los centros con *pitch* 1,5. Un *pitch* mayor de 1 tiene además la ventaja de no comprometer la cobertura longitudinal del examen (Verdun y col, 1996) y (Wilting y Timmer, 1999).

El centro 5, presentó al igual que los centros 2 y 4, un peor cumplimiento para este criterio, aunque en éste no se justificó por la colimación (8/5 mm) y el intervalo de reconstrucción (4/5 mm), aplicados, sino por la matriz empleada para archivar las imágenes de 256x256 pixels, a diferencia del resto de los centros, con matriz de 512x512 pixels.

Otro de los parámetros que a priori influye en el cumplimiento de este criterio es el algoritmo de reconstrucción, aunque en este trabajo no se ha demostrado. De hecho, los centros 2 y 5, que emplearon la misma colimación e intervalo de reconstrucción, pero algoritmos de “alta resolución” y “estándar”, respectivamente no mostraron diferencias significativas para el cumplimiento de este criterio (Tabla 4.3). Por tanto, los parámetros técnicos que han demostrado relación con el cumplimiento de este criterio son la colimación, el intervalo de reconstrucción y la matriz, mucho más que el *pitch* y el algoritmo de reconstrucción.

Criterio 1.2.10, "reproducción visualmente nítida del parénquima pulmonar"

Su cumplimiento medio fue prácticamente del 100% en los centros 1, 2 y 3, que presentaron diferencias significativas con los centros 4 y 5, los cuales tuvieron un cumplimiento medio del 76%. La visualización nítida de las estructuras que forman el parénquima pulmonar, depende de la resolución espacial, determinada básicamente, entre otros parámetros técnicos, por la colimación y el algoritmo de reconstrucción.

De este estudio se deduce una clara relación entre el cumplimiento de este criterio y el algoritmo de reconstrucción. Así, el centro 4, que aplicó un algoritmo “estándar”, tuvo un porcentaje de cumplimiento para este criterio significativamente más bajo que los centros 1, 2 y 3, que emplearon algoritmos de “alta resolución” o próximos. Esto no coincide con las recomendaciones de la Guía Europea de aplicar un algoritmo “estándar / de partes blandas” para el Examen de Tórax, General.

Distintos trabajos señalan la idoneidad de los algoritmos de “alta resolución” para la visualización del parénquima pulmonar (Zwirewich y col, 1989). Los centros de este estudio, que presentaron mejor cumplimiento para este criterio habían aplicado un algoritmo de “alta resolución”, o uno “intermedio” (próximo al de alta resolución y que sirve para la visualización del mediastino y del parénquima pulmonar). Además el algoritmo de reconstrucción, aunque no tiene una relación directa con la dosis, si que su uso inadecuado puede conducir indirectamente a un aumento de la dosis en un intento de identificar mejor algunas estructuras que difícilmente son visibles con un algoritmo inapropiado (McNitt-Gray, 2002).

En el centro 5 el cumplimiento de este criterio se vio comprometido no solo por el empleo de un algoritmo “estándar” al igual que en el centro 4, sino también por la aplicación de una matriz de 256x256 pixels. Efectivamente, el cumplimiento de este criterio bajó de un 82% en el centro 4 a un 71% en el centro 5.

Distintos trabajos recogen que para una buena visualización del parénquima pulmonar se necesita además de un algoritmo de alta resolución, el empleo de colimaciones estrechas (Paranjpe y Bergin, 1994). Sin embargo, en este trabajo no se ha demostrado la relación entre el cumplimiento de este criterio y la colimación, posiblemente debido a que los valores de colimación empleados en todos los centros, están por encima de los indicados para una visualización nítida del parénquima pulmonar.

En general, el cumplimiento de los criterios anatómicos ha sido muy alto (Morán y col, 2004), lo cual está de acuerdo con los resultados obtenidos en otro estudio, piloto llevado a cabo en los países nórdicos, que evalúa la calidad de imagen y la dosis de radiación en los exámenes de Tórax, General, y para otras indicaciones (Cerebro, General y Columna Lumbar, hernia discal) (Torp y col, 2001). Estos resultados demuestran que la calidad de la imagen obtenida con equipos de alta tecnología como los actuales, es muy buena y que la constante mejora técnica de los equipos obliga a que los criterios sean redefinidos de forma continua para adaptarse a dicha evolución tecnológica.

El alto cumplimiento de los criterios anatómicos, con la consiguiente alta calidad de imagen de los exámenes, nos hace suponer que los criterios referidos en la Guía Europea son poco discriminatorios para comparar la calidad de imagen de distintos exámenes. Como recoge la Guía, estos criterios son requisitos básicos y como se ve en este trabajo permiten comparar exámenes de calidad suficiente con otros de escasa calidad, pero no discriminan entre exámenes de buena y muy buena calidad de imagen. El valor intrínseco más importante de los criterios, aún cuando su valoración sea subjetiva, reside en que su evaluación permite comparar estudios de buena calidad de imagen efectuados con diferentes dosis de radiación. Por tanto, estos criterios permiten una mejora de los procedimientos de trabajo para conseguir exámenes de calidad con la menor dosis de radiación posible; esto mismo ha sido demostrado para otras pruebas radiológicas (Vañó y col, 1995a), (Vañó y col, 1995b) y (Cook, 2001).

Los criterios de la Guía 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. Así, en la indicación clínica que nos ocupa, el cáncer de pulmón, quizá pudiera haber diferencias entre los criterios empleados para la estadificación al diagnóstico y los aplicados para el seguimiento de los pacientes tras el tratamiento.

5.2.2.2 Índice de calidad de imagen

El valor medio del índice de calidad de imagen en los centros participantes estuvo por encima del 90%. En todos los centros, menos en el 4, hubo exámenes que alcanzaron un índice de calidad de imagen del 100%, y en ningún centro hubo exámenes con un índice por debajo del 80% (Tabla 4.4).

El índice de calidad de imagen mostró diferencias significativas entre los centros 1 y 3 (cumplimiento medio del 98%) y los centros 2, 4 y 5 (cumplimiento medio del 92%), debido a las diferencias en el cumplimiento de los criterios analizados previamente. Hemos visto que la mejora del cumplimiento de los criterios de visualización, que son por otro lado los que tuvieron el cumplimiento más bajo, depende de medidas tan sencillas como una adecuada programación de los exámenes, y el de los criterios de reproducción crítica, del empleo de contraste por vía i.v., colimaciones e intervalos de reconstrucción por debajo de 10 mm, algoritmos adecuados y matriz de 512x512 pixels.

5.3 ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN IMPARTIDA A LOS PACIENTES

5.3.1 MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

En la Guía Europea se proponen para cada examen-tipo unos valores de referencia de dosis, que como se indica en la propia Guía, su finalidad no es la de servir para un manejo satisfactorio de los parámetros técnicos relativos a la dosis, sino la de identificar un pobre o inadecuado uso de la técnica. Estos valores de referencia definidos para el $CTDI_w$ y el DLP son 30 mGy y 650 mGy·cm, respectivamente, en el examen de Tórax, General (CEC, 1999).

Los valores medios del $CTDI_w$ en los centros participantes estuvieron próximos entre sí y claramente por debajo del valor de referencia; los centros 2 y 4 presentaron valores medios significativamente más altos, que se justifican por la mayor carga del tubo aplicada en estos dos centros. En el equipo del centro 2 se debió a que dispone de detectores de gas, menos eficientes que los de estado sólido del resto de los equipos (Zeman y col, 1993).

En lo que se refiere a los valores del $CTDI_w$ estuvieron por debajo del valor de referencia en los exámenes individuales, menos en un caso extremo del centro 4. Como puede verse en el diagrama de cajas (Figura 4.2), no hubo apenas dispersión en torno al valor medio en los centros 1, 2 y 4, mientras que sí que hubo variaciones de los valores de los exámenes individuales para los centros

3 y 5. Estas variaciones se deben en el centro 3 al no empleo del sistema de modulación en 6 exámenes y a las diferentes cargas aplicadas en los 14 restantes, en los que se usó el sistema de modulación. En el centro 5, se debió a la falta de seguimiento de un protocolo único.

El DLP presentó, al igual que el $CTDI_w$, unos valores medios claramente por debajo del valor de referencia, mientras que los valores para algunos exámenes de los centros 2 y 5 estuvieron por encima de este valor (Figura 4.3). La dispersión de los valores individuales en torno a la media fue más evidente en los centros 3 y 5, y por los mismos factores que se recogen en el párrafo anterior, justificando la dispersión de los valores del $CTDI_w$ en estos dos centros. En el centro 5 la dispersión de los valores del DLP fue más llamativa que la de los del $CTDI_w$ porque a las diferencias en la carga aplicada se unen las variaciones en la extensión examinada en los diferentes exámenes. Efectivamente, en este centro hay exámenes con una y dos series sobre el tórax, lo que supone que la longitud examinada sea del doble en los exámenes con dos series.

El DLP es directamente proporcional al $CTDI_w$ y a la extensión examinada, e inversamente proporcional al *pitch*. Los valores medios de los centros 2 y 5 fueron los más altos y se deben a la aplicación de un *pitch* 1 (centro 2) y al aumento casi al doble de la extensión examinada en los seis exámenes realizados con dos series (centro 5). La aplicación de un *pitch* de 1 en lugar de 1,4 o 1,5 aumenta los valores del DLP, prueba de ello es que el centro 4 con respecto al centro 2, con el mismo valor medio del $CTDI_w$ (19 mGy) y la misma extensión examinada (30 cm), pero con un *pitch* 1,5 en lugar del *pitch* 1 del centro 2, presentó un valor medio del DLP significativamente más bajo (Tabla 4.7). En consecuencia, se concluye que para los exámenes de TC de tórax en la indicación de cáncer de pulmón es más adecuado el empleo de *pitch* mayores de 1 (=1,5) porque suponen una reducción en la dosis de radiación impartida al paciente.

Además, el empleo de *pitch* mayores de 1 no disminuye la calidad de la imagen porque, como hemos visto en el apartado previo de *Evaluación de la calidad de*

Imagen, no se demostró compromiso en el cumplimiento de algunos criterios con el empleo de *pitch* de 1,5.

La realización de seis exámenes con dos series en el centro 5, ha supuesto un incremento significativo en los valores del DLP. Por tanto, está indicada la puesta en marcha de un protocolo de realización para este centro, que disponga de una sola serie con contraste yodado i.v. ya que dos series, sin y con contraste, aumentan la dosis sin ningún valor añadido de calidad a los estudios y sin entrar a enjuiciar aquí su posible valor diagnóstico.

Si se dispone de sistema de modulación de la intensidad se debería emplear de manera rutinaria porque permite reducir la dosis de radiación. Así, en el centro 3, que dispone del sistema de modulación de la intensidad se obtuvo el valor mínimo del DLP para pacientes individuales de toda la muestra de exámenes, precisamente para un examen en el que se aplicó este sistema.

La dosis efectiva (E) está estrechamente relacionada con el DLP en todos los exámenes de la muestra con un factor de correlación $r = 0,99$. El valor estimado del E_{DLP} para toda la muestra mediante una regresión lineal por mínimos cuadrados pasando por el origen fue de $16 \mu\text{Sv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ ($r=0,998$) con un rango entre 14 y $17 \mu\text{Sv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ (Figura 4.5) que está ligeramente por debajo del valor propuesto ($17 \mu\text{Sv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$) en la Guía para el examen de Tórax, General. Por tanto, a partir de los valores del DLP de los exámenes de nuestra muestra y sin necesidad de calcular la E, podemos estimar los riesgos de la radiación en cada paciente, siempre y cuando la región anatómica examinada se mantenga.

5.3.2 DOSIS EN ÓRGANOS

Los órganos más irradiados fueron, en orden decreciente, el timo, el tiroides, los pulmones y las mamas. Estos están incluidos en toda su extensión dentro del tórax, menos el polo superior de ambos lóbulos tiroideos que está justo por encima de los vértices pulmonares. Por consiguiente, una adecuada programación del estudio empezando justo a nivel de la entrada del tórax

evitaría parte de la radiación directa sobre el tiroides. Los mayores valores de dosis en tiroides correspondieron a los exámenes de los centros 2 y 4, porque algunos comenzaban por encima del tórax (Tabla 4.11). La irradiación directa del tiroides está condicionada no sólo por la extensión superior del examen sino también por el posicionamiento del cuello del paciente (Baeza y col, 2003a) (Baeza y col, 2003b). Una situación en hiperextensión con el cuello bien estirado y la barbilla levantada, permite alejar en cierta medida el tiroides del haz de radiación, lo que supone una reducción significativa en la dosis de radiación en tiroides para los exámenes de tórax.

La importancia concedida al tiroides se debe no sólo a que por estar en el límite del volumen de estudio, una cuidadosa programación de la exploración podría evitar en parte su irradiación, sino también a que al ser un órgano muy radiosensible (factor de ponderación de 0,05) tiene un elevado riesgo de cáncer radioinducido (ICRP 60). En nuestro estudio, el rango de dosis tan amplio para el tiroides (3,5-42 mGy) supuso incrementos de la dosis efectiva de hasta un 25% para los exámenes con mayor irradiación de este órgano. Se propone por tanto que en los casos que el seguimiento de determinadas patologías suponga la realización periódica de exámenes de TC de tórax, se comience el estudio justo por debajo de los vértices pulmonares, y se coloque el paciente con el cuello en hiperextensión (Morán y col, 2003c), o bien, se empleen los protectores de bismuto para el tiroides (Beaconsfield y col, 1998).

Los valores estimados de dosis en pulmones, mamas y timo mostraron menor dispersión que los valores del tiroides, porque a diferencia de este último que está normalmente incluido parcialmente en el campo de irradiación, éstos otros están siempre dentro del volumen de estudio con lo cual las variaciones de dosis para estos órganos en los distintos exámenes se justifican por las diferencias en los parámetros técnicos aplicados. Al igual que sucedía con los valores del $CTDI_w$ y el DLP, las mayores dispersiones de los valores de dosis para estos órganos en torno a la media se presentaron en los centros 3 y 5.

En nuestro estudio, el timo fue el órgano que recibió los valores de dosis de radiación más altos. Sin embargo, este órgano no tiene su propio factor de

ponderación como los otros tres órganos incluidos en el grupo de los más irradiados en nuestra serie, sino que pertenece a un grupo de órganos, conocido como el "resto", que tienen un factor de ponderación común. Este factor para la suma de los órganos del "resto" tiene un valor de 0,05. Teniendo en cuenta que el timo es el órgano más irradiado en los cinco centros, y de acuerdo con la propuesta recogida en la ICRP 60, se le consideró un "resto especial" aplicándole un factor de ponderación de 0,025, y dejando el otro 0,025 para los otros órganos que forman parte del "resto".

Respecto a las mamas, son órganos bastante radiosensibles con riesgo de cáncer de mama radioinducido, lo que redundaría en la justificación de la práctica con TC de tórax, y sobre todo en el grupo de mujeres jóvenes (UNSCEAR 2000) y (Real Decreto 815/2001, B.O.E. 14 de Julio de 2001). Distintos trabajos recogen el ahorro de dosis para las mamas que supone el empleo de protectores de bismuto, de hasta un 57% con respecto a los exámenes de tórax realizados sin emplear estos protectores (Hopper y col, 1997); sin embargo, no está claro que no supongan un detrimento en la calidad de imagen de los exámenes.

Comparativamente, en un trabajo previo llevado a cabo en doce equipos de TC secuencial de la Comunidad de Madrid (Ruiz y Calzado, 1995) los valores de dosis para el tiroides, timo, mamas y pulmones estuvieron en general por encima de los de nuestra serie. Solo algunos exámenes de los centros 2 y 5 tuvieron valores de dosis para estos órganos iguales o ligeramente superiores a los obtenidos en ese trabajo.

En cuanto a los valores de las magnitudes de dosis, fueron inferiores a los obtenidos en un trabajo llevado a cabo en quince equipos de la gama CT Pace (Calzado y col, 1998b). Sin embargo, si comparamos con el estudio realizado en los países nórdicos con equipos de características técnicas similares, los valores del $CTDI_w$ fueron mayores en nuestra serie, mientras que los valores del DLP y E estuvieron por debajo, excepto en los centros 2 y 5 (Torp y col, 2001). Según estos resultados, a pesar de que los valores del $CTDI_w$ son altos para todos los centros, hay una tendencia inversa moderada en los valores del

DLP y E en los centros 1, 3 y 4 en los que los valores de dosis administrados al paciente están relativamente optimizados y es en los centros 2 y 5 donde se deberían tomar medidas para reducir la carga del tubo o la extensión total examinada.

5.4 CORRELACIÓN CALIDAD DE IMAGEN-DOSIS

Se establece la correlación entre la calidad de imagen y la dosis de radiación a partir de los valores calculados del índice de calidad de imagen y del DLP para los exámenes de la muestra y analizado por centros. Mediante el coeficiente de Spearman (r_s) se demostró una correlación nula en los centros 1, 2 y 4 y débil en los centros 3 y 5, aunque en este último fue significativa ($p < 0,05$) (Tabla 4.13).

La débil o nula correlación encontrada entre la calidad de imagen y la dosis en los diferentes centros demuestra que hay parámetros dosis independientes que influyen en la calidad de la imagen más que los parámetros directamente relacionados con la dosis. Como hemos ido viendo al analizar cada criterio por separado, la utilización de un FOV inapropiado o el centrado deficiente de los pacientes, una matriz pequeña, o no usar los algoritmos de reconstrucción adecuados, influyen en la calidad de la imagen tanto o más que la carga del tubo, la colimación y el *pitch* seleccionados. La importancia en la calidad de imagen de algunos de estos parámetros ha sido también valorada por otros trabajos (Crawley y col, 2001), (Jurik y col, 1997), (Calzado y col, 2000) y (Ravenel y col, 2001).

La no dependencia demostrada de la calidad de imagen de los exámenes con respecto a los valores de dosis aplicados demuestra que se puede optimizar la práctica reduciendo la dosis sin comprometer la calidad de imagen. En particular, el centro 3 en el que se obtienen exámenes de la misma calidad de imagen (índice de calidad superior al 95% en todos los exámenes) con valores de dosis de radiación en un rango 1:2, se puede reducir la dosis en una

proporción importante, lo que se podría conseguir empleando el sistema de modulación de la intensidad en todos los exámenes.

En cualquier caso es recomendable el disponer de un protocolo de realización que evite la dispersión innecesaria de técnicas para la misma indicación; además el protocolo puede mejorarse, lo que permite la optimización de la práctica buscando exámenes de calidad suficiente con la menor dosis. En el centro 5, en el que se han empleado valores de dosis altos en promedio y con mucha dispersión, las variaciones de dosis se han correlacionado débilmente con las variaciones de calidad de imagen, por lo que convendría establecer un protocolo o al menos evitar el uso de aquellos parámetros de realización (adquisición, administración de contraste y reconstrucción) que impliquen menos calidad de imagen. Además de la necesidad de un protocolo, hay que hablar de la necesidad de una programación del estudio adecuada, con un buen centrado del paciente, unos diámetros del FOV ajustados al tamaño del paciente, valores del *pitch* en torno a 1,5, algoritmos de reconstrucción adecuados y colimaciones por debajo de 10 mm.

La falta de correlación entre los resultados de calidad de imagen y dosis se justifica además de por la influencia de los parámetros independientes de la dosis, porque los criterios anatómicos propuestos en la Guía son muy generales, poco discriminatorios y, por tanto, de fácil cumplimiento con equipos de alta tecnología como los actuales, independientemente de los parámetros técnicos empleados (siempre y cuando éstos no sean totalmente inadecuados).

En general, la calidad de imagen es buena y hay unas posibilidades limitadas de mejora, que se circunscriben a unos pocos criterios en centros concretos. Sin embargo, los valores de dosis pueden reducirse en proporción variable según los centros.

5.5 LIMITACIONES DEL TRABAJO

Entre las limitaciones del trabajo cabe destacar que la utilización de las imágenes de los exámenes grabadas en placa en cada centro, sin analizar la influencia de las diferentes impresiones laser en cuanto a calidad de imagen puede introducir un factor de incertidumbre en los resultados. En relación con este hecho, podía haberse utilizado una estación de trabajo para valorar imágenes en formato electrónico, que es el que se utiliza en la actualidad en la mayoría de los centros. Por otro lado, la utilización de una escala gradual para valorar el cumplimiento de los criterios de calidad de imagen, podría haber mejorado la precisión en la calidad de imagen final. 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 alguno de los centros estudiados, podría estar en parte relacionada con la posibilidad de que algunos pacientes no se ajustaran en tamaño y peso a los requerimientos de la muestra del estudio, dato que no ha sido investigado a posteriori.

CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

1. La calidad de imagen ha sido alta en promedio en los cinco centros participantes, en el rango 91-98%, con un centro en el que todos los exámenes tuvieron un índice de calidad superior al 95%. De los criterios anatómicos propuestos en la Guía Europea de calidad de los exámenes de TC, el 63% (10/16) se cumplieron en todos los exámenes. Los criterios restantes, se han cumplido en los centros en una proporción variable, entre el 53% y el 100%.
2. Los valores medios del índice ponderado de dosis de TC ($CTDI_w$) por centro estuvieron en el intervalo 12-19 mGy. Los del producto dosis-longitud (DLP), estuvieron en el intervalo 268-577 mGy-cm. Dichos valores han estado sistemáticamente por debajo de los valores de referencia propuestos en la Guía Europea. En dos de los centros se han observado dispersiones elevadas en los valores de dosis de los pacientes individuales.
3. Se ha demostrado una falta de correlación entre la calidad de imagen y la dosis de radiación en toda la muestra ($r_s=0,15$). En dos de los centros, en los que ha habido variaciones de dosis entre los pacientes, se ha encontrado una correlación débil ($r_s=0,36$ y $r_s=0,45$). Esta falta de correlación pone de manifiesto la importancia relativa en la calidad de imagen de ciertos parámetros de operación sin influencia directa en las dosis. Los valores de dosis aplicados en todos los centros estuvieron, en general, muy por encima de los valores que pudieran comprometer significativamente la calidad de imagen de los estudios.
4. Se han analizado las vías de optimización de la práctica con TC en los centros, encontrando que el margen de mejora de la calidad de imagen es pequeño. Por el contrario, las posibilidades de reducir las dosis son mayores, en particular en tres de los centros analizados, en los que podría reducirse apreciablemente sin menoscabo de la calidad de la imagen. Hemos analizado en el trabajo las vías concretas para conseguirlo.

5. El valor de referencia del $CTDI_w$ que propone la Guía (30 mGy) está muy por encima de los valores medios estimados en nuestro estudio. El valor de referencia del DLP (650 mGy·cm) es mucho mayor que el obtenido en cuatro de los centros. En ellos, la mediana del DLP obtenida en el estudio puede tomarse como valor inicial de referencia. En el centro restante, al no utilizar los parámetros de adquisición adecuados, se debería buscar algún procedimiento para disminuir las dosis de los pacientes en los estudios.
6. El empleo de un doble sistema de auditoria con evaluadores internos y externos, y de una metodología de análisis de la concordancia inter- e intra-observador nos ha permitido detectar, cuando se han producido, la falta de concordancia entre las dos lecturas de los evaluadores y el sesgo de alguno de ellos en relación con los centros. Ambos elementos, evaluación combinada interna-externa y corrección de las faltas de concordancia, constituyen una base de partida eficaz para este tipo de evaluaciones.
7. En general se ha mostrado que los criterios anatómicos propuestos en la Guía Europea constituyen una herramienta útil para analizar la calidad de los exámenes de TC en la indicación de carcinoma de pulmón. Puesto que los criterios están definidos para exámenes generales de una región anatómica, permiten identificar estudios con insuficiente calidad, pero adolecen de una falta de definición específica para indicaciones clínicas concretas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Albrechtsen J, Hansen J, Jensen LC, Jessen KA, Jurik AC. Quality Control and Image Quality Criteria in Computed Tomography. *Radiat Prot Dosim* 1995; 57(1-4):125-7.

Baeza M, Calzado A, Morán P, 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* 2003a;4:7-17.

Baeza M, Calzado A, Morán LM, Morán P, Rodríguez R. Estimación de dosis de tomografía computarizada en cinco centros para cinco indicaciones frecuentes. Comunicación presentada en el XIV Congreso Nacional de Física Médica, 2003b Vigo.

Beaconsfield T, Nicholson R, Thornton A, Al-Kutoubu A. Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head? *Eur Radiol* 1998;8:664-7.

Berland LL, Smith JK. Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology* 1998;209:327-9.

Calzado A, Rodríguez R, Muñoz A. Quality criteria implementation for brain computed tomography examinations. *Radiat Prot Dosim* 1998a;80(1-3):65-8.

Calzado A, Rodríguez R, López M. Medidas dosimétricas y estimación de la dosis a los pacientes en algunas exploraciones habituales con una gama de equipos de tomografía computarizada. *Radiología* 1998b;40:461-7.

Calzado A, Rodríguez R, Muñoz A. Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations. *Br J Radiol* 2000;73:384-95.

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.

Clarke JC, Cranley K, Kelly BE, Bell K, Smith PHS. Provision of MRI can significantly reduce CT collective dose. *Br J Radiol* 2001;74:926-31.

Coakley FV, Cohen MD, Johnson MS, Hanna MP, Gonin R. Use of sliding thin-slab maximum intensity projection in the detection of simulated pulmonary nodules. *Radiology* 1996;201:S 162.

Cohen J. A coefficient of agreement for nominal scales. *Educ Psychol Meas* 1960;20:37-46.

Cook JV. Radiation protection and quality assurance in paediatric radiology. *Imaging* 2001;13:229-38.

Corbett RH, Faulkner K. Justification in radiation protection. *Br J Radiol* 1998;71:905-7.

Costello P, Dupuy DE, Naporano A. Spiral CT of the thorax with increased table speed: comparative study (abstr). *Radiology* 1992;185(P):132.

Crawley MT, Booth A, Wainwright A. A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved. *Br J Radiol* 2001;724:607-14.

Diederich S, Lenzen H, Windmann R, Puskas Z, Yelbuz TM, Henneken S, et al. Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 1999;213:289-98.

Diederich S, Wormanns D, Heindel W. Low dose CT: new tool for screening of lung cancer? *Eur Radiol* 2001;11:1916-24.

European Guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Report EUR 16260; Office for Official Publications of the European Communities, Brussels (1996).

European Guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262; Office for Official Publications of the European Communities, Brussels (1999). Available at: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>

Gillams A, Roberts CM, Shaw P, Spiro SG, Godstraw P. The value of CT scanning and percutaneous fine needle aspiration of adrenal masses in biopsy-proven lung cancer. *Clin Radiol* 1992;46:18-22.

Golding SJ, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? *Br J Radiol* 2002;75:1-4.

Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W et al. Dose reduction in computed tomography by attenuation based on line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol* 2000;90:79-83.

Henschke CI; McCauley DI, Yankelevitz DF, Naidich DP, McGuinness G, Miettinen OS, et al. Early Lung Cancer Action Project; overall design and findings from baseline screening. *Lancet* 1999;354:99-105.

Hopper KD, King SH, Lobell ME, Tenttore TR, Weaver JS. The breast: in plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT-shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology* 1997;205:853-8.

ICRP Publication 60, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP:Vol. 21 Nos. 1-3*, Pergamon Press, Oxford 1991.

ICRP Publication 73, Radiological Protection and Safety in Medicine, *Annals of the ICRP Vol. 26 No 2*, Pergamon Press, Oxford 1996.

ICRP Publication 87, Managing patients dose in computed tomography, Annals of the ICRP Vol. 30 No 4, Pergamon Press, Oxford 2001.

IEC Medical Electrical Equipment –Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography: International Electrotechnical Commission Standard 60601-2-44. Ed 2 Amendment 1, Geneva, IEC 2003.

Imaging performance assessment of CT (ImPaCT). Dose survey summary. Disponible en: <http://www.impactscan.org/index.htm>.

Itoh S, Ikeda M, Mori Y, Suzuki K. Lung: Feasibility of a Method for Changing Tube Current during Low dose Helical CT. Radiology 2002;224:905-12.

Jones DG, Shrimpton PC. Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Montecarlo techniques. NRPB-SR250. NRPB, Chilton 1990.

Jurik AG, Jessen KA, Hansen J. Image Quality and dose in computed tomography. Eur Radiol 1997;7:77-81.

Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. Eur Radiol 1999;9:323-8.

Kanebo M, Eguchi K, Ohmatsu H, Kakinuma R, Naruke T, Suemasu K et al. Peripheral lung cancer: screening and detection with low-dose spiral CT versus radiography. Radiology 1996;201:798-802.

Kanzawa K, Kawata Y, Niki N, Satoh H, Kakinuma R et al. Computer –aided diagnosis for pulmonary nodules based on helical CT images. Comput Med Imaging Graph 1998;22:157-67.

Kundel HL, Polansky M. Measurement of observer agreement. *Radiology* 2003; 228:303-8.

Leitz W, Axelsson B, Szendrő G. Computed tomography dose assessment a practical approach. *Radiat Prot Dosim* 1995;57:377-80.

Martín Andrés A, Luna del Castillo J. *Bioestadística para las Ciencias de la Salud*. 4ª Edición. Ediciones Norma, 1994.

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. *Am J Roentgenol* 1995;164:603-7.

McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT. *Radiographics* 2002;22:1541-53.

Moore KL. *Anatomía, Orientación clínica*. Editorial Panamericana, 1982.

Morán LM, Rodríguez R, Calzado A, Arenas A, Cuevas A, Baeza M y col. Evaluación de la calidad de imagen y de la dosis en exámenes de TC helicoidal de tórax en pacientes con carcinoma de pulmón. Resultados preliminares. *Radiología*, 2002;44:229-36.

Morán LM, Rodríguez R, Calzado A, Turrero A, Arenas A, Cuevas A y col. Audit of image quality chest general CT examinations. Which observers? Scientific sessions in computed tomography B- 0447, ECR 2003a, Viena.

Morán LM, Rodríguez R, Calzado A, Arenas A, Cuevas A, García Castaño B y col. Assessment of image quality and dose for chest helical CT examination in lung carcinoma. Scientific sessions in computed tomography B-0443, ECR 2003b, Viena.

Morán LM, Rodríguez R, Calzado A, Arenas A, Cuevas A, García-Castaño B y col. Protocolos de TC de tórax para la indicación de carcinoma de pulmón.

Comunicación presentada en el VI Curso Internacional de la SEIT (Sociedad Española de Imagen Torácica), 2003c, Madrid.

Morán LM, Rodríguez R, Calzado A, Turrero A, Arenas A, Cuevas A, García Castaño B y col. Image quality and dose evaluation in spiral chest CT examinations of patients with lung carcinoma. *Br J Radiol* 2004;77:839-46.

Nagel HD. Radiation exposure in computed tomography. Fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology. COCIR, European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries, 2000.

Nielsen ME Jr, Heaston DK, Dunnick NR, Korobkin M. Preoperative CT evaluation of adrenal glands in non-small cell bronchogenic carcinoma. *Am J Roentgenol* 1982;139:317-20.

Paranjpe DV, Bergin CJ. Spiral CT of the lungs: Optimal technique and resolution compared with conventional CT. *Am J Roentgenol* 1994;162:561-7.

Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *Am J Roentgenol* 2001;177:279-84.

Real decreto 815/2001 del B.O.E 14 de Julio de 2001, sobre la justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.

Rogers, LF. Radiation Exposure in CT: Why so high? *Am J Roentgenol* 2001;177:277.

Ruiz S, Calzado A. Tomografía computarizada en la Comunidad de Madrid. Valores de dosis efectiva y colectiva. *Radiología* 1995;37:1-7.

Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Bäuml AA, Hahn K. Radiation dose and image

quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998;71:734-44

Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 1981;8:488-95.

Toth T. Slides of "CT Data Acquisition". Quality Assurance in CT. Course book of the SEFM. Tarragona 2001.

Torp CG, Olerud HM, Einarsson G, Gron P, Leitz W, Servomas 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. Malaga 2001. International Atomic Energy Agency.

Tsapaki V, Kottou S, Papadimitriou D. Application of European Commission reference levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br J Radiol*, 2001;74:836-40.

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 1: SOURCES

Vañó E, Oliete S, González L, Guibelalde E, Velasco A, Fernández JM. 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* 1995a;68:1332-5.

Vañó E, Guibelalde E, Morillo A, Alvarez-Pedrosa CS, Fernández JM. Evaluation of the European image criteria for chest examinations. *Br J Radiol* 1995b;68:1349-55.

Verdun FR, Meuli RA, Bochud FO, Imsad C, Raimondi S, Scnyder P, Valley JF. Image quality and dose in spiral computed tomography. *Eur Radiol* 1996;6:485-8.

Wang G, Vannier MW. Optimal pitch in spiral computed tomography. *Med Phys* 1997;24:1635-9.

Wiltng JE, Zwartkruis A, Van Leeuwen MS, Timmer J, Kamphuis AGA, Feldberg M. A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols. *Eur Radiol* 2001;11:2627-32.

Wiltng JE, Timmer J. Artefacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. *Eur Radiol* 1999;9:316-22.

Woolson RF. Statistical methods for the analysis of biomedical data. New York: John Wiley & Sons, 1987.

Wright AR, Collie DA, Williams JR, Hashemi-Malyeri B, Stevenson AJ, Turnbull CM. Pulmonary nodules: Effect on detection of spiral CT pitch. *Radiology* 1996;199:837-41.

Zeman RK, Fox SH, Silverman PM, Davros WJ, Carter LM, Griego D. Helical (spiral) CT of the abdomen. *Am J Roentgenol* 1993;160:719-25.

Zwirewich ChV, terriff B, Muller NL. High spatial frequency (bone) algorithm improves quality of standard CT of the thorax. *Am J Roentgenol* 1989;153:1169-73.

ANEXOS

ANEXO I. ENCUESTA DE PROTOCOLOS DE REALIZACIÓN DE LOS EXÁMENES

Tipo de examen: TÓRAX

Indicación clínica más frecuente (máximo 3): CA. PULMÓN

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 localizadora plana ('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/ no procede
 Sí
-

Tipo de examen: **TÓRAX**

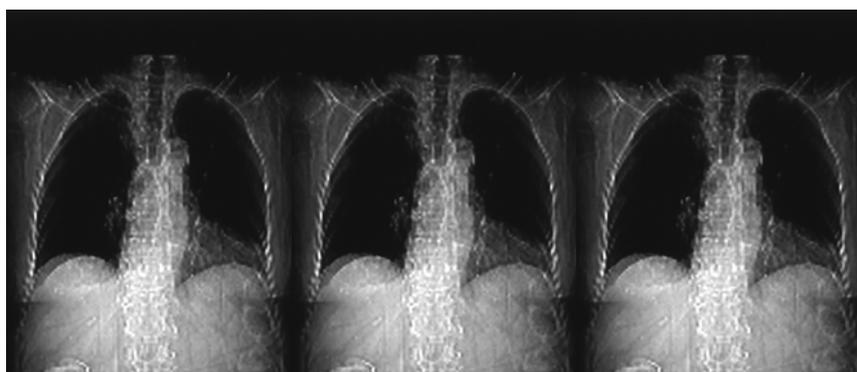
Indicación clínica más frecuente (máximo 3): CA. PULMÓN

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).

Secuencia 1

Secuencia 2

Secuencia 3



9. ¿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	<input checked="" type="radio"/> sí / no	sí / no	sí / no
Si la respuesta anterior es 'no', FOV (mm)			
Espesor de corte (mm)	10		
Tensión del tubo (kV)	120		
Matriz de reconstrucción	512		
Anchura y nivel de ventana	400/40 1500/-400		
Contraste I.V. sí / no	<input checked="" type="radio"/> sí / no	sí / no	sí / no
Si la respuesta anterior es 'sí', indicar el tiempo en segundos entre administración y comienzo de la secuencia	20		

Sólo en caso de barrido espiral	<i>Secuencia 1</i>	<i>Secuencia 2</i>	<i>Secuencia 3</i>
mA	200		
Tiempo para cada vuelta (s)	1		
Desplazamiento de la camilla por vuelta (mm)	15		
Intervalos de reconstrucción (mm)	10		

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. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS EQUIPOS DE TC

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

5. 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 (3^a,4^a,...): Tercera
 Tipo de geometría (rotación/rotación, etc.): Rotación continua
 Rotación continua (Slip/Ring): Sí

5. 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: 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):

<u>tiempo (seg.)</u>	<u>ang.exploracion (grados)</u>
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

5. 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):

<u>tiempo (seg.)</u>	<u>ang. exploración (grados)</u>
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

5. 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: 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.) (grados)	ang.exploracion
-	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

5. 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 <i>gantry</i> , 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”.
. Número de detectores de referencia por arco:	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 No necesita
. Eficiencia total de detección (%):	99 %
. Distancia foco-detectores (cm.):	100,5
. Distancia foco-isocentro (cm.):	57

ANEXO III. HOJA DE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN

TÓRAX, GENERAL

Radiólogo:

REQUISITOS PARA EL DIAGNÓSTICO

Nº de paciente:

Criterios relativos a la imagen

Serie:

1.1 Visualización de:

1. la pared torácica completa.....
2. toda la aorta torácica y la vena cava superior.....
3. el corazón completo.....
4. el parénquima pulmonar completo.....
5. vasos después de la administración de contraste i. v.

1	2	3	TE

1.2 Reproducción crítica

Reproducción *visualmente nítida* de:

1. la aorta torácica.....
2. estructuras del mediastino anterior (con restos tímicos si aparecen).....
3. tráquea y bronquios principales.....
4. tejido paratraqueal.....
5. la carina y su área de ganglios linfáticos.....
6. el esófago
7. el borde pleuromediastínico.....
- 8 vasos pulmonares grandes y medianos.....
9. bronquios segmentarios.....
10. parénquima pulmonar.....
11. el borde entre la pared torácica y la pleura

Validez diagnóstica:

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

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

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

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

Ejemplos de formato de entrada de datos de pacientes para calcular las dosis (continuación):

INTEN. (mA)	COORI (cm)	COORF (cm)	wCTDIn (mGy/mAs)	CTDIn* (mGy/mAs)	LONG ESTUDIO (cm)
200	44.4	74.0	0.089	0.385	29.6
200	46.0	74.0	0.089	0.373	28.0
220	45.5	72.5	0.089	0.373	27.0
200	40.0	73.0	0.089	0.373	33.0
200	40.5	73.5	0.089	0.373	33.0
200	41.0	75.0	0.089	0.373	34.0
200	40.0	71.5	0.089	0.385	31.5
200	40.4	74.0	0.089	0.385	33.6
250	45.0	74.0	0.143	0.515	29.0
200	43.5	74.0	0.089	0.373	30.5
200	41.0	75.0	0.089	0.373	34.0
200	41.0	73.0	0.089	0.373	32.0
200	43.5	73.0	0.089	0.373	29.5
200	43.5	71.5	0.089	0.373	28.0
200	45.5	73.5	0.089	0.373	28.0
200	47.0	75.0	0.089	0.373	28.0
200	48.0	72.0	0.089	0.373	24.0
200	43.5	71.5	0.089	0.373	28.0
200	44.0	72.0	0.089	0.373	28.0
200	41.0	73.0	0.089	0.373	32.0

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 LIr(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--Definición 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
'-----Fin de la limitación al número de pacientes

Sheets("Dosis Pacientes").Activate

For P = 1 To NFilas
    Abierto = 0
    Err = 0
    DLP = 0
    Dosefe = 0
    DOSESO = 0
    wCtdiS = 0
    NC = 0
    NotaError = False
    For I = 1 To 27
        DosisOrgano(I) = 0
    Next I

```

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

PACIENTE	DMO	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	E/DLP	G - SUPRARRENALES
T61	17978	17.8	368	6.3	1.71E-02	2.45E+00
T62	15239	17.8	332	5.5	1.66E-02	1.61E+00
T63	15225	19.5	352	6.0	1.70E-02	1.98E+00
T64	14920	17.8	391	6.7	1.72E-02	8.05E+00
T65	14922	17.8	391	6.4	1.65E-02	6.74E+00
T66	14557	17.8	403	6.6	1.64E-02	5.70E+00
T67	17267	17.8	392	6.6	1.68E-02	8.73E+00
T68	17266	17.8	418	7.1	1.71E-02	7.60E+00
T69	15398	35.8	691	9.8	1.42E-02	3.44E+00
T70	15397	17.8	361	6.0	1.66E-02	2.71E+00
T71	14368	17.8	403	6.6	1.64E-02	5.70E+00
T72	14345	17.8	379	6.5	1.72E-02	5.70E+00
T73	14293	17.8	349	6.0	1.73E-02	2.71E+00
T74	14261	17.8	332	5.4	1.63E-02	2.70E+00
T75	17219	17.8	332	5.5	1.65E-02	1.80E+00
T76	16917	17.8	332	5.5	1.64E-02	1.35E+00
T77	16260	17.8	284	4.7	1.67E-02	1.14E+00
T78	15344	17.8	332	5.4	1.63E-02	2.70E+00
T79	17218	17.8	332	5.5	1.67E-02	2.43E+00
T80	13931	17.8	379	6.5	1.72E-02	5.70E+00

DOSIS EN ÓRGANOS (mGy)

CEREBRO	MAMAS	CRISTALINO	VESICULA	ESTOMAGO	INT - DELG	IGS
3.48E-01	1.32E+01	3.21E-01	7.07E-01	1.29E+00	7.97E-02	1.12E-01
3.20E-01	1.20E+01	2.96E-01	4.90E-01	8.85E-01	5.71E-02	7.90E-02
2.62E-01	1.32E+01	2.61E-01	5.93E-01	1.07E+00	6.68E-02	9.31E-02
2.63E-01	1.25E+01	2.47E-01	1.41E+00	3.40E+00	1.65E-01	2.26E-01
2.91E-01	1.24E+01	2.62E-01	1.28E+00	3.00E+00	1.50E-01	2.05E-01
3.89E-01	1.24E+01	3.42E-01	1.16E+00	2.63E+00	1.35E-01	1.88E-01
2.15E-01	1.35E+01	2.34E-01	1.53E+00	3.69E+00	1.79E-01	2.45E-01
3.49E-01	1.35E+01	3.21E-01	1.41E+00	3.34E+00	1.66E-01	2.27E-01
5.54E-01	2.09E+01	5.11E-01	1.03E+00	1.84E+00	1.15E-01	1.60E-01
3.21E-01	1.22E+01	2.96E-01	7.31E-01	1.39E+00	8.56E-02	1.18E-01
3.89E-01	1.24E+01	3.42E-01	1.16E+00	2.63E+00	1.35E-01	1.88E-01
2.63E-01	1.24E+01	2.47E-01	1.16E+00	2.63E+00	1.35E-01	1.88E-01
2.62E-01	1.22E+01	2.47E-01	7.31E-01	1.39E+00	8.54E-02	1.18E-01
1.97E-01	1.22E+01	2.15E-01	7.30E-01	1.39E+00	8.52E-02	1.17E-01
2.89E-01	1.20E+01	2.62E-01	5.39E-01	9.69E-01	6.09E-02	8.49E-02
3.87E-01	1.18E+01	3.42E-01	4.13E-01	7.34E-01	4.88E-02	6.57E-02
2.14E-01	1.17E+01	2.25E-01	3.61E-01	6.18E-01	4.15E-02	5.67E-02
1.97E-01	1.22E+01	2.15E-01	7.30E-01	1.39E+00	8.52E-02	1.17E-01
2.16E-01	1.22E+01	2.25E-01	6.84E-01	1.27E+00	7.84E-02	1.10E-01
2.63E-01	1.24E+01	2.47E-01	1.16E+00	2.63E+00	1.35E-01	1.88E-01

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

IGI	CORAZON	RIÑONES	HIGADO	PULMONES	OVARIOS	PANCREAS
1.78E-02	1.75E+01	4.91E-01	1.92E+00	1.64E+01		1.96E+00
1.26E-02	1.36E+01	3.42E-01	1.33E+00	1.37E+01		1.35E+00
1.58E-02	1.59E+01	4.09E-01	1.60E+00	1.55E+01	1.07E-02	1.62E+00
3.68E-02	1.82E+01	1.10E+00	5.43E+00	1.67E+01		4.14E+00
3.36E-02	1.81E+01	9.81E-01	4.88E+00	1.66E+01		3.70E+00
3.02E-02	1.80E+01	8.84E-01	4.35E+00	1.66E+01		3.35E+00
3.99E-02	1.98E+01	1.19E+00	5.89E+00	1.80E+01		4.49E+00
3.72E-02	1.97E+01	1.09E+00	5.41E+00	1.81E+01	3.96E-02	4.11E+00
2.61E-02	2.65E+01	7.05E-01	2.76E+00	2.53E+01		2.80E+00
1.93E-02	1.69E+01	5.29E-01	2.07E+00	1.58E+01		2.12E+00
3.02E-02	1.80E+01	8.84E-01	4.35E+00	1.66E+01		3.35E+00
3.02E-02	1.80E+01	8.83E-01	4.34E+00	1.65E+01		3.34E+00
1.92E-02	1.69E+01	5.28E-01	2.07E+00	1.57E+01		2.11E+00
1.92E-02	1.69E+01	5.27E-01	2.07E+00	1.56E+01	1.43E-02	2.11E+00
1.44E-02	1.45E+01	3.72E-01	1.46E+00	1.42E+01		1.47E+00
1.11E-02	1.19E+01	2.89E-01	1.12E+00	1.29E+01		1.12E+00
9.43E-03	1.01E+01	2.42E-01	9.42E-01	1.20E+01		9.42E-01
1.92E-02	1.69E+01	5.27E-01	2.07E+00	1.56E+01		2.11E+00
1.71E-02	1.65E+01	4.83E-01	1.89E+00	1.53E+01	1.35E-02	1.94E+00
3.02E-02	1.80E+01	8.83E-01	4.34E+00	1.65E+01		3.34E+00

PIEL	BAZO	TESTICULOS	TIMO	TIROIDES	VEJIGA	UTERO
3.77E+00	1.46E+00	0.00E+00	2.34E+01	2.78E+01	4.42E-03	
3.30E+00	1.03E+00	0.00E+00	2.14E+01	2.56E+01	3.04E-03	
3.48E+00	1.23E+00		2.35E+01	1.98E+01	3.50E-03	1.15E-02
3.78E+00	3.74E+00	1.37E-03	2.18E+01	2.10E+01	8.20E-03	
3.78E+00	3.26E+00	1.37E-03	2.18E+01	2.37E+01	7.67E-03	
3.93E+00	2.86E+00	1.37E-03	2.18E+01	2.76E+01	6.40E-03	
3.93E+00	4.05E+00	1.48E-03	2.36E+01	1.28E+01	8.90E-03	
4.21E+00	3.64E+00		2.36E+01	2.78E+01	8.44E-03	3.21E-02
5.89E+00	2.10E+00	0.00E+00	3.71E+01	4.43E+01	5.55E-03	
3.56E+00	1.55E+00	0.00E+00	2.16E+01	2.56E+01	4.87E-03	
3.93E+00	2.86E+00	1.37E-03	2.18E+01	2.76E+01	6.40E-03	
3.68E+00	2.85E+00	1.37E-03	2.17E+01	2.10E+01	6.40E-03	
3.42E+00	1.55E+00	0.00E+00	2.16E+01	2.10E+01	4.87E-03	
3.26E+00	1.54E+00		2.15E+01	1.18E+01	4.87E-03	1.64E-02
3.27E+00	1.12E+00	0.00E+00	2.14E+01	2.36E+01	3.18E-03	
3.30E+00	8.79E-01	0.00E+00	2.13E+01	2.76E+01	2.91E-03	
2.85E+00	7.44E-01	0.00E+00	2.10E+01	1.49E+01	2.37E-03	
3.26E+00	1.54E+00	0.00E+00	2.15E+01	1.18E+01	4.87E-03	
3.27E+00	1.43E+00		2.15E+01	1.50E+01	4.29E-03	1.49E-02
3.68E+00	2.85E+00	1.37E-03	2.17E+01	2.10E+01	6.40E-03	