

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGIA Y MEDICINA FISICA

**ANALISIS DE LAS REDUCCIONES DE DOSIS A LOS
PACIENTES, DERIVADAS DE LA APLICACION DE
PROGRAMAS DE OPTIMIZACION DE LA PROTECCION
RADIOLOGICA EN RADIODIAGNOSTICO**

**Directores: Prof. Dr. Eliseo Vañó Carruana
Prof. Dr. Cesar Sánchez Alvarez Pedrosa**

**Memoria presentada por Adolfo Velasco Crespo para optar al grado de Doctor
en Medicina.**

Madrid, 1994



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA
28040 MADRID

ELISEO VAÑO CARRUANA, Catedrático de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, y

CESAR SANCHEZ ALVAREZ PEDROSA, Catedrático de Radiología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid y Jefe del Departamento de Diagnóstico por la Imagen del Hospital Universitario San Carlos,

CERTIFICAN: que D. Adolfo Velasco Crespo ha realizado bajo su codirección trabajos de investigación, que han permitido elaborar la Memoria titulada "**Análisis de las reducciones de dosis a los pacientes, derivadas de la aplicación de programas de optimización de la protección radiológica en radiodiagnóstico**", para optar al grado de Doctor en Medicina.

Consideran que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para ser aceptado por esta Universidad y defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste, firman el presente documento en Madrid a 22 de noviembre de 1994.

Vº Bº Directores de la Tesis

Fdo.: Eliseo Vaño Carruana

Fdo.: César Sánchez Álvarez-Pedrosa



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA
28040 MADRID

JOSE LUIS CARRERAS DELGADO, Director del Departamento de Radiología y Medicina Física de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICA: que el trabajo titulado "**Análisis de las reducciones de dosis a los pacientes, derivadas de la aplicación de programas de optimización de la protección radiológica en radiodiagnóstico**", realizado por D. Adolfo Velasco Crespo y dirigido por los Profesores D. Eliseo Vañó Carruana y D. César Sánchez Alvarez-Pedrosa, ha sido informado favorablemente en Consejo de Departamento el 19 de octubre de 1994, para optar al grado de Doctor.

Y para que así conste, firmo el presente certificado en Madrid, a 25 de noviembre de 1994.

Fdo. J.L. Carreras Delgado

Radiología y Medicina Física
Universidad Complutense de Madrid
Fdo. J. L. Carreras Delgado

AGRADECIMIENTOS.

Al Prof. Dr. Eliseo Vañó Carruana, por admitirme en el grupo de trabajo que él dirige, por haber dirigido esta tesis, y por haber estado siempre disponible para mis consultas, a pesar de sus múltiples obligaciones.

Al Prof. Dr. César Sánchez Alvarez-Pedrosa, por haber aceptado la dirección compartida de esta tesis, y por haber facilitado la realización en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario San Carlos, de gran parte del trabajo que finalmente ha llevado a la redacción de esta memoria.

Al Prof. Dr. Luciano González García, por sus valiosas aportaciones en toda la labor investigadora y por sus excelentes sugerencias para publicar parte de los resultados obtenidos.

A los miembros del grupo interdisciplinario de trabajo de la Cátedra de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, y en particular a : Alfonso Calzado Cantera, Margarita Chevalier del Río, Victor Delgado Martínez, José Miguel Fernández Soto, Eduardo Guibelalde del Castillo, Angel Luis Llorca Díaz, Pilar Morán Penco, M^a Jesús Ruiz Pérez de Villar y Salvador Ruiz Sanz, por sus aportaciones en las distintas etapas de la realización de esta memoria.

Al Dr. Leopoldo Arranz y Carrillo de Albornoz, que me inició en mis conocimientos sobre protección radiológica, y en su día sugirió la línea de trabajo que me ha llevado hasta la presentación de esta memoria.

Al Dr. Santiago Oliete, por sus importantes aportaciones como radiólogo, y en cuanto a evaluación de la calidad de las imágenes radiológicas.

Al Dr. Carlo Maccia, del "Centre d'Assurance de Qualité des Applications Technologiques dans le domaine de la Santé" (Cachan, Francia) por acogerme en dos ocasiones en su centro de trabajo, y por haber compartido conmigo sus investigaciones.

Al Dr. Renato Padovani del "Servizio de Fisica Sanitaria" del "Ospedale Maria della Misericordia" (Udine, Italia), por recibirme en el Servicio de Física Médica, y haberme proporcionado la ocasión de ampliar la muestra de pacientes de esta tesis, con casos de su hospital.

A todo el personal del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario San Carlos, que en todo momento han facilitado el desarrollo de nuestros proyectos de investigación.

Al Prof. Dr. Fco. Javier Martín Santos, por haber facilitado la realización de parte del trabajo de investigación de esta tesis, en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Príncipe de Asturias de Alcalá de Henares, y por su interés y constantes apoyos.

A todo el personal del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Príncipe de Asturias de Alcalá de Henares, por su colaboración en parte del trabajo experimental realizado, y en particular, a los radiólogos Fernando Aguado Bustos, M^a Angeles Cruz Díaz, M^a Isabel Fernández Martínez y José Escribano Vera, que han aportado su valiosa experiencia como evaluadores de la calidad de las imágenes, llevando a cabo la lectura de los casos.

Este trabajo ha sido realizado con la ayuda de una Beca de Formación de Personal Investigador en España, concedida por el Ministerio de Educación y Ciencia para el período 1991-1993.

INDICE.

INTRODUCCION.	1
Objetivos.	13
METODOLOGIA.	16
1. Centros sanitarios estudiados.	16
2. Tipos de exploraciones radiológicas analizadas.	20
3. Población estudiada.	24
4. Dosimetría de pacientes.	36
4.1. Magnitudes dosimétricas.	36
4.1.1. Dosis absorbida.	36
4.1.2. Dosis equivalente.	37
4.1.3. Dosis equivalente efectiva y dosis efectiva.	38
4.1.4. Dosis efectiva colectiva.	42
4.2. Medidas y estimaciones dosimétricas.	42
4.2.1. Dosis superficial.	42
4.2.2. Producto dosis-área.	46
4.2.3. Dosis en órganos.	49
4.2.4. Dosis equivalente efectiva.	50
4.2.5. Dosis efectiva colectiva.	55
4.3. Otros métodos dosimétricos: Dosimetría Biológica.	55
5. Calidad de imagen.	57
6. Controles de calidad.	65
7. Instrumentación dosimétrica.	66
8. Gestión informática.	68
8.1. Adquisición de datos.	69
8.2. Tratamiento informático de los datos obtenidos.	71
9. Interacción con los Servicios de Radiodiagnóstico.	71

RESULTADOS Y DISCUSION.	74
1. Dosimetría de pacientes.	74
1.1. Resultados dosimétricos en el hospital universitario "San Carlos". Discusión.	75
1.1.1. Estudios "complejos" del aparato digestivo.	100
1.2. Resultados dosimétricos en centros del programa piloto de control de calidad. Discusión.	106
1.3. Resultados dosimétricos en los centros participantes en el "2dn European Trial". Discusión.	109
1.4. Resultados dosimétricos en el Servicio de Radiodiagnóstico del hospital "Príncipe de Asturias" (evaluación de un sistema de radiografía computarizada). Discusión.	114
2. Calidad de imagen.	126
2.1. Resultados de la evaluación en imágenes de objetos de test.	126
2.2. Resultados de la evaluación con criterios de calidad de las imágenes clínicas en el Servicio de Radiodiagnóstico del hospital "Príncipe de Asturias" (evaluación de un sistema de radiografía computarizada). Discusión.	127
3. Protocolos de exploración (grafía) en estudios "complejos".	140
3.1. Esófagogastroduodenal.	141
3.2. Tránsito intestinal.	142
3.3. Enema opaco.	143
3.4. Urografía intravenosa.	144
4. Controles de calidad de los equipos.	146
4.1. Resultados obtenidos en centros del programa piloto de control de calidad. Discusión.	146
4.2. Resultados obtenidos en el Servicio de Radiodiagnóstico del hospital "Príncipe de Asturias" (evaluación de un sistema de radiografía computarizada). Discusión.	149

CONCLUSIONES.	155
----------------------	-----

ANEXO I: Agrupación de los estudios radiológicos realizados en el hospital universitario "San Carlos", a efectos de estimaciones dosimétricas.	159
---	-----

ANEXO II: Formularios.	173
-------------------------------	-----

1. Formulario "CONTROL DE EXPLORACIONES Y PROTOCOLOS. RESUMEN DIARIO DE SALA".	175
--	-----

2. Instrucciones y formulario para exploraciones de tórax, adaptado del documento de la CE XII/173/90, sobre criterios de las imágenes en radiodiagnóstico y del European Trial 1991.	176
---	-----

3. Formulario "DOSIMETRIA A PACIENTES. ESTUDIOS SIMPLES".	181
---	-----

4. Formulario "ESTUDIOS COMPLEJOS. ENCUESTA PROTOCOLOS DE EXPLORACION".	182
---	-----

5. Formulario "DOSIMETRIA A PACIENTES EN RADIODIAGNOSTICO. DATOS DE EXPLORACIONES COMPLEJAS" (GDD, TI, EO y UIV).	183
---	-----

6. Formulario "GARANTIA DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO, CONTROL DE CALIDAD Y MEDIDAS DOSIMETRICAS".	184
---	-----

ANEXO III: Metodología empleada para la realización de los controles de calidad.	187
---	-----

1. Tubos de rayos X y generadores.	188
------------------------------------	-----

1.1. Primera Capa Hemirreductora (CHR) y filtración.	188
--	-----

1.2. Coincidencia campo de luz - campo de radiación.	190
--	-----

1.3. Perpendicularidad y centrado del haz de rayos X.	190
---	-----

1.4. Tamaño del foco.	191
-----------------------	-----

1.5. Exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (kVp).	192
---	-----

1.6. Exactitud del tiempo de exposición.	193
--	-----

1.7. Reproducibilidad de las condiciones seleccionadas (tiempo de exposición y kVp).	194
1.8. Reproducibilidad de la dosis.	194
1.9. Linealidad con el tiempo de exposición.	194
1.10. Linealidad con la corriente (mA).	195
1.11. Reciprocidad de mAs.	195
1.12. Forma de onda.	196
1.13. Comprobación del exposímetro automático.	196
1.14. Control de calidad en tomografía convencional. Altura y ángulo del plano del corte.	197
2. Equipos de fluoroscopia.	197
2.1. Máxima tasa de exposición al paciente.	197
2.2. Control automático de brillo.	198
2.3. Amplitud de la señal de video.	198
2.4. Rango Dinámico (comprobación del monitor de TV - escala de grises).	199
2.5. Distorsión geométrica y tamaño del campo.	200
2.6. Ruido (umbral de sensibilidad a bajo contraste).	200
2.7. Resolución.	201
2.8. Homogeneidad en la resolución.	201
2.9 Umbral de sensibilidad a bajo contraste en función del tamaño.	201
2.10. Pruebas de carácter invasivo.	202
3. Procesadoras.	203
3.1. Control sensitométrico. Velo, velocidad y contraste.	203
3.2. Medida del pH.	205
3.3. Control del tiempo total de procesado.	205
3.4. Control de la temperatura de revelado.	205
4. Negatoscopios.	206
4.1. Brillo y uniformidad.	206
4.2. Iluminación ambiental de las salas.	207

5. Control de cartulinas de refuerzo. Test de contacto cartulina-película.	207
6. Calidad de imagen.	208
6.1. Resolución espacial.	208
6.2. Umbral de sensibilidad (alto y bajo contraste).	208
Instrumentación utilizada para control de calidad.	209
ANEXO IV: Simulación de protocolos de realización de estudios "complejos".	211
1. Exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (kVp).	212
2. Producto dosis-área medido en cada imagen ("grafía").	213
3. Producto dosis-área en "grafía", en estudios "complejos".	216
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.	233
INDICE DE TABLAS Y FIGURAS.	249
Tablas.	249
Figuras.	253
ABREVIATURAS.	258

NOTA.

En relación con la terminología, es necesario aclarar que durante el tiempo empleado en la realización de este trabajo, se han producido cambios en las recomendaciones internacionales sobre algunos términos. Así, con motivo de la publicación nº 60 de la CIPR (ICRP, 1991), la denominación de la magnitud "dosis equivalente efectiva" y su significado han cambiado por la de "dosis efectiva".

Por otra parte, los últimos acuerdos internacionales a nivel europeo han propiciado cambios de denominaciones, como la de la Comunidad Europea (CE) que pasó a llamarse Unión Europea (UE), y la de la Comisión de las Comunidades Europeas (CCE) que ahora se llama Comisión Europea (COE).

INTRODUCCION.

El ser humano está expuesto continuamente a las radiaciones ionizantes. Esta exposición tiene varios orígenes, fuentes de radiación natural como los rayos cósmicos y la radiación ambiental por elementos radiactivos naturales, y fuentes de origen artificial empleadas en medicina, industria y en la producción de energía nuclear, entre otras.

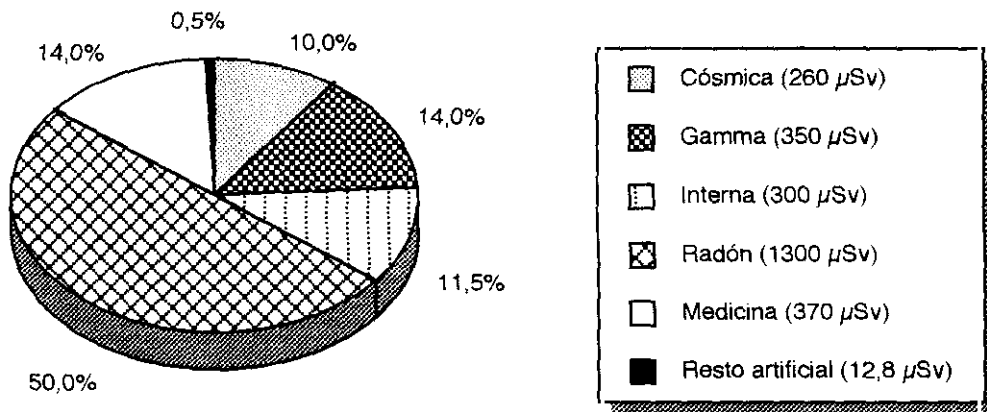


Figura 1

En el Reino Unido, la utilización de las radiaciones ionizantes para el diagnóstico o el tratamiento de las enfermedades constituye la exposición principal de la población a fuentes artificiales de radiación (figura 1) (Hughes, 1993). Los rayos X empleados para la detección precoz o para el diagnóstico de las enfermedades representan la mayor parte de esa exposición. Por lo tanto, la reducción de dosis a los pacientes de radiodiagnóstico será uno de los mejores métodos para reducir la exposición de la población.

Las dosis individuales de radiación debidas al radiodiagnóstico son usualmente bajas, si las comparamos con las que se pueden recibir en otras aplicaciones médicas, pero su contribución a la dosis efectiva colectiva es muy importante, al ser muy numerosa la población expuesta. No obstante, algunos individuos también reciben

dosis altas, bien por ser sometidos a determinados procedimientos específicos que suelen impartir esos niveles de dosis, como por ejemplo en radiología intervencionista, o por la repetición de estudios. Además, en muchos casos el paciente está sano o con escasa patología, lo que hace que el beneficio diagnóstico obtenido sea nulo o muy limitado.

En el Reino Unido, alrededor del 90% de la dosis a la población por todos los posibles tipos de radiación (sin considerar la radiación natural de fondo), se debe a las aplicaciones médicas de los rayos X (Figura 2)(NRPB, 1992).

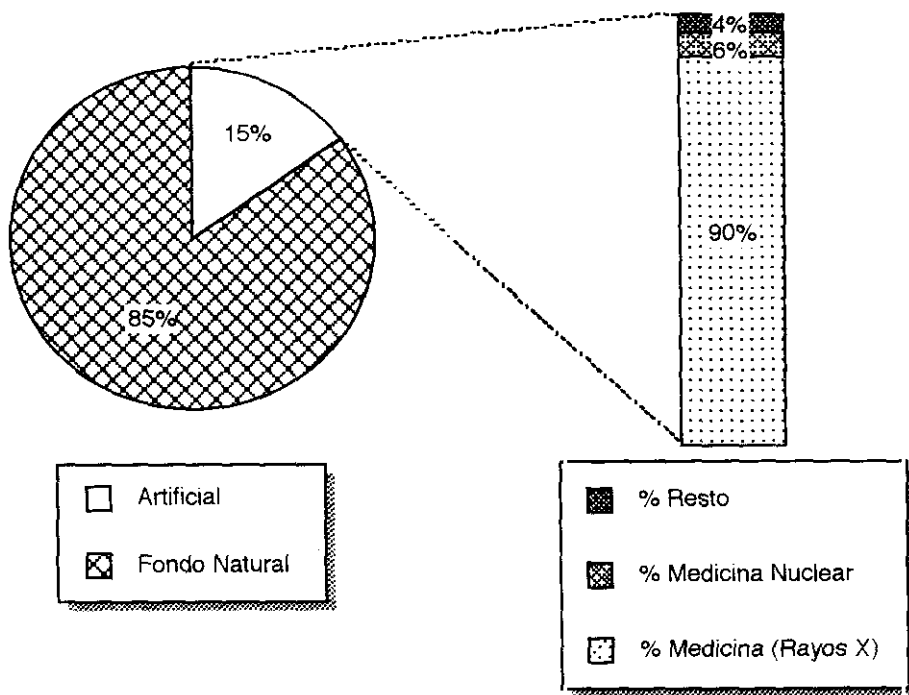


Figura 2

El Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Ionizantes (UNSCEAR), definió en 1988 cuatro niveles de cuidados de salud, basándose en el número de habitantes por médico (UNSCEAR, 1988). Los países con el nivel mayor, el I, son aquellos en los que hay más de un médico disponible por cada 1000 a 3000 habitantes (es el caso de España). En promedio, en los países de éste grupo se realizan cerca de 800 exploraciones radiográficas anuales

por cada 1000 habitantes (tabla I)(UNSCEAR, 1993).

País	Nº de estudios por 1000 habitantes	País	Nº de estudios por 1000 habitantes
Australia (1985-1990)	560	Luxemburgo (1985-1990)	810
Bélgica (1985-1990)	1.290	Malta (1985-1990)	320
Canadá (1985-1990)	1.050	Nueva Zelanda (1985-1990)	640
Cuba (1985-1990)	620	Noruega (1985-1990)	620
Checoslovaquia (1985-1990)	920	Polonia (1985-1990)	660
Dinamarca (1985-1990)	510	Portugal (1985-1990)	700
España (1985-1990)	570	Reino Unido (1980-1984)	460
E.U.A. (1985-1990)	800	R.D.Alemania (1985-1990)	1.100
Finlandia (1985-1990)	870	R.F.Alemania (1985-1990)	1.030
Francia (1985-1990)	990	Rumanía (1985-1990)	470
Holanda (1985-1990)	530	Suecia (1985-1990)	520
Italia (1980-1984)	740	Suiza (1980-1984)	1.040
Japón (1985-1990)	1.160	U.R.S.S. (1985-1990)	990
Kuwait (1985-1990)	720		

Tabla I

Datos más recientes indican que en la Comunidad de Madrid con 4.800.000 habitantes (CM), en 1989 se realizaron 680 exploraciones con rayos X por 1000 habitantes (sin tener en cuenta la radiología dental, las exploraciones con fines militares y de salud laboral), lo que correspondía a una dosis equivalente efectiva por año y habitante de 1,21 mSv, y una dosis efectiva colectiva de 5.830 persona.Sv (Vañó, 1991a).

El radiodiagnóstico y la radioterapia fueron las primeras aplicaciones en las que se consideró la importancia de emplear procedimientos de Protección Radiológica (PR). Inicialmente se consideraba la limitación de la exposición de los profesionales

que realizaban estas prácticas médicas más importante que la de los pacientes, ya que se estimaba que éstos obtenían un importante beneficio diagnóstico o terapéutico, lo que justificaba sus dosis. Sin embargo, el radiodiagnóstico se empleaba cada vez más, y surgían nuevas aplicaciones como por ejemplo, la detección precoz de enfermedades como la tuberculosis. Por otra parte, se empezaba a reconocer que las bajas dosis recibidas por los pacientes representaban un riesgo colectivo genético significativo, con aparición de efectos en la descendencia, y un riesgo colectivo somático también importante, en particular la aparición de cáncer con el tiempo. El análisis de los cambios radioinducidos en los ácidos nucleicos, los estudios a largo plazo tras irradiación o exposición interna a radionucleidos, y las observaciones epidemiológicas en el hombre, han confirmado que el cáncer es uno de los posibles efectos somáticos de una exposición a dosis bajas de radiación.

Con la firma del tratado EURATOM (Roma, 25 de marzo de 1957) se definió la responsabilidad de la entonces llamada Comisión de las Comunidades Europeas (CCE), y hoy denominada Comisión Europea (COE), para “establecer estándares básicos de seguridad para proteger la salud de los trabajadores y la del público en general y asegurar su cumplimiento” (Artículos 2b, 30 y 39 del tratado), y para “estudiar los efectos nocivos de las radiaciones en los organismos vivos” (Anexo I, VI del tratado). Por lo tanto, se regularon dos aspectos de la PR, la investigación y el régimen jurídico aplicable tanto en el campo de la medicina como en el de la industria. Las actividades de la CCE en PR comenzaron con acciones preparatorias en 1958/59 y tomaron una forma concreta en 1961 (CEC, 1990a).

La investigación en PR es una de las actividades de la COE dirigida a “mejorar la calidad de vida” de la población de los estados miembros. El Programa de investigación en PR iniciado por la CCE se desarrolló en cinco fases hasta 1984 y una sexta en el período 1985-89. Durante los años 70 se centró en el radiodiagnóstico, dando importancia a los siguientes aspectos (CEC, 1990a):

- evaluación de las dosis recibidas por los pacientes en los distintos procedimientos, así como el público en general.
- estandarización y optimización de los parámetros con los que se realizan los procedimientos diagnósticos.
- control y optimización de la calidad de imagen radiográfica para obtener el máximo de información con una exposición razonable del paciente y a ser posible con un bajo coste.
- desarrollo de consideraciones de riesgo-beneficio inicialmente en estudios rutinarios de detección precoz en los que no existe en principio una indicación médica individual, también en estudios que se realizan frecuentemente o que hacen uso de nuevas técnicas, y finalmente en estudios en los que existe posibilidad de elección entre técnicas que hacen uso de radiaciones ionizantes y técnicas que no.

Se han realizado estudios nacionales en los diferentes estados miembros de la Unión Europea (UE), para analizar los procedimientos de trabajo, el funcionamiento de los equipos y las exposiciones de los pacientes (Cunningham, 1988; Maccia, 1988; Padovani, 1987; Shrimpton, 1986; Vañó, 1989). Los resultados han revelado la existencia de diferencias significativas entre los diferentes estados e incluso dentro de regiones de un mismo país, viéndose la necesidad de estandarizar estos procedimientos de trabajo. Si se seleccionan criterios similares para su realización como, número representativo, instrumentación y estimación de dosis, los resultados indicarían más claramente las variaciones en los procedimientos y explicarían, al menos en parte, las diferencias encontradas.

La calidad de la imagen se vio que era un factor crítico en la reducción de dosis, por lo que, un grupo de expertos de la UE preparó el documento “Criterios de Calidad de Imágenes en Radiodiagnóstico”. Este documento ha sido revisado en 1990 (CEC, 1990b), y traducido a todos los idiomas oficiales de los países comunitarios. Se refiere sólo a algunas exploraciones simples realizadas a pacientes adultos y seleccionadas por la frecuencia de realización o por su contribución a la dosis efectiva colectiva, y da indicaciones sobre la calidad de la imagen, las dosis a la entrada y las técnicas radiográficas correctas.

Con la misma filosofía, la CCE promovió en 1989 a un grupo de radiólogos pediátricos europeos, miembros del Comité de Optimización de la Radiología Pediátrica de la Sociedad Europea de Radiología Pediátrica, para elaborar otro documento similar adaptado a las particularidades de la radiología pediátrica (CEC, 1992a).

Se han realizado a nivel europeo dos intercomparaciones de dosis y calidad de imagen en radiodiagnóstico de pacientes adultos, según las recomendaciones del grupo de expertos de la UE. El análisis de los resultados de la segunda intercomparación, correspondientes a los cuatro centros españoles participantes, se comentará a lo largo de esta tesis.

Un grupo de investigadores de la Cátedra de Física Médica de la Universidad Complutense (CFM) se incorporó al Programa de investigación en PR de la CCE, en octubre de 1986, con el Proyecto “Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico”. La primera etapa finalizó en diciembre de 1989, fue prorrogado hasta diciembre de 1991, posteriormente hasta abril de 1992, y finalmente hasta 1994. Se han utilizado parte de los datos obtenidos durante el período 1986-1992 para la realización de esta tesis.

El trabajo correspondiente al proyecto de investigación, se realizó entre otros centros, en cuatro grandes hospitales de la CM, el Hospital Universitario San Carlos, el Hospital de la Princesa, el Hospital Doce de Octubre y el Hospital Militar Central Gómez Ulla, y en dos ambulatorios, Hermanos Miralles y Avenida de Portugal. Se consideró importante ampliar la muestra al radiodiagnóstico pediátrico, por lo que también se incluyó al Hospital Nacional Infantil Niño Jesús.

Los objetivos del proyecto fueron, la realización de estudios experimentales para determinar las condiciones de exposición ambiental, evaluar las dosis individuales y colectivas y los riesgos globales debidos al radiodiagnóstico médico, así como otros datos de interés para implantar programas de Garantía de Calidad (GC). Se tomaron en consideración tanto las dosis recibidas por los miembros del público como por los profesionales expuestos y por los pacientes.

Durante el primer año, se comenzó analizando en cada centro, tres salas de características similares. Posteriormente se evaluó la mayoría de las salas. Se determinaron las dosis en superficie en los estudios más frecuentes realizados en cada sala, con las técnicas de trabajo habituales. A partir de esos datos se calcularon las dosis equivalentes efectivas para los pacientes, utilizando factores de maniqués matemáticos, y considerando los factores de ponderación de órganos y tejidos de la publicación 26 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) (ICRP, 1977). También se realizaron medidas de dosis en órganos con ayuda de un maniquí antropomórfico, para lograr una mejor aproximación en algunas exploraciones.

Después de volver a analizar los datos epidemiológicos, la CIPR en su publicación 60 (ICRP, 1991) ha recomendado el uso de unos factores de riesgo y ponderación diferentes a los de 1977. Al aplicar los nuevos factores, las estimaciones de las dosis efectivas variarían significativamente en más o en menos, dependiendo del tipo de exploración (Vañó, 1991b). En las nuevas recomendaciones se adopta el

modelo multiplicativo para la estimación de riesgos, y se consideran también los cánceres no fatales, la pérdida de tiempo de vida y los riesgos genéticos en todas las generaciones. En cuanto a los factores de ponderación para órganos y tejidos, se han modificado los órganos que componen el “resto”, y su contribución al riesgo total.

Finalmente, y como parte del proyecto de investigación señalado se planteó un programa piloto de GC, dedicado sobre todo a los parámetros técnicos y físicos de los equipos de rayos X y de la cadena de obtención de la imagen. El procedimiento habitual comprendía una primera fase de evaluación dosimétrica de pacientes y realización de algunos controles de calidad básicos. En una segunda fase se verificaba la eficacia de las acciones correctoras introducidas, reevaluando las dosis a los pacientes y la calidad de la imagen, en las salas y tipos de exploraciones en las que se consideraba procedente.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido la Garantía de Calidad en radiodiagnóstico médico como: “el esfuerzo organizado por parte del personal operativo de un equipo para asegurar que las imágenes usadas para el diagnóstico y producidas por dicho equipo son de una calidad lo suficientemente alta como para proporcionar constantemente información diagnóstica adecuada con el coste más bajo posible y con la mínima exposición posible del paciente a la radiación” (OMS, 1982). La optimización de la PR y la aplicación de programas de GC en radiodiagnóstico, deberían tener como resultados la disminución del número de estudios no justificados, de las dosis medias por estudio, y en definitiva, de la dosis efectiva colectiva. Sin olvidar que las medidas que se tomen para reducir las dosis recibidas por los pacientes provocarán también una reducción en la exposición del personal expuesto. Además, estos programas también permiten conseguir ahorros económicos sustanciales, por ejemplo, al disminuir la repetición de películas y el tiempo necesario para dichas repeticiones.

Los controles de calidad (CCA) además de permitir conocer mejor los parámetros de las técnicas utilizadas en los Servicios de Radiología, posibilitan la optimización del coste del mantenimiento, y en caso de funcionamiento incorrecto, confieren al radiólogo argumentos técnicos objetivos en sus exigencias a los fabricantes y servicios técnicos. En el caso de los fabricantes, estos programas les pueden asistir para mejorar el diseño de los equipos considerando los requisitos tanto de la profesión médica como de una baja exposición de los pacientes.

En la práctica, la puesta en marcha de un programa de GC implica asegurar que el equipo funciona correctamente con unas pruebas de aceptación, y comprobar con unas pruebas de constancia o reproducibilidad, que su funcionamiento no se deteriora durante su vida útil. También hay que comprobar que el funcionamiento del equipo no se altera con las operaciones de mantenimiento.

Un último aspecto que debe ser contemplado por los programas de GC, es el de la formación del personal, de forma que éste, conozca cuales son los objetivos del mismo y cual es su participación.

Volviendo al tratado EURATOM antes citado, y a las responsabilidades para la UE de él derivadas, es preciso recordar que también se establecía la necesidad de desarrollar un régimen jurídico aplicable. En la práctica, ese régimen jurídico se ha definido con la publicación de las siguientes directivas europeas:

- 84/466/EURATOM. Directiva por la que se establecen medidas fundamentales relativas a la PR de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos. Hay que destacar las recomendaciones prácticas incluidas en el Anexo:
- Ninguna actividad radiológica debería efectuarse sin indicación médica.

- Los exámenes radiológicos individuales o colectivos, incluyendo los exámenes de medicina nuclear, efectuados con carácter preventivo, sólo deberían efectuarse cuando estén médica o epidemiológicamente justificados.

- Deberían promoverse técnicas alternativas capaces de ser al menos tan eficaces desde el punto de vista del diagnóstico o desde el punto de vista terapéutico y que impliquen un riesgo menor para la salud.

El campo de aplicación de la Directiva y de estas recomendaciones, no incluye el uso de las radiaciones ionizantes en el ámbito de la investigación científica.

- 80/836/EURATOM, Directiva relativa a la protección sanitaria de la población y los trabajadores contra los peligros que resultan de las radiaciones ionizantes (Directiva que está siendo revisada con la Propuesta modificada de Directiva del Consejo 93/C 245/06, COM(93) 349 final, de 9 de septiembre de 1993, y que la deroga en el Artículo 59).

Además de las directivas derivadas del EURATOM, el Consejo de la UE, a adoptado en 1993 la Directiva 93/42/CEE relativa a los productos sanitarios. Tiene como objetivo esencial el mantenimiento o mejora del nivel de protección ofrecido a pacientes, usuarios y otras personas, y pretende regular y armonizar las condiciones para el diseño, la fabricación y la venta de equipos médicos. No afecta a la aplicación de las Directivas 80/386/EURATOM y 84/466/EURATOM. Esta Directiva va dirigida a los Estados miembros para que la adopten en forma de disposiciones legales, reglamentarias y administrativas (antes del 1 de julio de 1994), y la apliquen a partir del 1 de enero de 1995.

Por otra parte, y con el objetivo de armonizar los requisitos básicos de seguridad, el Comité Europeo de Normalización Electrotécnica (CENELEC), ha considerado necesario adoptar una serie de normas internacionales de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), como la IEC 601-1 (Segunda Edición, 1988), “Medical electrical equipment: General Requirements”. Esta norma fue adoptada inicialmente como documento de armonización HD 395.1., y posteriormente como norma europea EN 60 601.1., que por definición es de obligada aceptación, para todos los organismos de normalización nacionales componentes del Comité Europeo de Normalización (CEN) (Velasco, 1991a). En España, ha sido editada por la Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR) con la denominación de norma UNE 20.613.93 (1) 1M.

Como consecuencia de las Directivas del EURATOM, y para adaptar nuestra legislación a la comunitaria, en España se han publicado tres reales decretos y una resolución, relacionados con la PR y los equipos de rayos X:

- Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos. Esta disposición traslada a nuestra legislación la 84/466, destacando que las exposiciones a las radiaciones ionizantes deberán realizarse al nivel más bajo posible, estar médicamente justificadas, y realizadas bajo la responsabilidad de médicos, odontólogos o podólogos, con conocimientos en PR. Especifica que no se podrán efectuar exámenes radioscópicos directos sin intensificador de imagen; que todas las instalaciones deberán someterse a una vigilancia estricta de la Administración Sanitaria competente en cuanto a los criterios de calidad en radiodiagnóstico, radioterapia y medicina nuclear, para garantizar la PR del paciente; la necesidad de un experto cualificado en radiofísica para esas instalaciones, y además, obliga a hacer un Censo Nacional de Instalaciones.

- Real Decreto 1891/1991, de 30 de diciembre, sobre instalación de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico. Tiene como objeto regular la utilización de equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico y los requisitos a cumplir por las empresas suministradoras de estos equipos. Es de destacar la especificación 4ª. del punto 1.2. del Anexo I, que dice: “El titular de la instalación solicitará de una entidad autorizada por el MIE o de un SPR o UTPR, propia o contratada, que efectúe el control de calidad de los equipos y la vigilancia de los niveles de radiación en los puestos de trabajo, como mínimo anualmente, y siempre que se modifiquen las condiciones habituales de trabajo o se detecte alguna irregularidad que afecte a la protección radiológica”.

- Real Decreto 53/1992, de 24 de enero, por el que se aprueba el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes. Esta disposición traslada a nuestra legislación principalmente la 80/836 (Directiva que está siendo revisada con la Propuesta modificada de Directiva del Consejo 93/C 245/06, COM(93) 349 final, de 9 de septiembre de 1993, y que la deroga en el Artículo 59).

Los límites de dosis indicados para personas profesionalmente expuestas y para el público, es previsible que sean próximamente revisados en concordancia con las nuevas recomendaciones de la ICRP (ICRP, 1991).

Objetivos.

Vista la problemática general de la PR y la GC en radiodiagnóstico, y con la intención de analizar y evaluar posibles reducciones de dosis a los pacientes, se plantearon los siguientes objetivos para la realización de esta tesis:

1. Estudio de los procedimientos de realización de los exámenes radiológicos, tanto simples como complejos, en lo referente a los aspectos que pudieran repercutir en la PR.

En el caso de los estudios simples, revisión de los parámetros técnicos seleccionados para la realización de los mismos. Cuando se detecte algún caso en el que no sean los más adecuados, se propondrán las correspondientes modificaciones para conseguir la optimización. Se medirán las dosis superficiales antes y después de la optimización, y se determinarán las reducciones de dosis que pueden conseguirse de este modo, sin deterioro de la calidad de la imagen.

En el caso de los estudios complejos, se considerarán los dos aspectos integrantes de los mismos, la fluoroscopia y la grafía. En cuanto a la fluoroscopia, se tratará de definir los factores que más influyen en las dosis impartidas a los pacientes (en exploraciones complejas del aparato digestivo). En lo referente a la grafía, se hará una comparación de los protocolos utilizados en varias salas de hospitales, ambulatorios, centros privados e incluso algún centro sanitario extranjero, y se buscarán posibles reducciones de dosis que no comprometan la eficacia diagnóstica de estas exploraciones.

2. Análisis de los resultados de los controles realizados dentro del Programa Piloto de Control de Calidad. Se profundizará en el estudio de las anomalías más frecuentemente detectadas, y de los casos más representativos en cuanto a reducciones

de dosis.

3. Valoración de las dosis impartidas a los pacientes. Se medirán las dosis antes y después de cada optimización introducida o propuesta, tanto en los equipos como en los procedimientos de realización de las exploraciones. De este modo podrán determinarse las reducciones de dosis que es posible conseguir, manteniendo una calidad de imagen adecuada:

- con la aplicación de un programa completo de control de calidad.
- con la optimización de los equipos.

Más específicamente y en un gran hospital de Madrid, se analizarán algunos aspectos de la práctica del radiodiagnóstico y su evolución durante un período de cinco años, con especial atención a los siguientes puntos:

- clasificación de las exploraciones en grupos según criterios dosimétricos.
- obtención de las distribuciones por edad y sexo de cada grupo de estudios. Análisis de su repercusión en el riesgo radiológico.
- evolución del número de exploraciones de los distintos grupos, y de índices como la relación radiografías/exploración de cada tipo de estudio, contemplando correcciones por tiempo de averías (sobrecarga por averías de otras salas) y otras incidencias similares (aumento del número de citaciones por entrada en servicio de equipos nuevos, remodelación de ambulatorios del área de salud del hospital, etc.).
- en cada grupo se obtendrán las dosis equivalentes efectivas promedio para cada grupo de exploraciones, ponderando la carga de las distintas salas que

realicen un mismo tipo de exploración. En las exploraciones en las que no se hayan medido las dosis, se evaluarán por procedimientos indirectos (medidas del producto dosis por área o estimaciones a partir de medidas realizadas por otros autores).

- se estimará la contribución a la dosis colectiva y se seleccionarán los estudios más importantes por su repercusión en la misma.

Por último, se ha planteado la necesidad de valorar las reducciones de dosis que pueden conseguirse con la utilización de nuevas tecnologías como la radiografía computarizada con soporte primario de imagen radiosensible, fotoestimulable por láser y luminiscente. Se prestará una atención especial a la calidad de la imagen, evaluándola con ayuda de los criterios de calidad de imagen propuestos por un grupo de expertos de la UE.

METODOLOGIA.

1. Centros sanitarios estudiados.

El trabajo experimental correspondiente al proyecto de investigación del Programa de la CCE, ha sido realizado en centros sanitarios de la CM: en tres grandes hospitales dependientes del Instituto Nacional de la Salud, que disponen de un total aproximado de 4.000 camas y prestan atención sanitaria al 36 % de la población de la CM; en el Hospital Militar Central; en varios ambulatorios que atienden a una población entre 150.000 y 300.000 habitantes (Vañó, 1991a), y en algunos centros sanitarios privados. Al comienzo del proyecto de investigación, los cuatro hospitales estudiados presentaban las características que se indican en la tabla II (González, 1988).

HOSPITAL	Clínico de "San Carlos"	"Doce de Octubre"	"Gómez Ulla"	"La Princesa"
Nº aprox. de estudios radiológicos al año	150.000	220.000	120.000	60.000
Personal habitual activo en el Servicio de Radiodiagnóstico (nº)	127	175	54	84
Equipos de rayos X (nº)	45	54	25	19

Tabla II

Posteriormente, se amplió la muestra de salas de radiodiagnóstico evaluadas, y desde 1989 hasta 1992, el grupo de investigadores de la CFM evaluó 100 salas de 27 centros sanitarios (tabla III). En total, se realizaron 231 controles, incluyendo medidas de las dosis recibidas por los pacientes en uno o varios tipos de exploraciones, y controles de calidad de los equipos (cada control incluía habitualmente la verificación

CENTRO	SALAS CONTROLADAS
Ambul. "Argüelles"	1
Ambul. "Avda. de Portugal"	7
Centro de Prev. y Diag. Precoz del Cáncer	1
Centro de Salud Las Aguilas	1
C.S. Conde de Oliveto (Pamplona)	1
Consult. INSALUD c.Alonso Cano, 44	1
H. "Doce de Octubre"	5
Fundación Jiménez Díaz"	1
H. "Gómez Ulla"	12
Ambul. "Hermanos Aznar"	8
H.C.U. "San Carlos"	24
Ambul. "Hermanos Miralles"	6
H. "La Princesa"	3
H. "Eloy Gonzalo"	1
H. "Niño Jesús"	4
PR1 *	4
PR2 *	3
PR3 *	1
PR4 *	1
PR5 *	1
PR6 *	1
PR7 *	2
PR8 *	2
PR9 *	4
PR10 *	3
H. "Ramón y Cajal"	1
U. Móvil "Prog. de detecc. precoz del cáncer" (Comunidad Foral de Navarra)	1

*En los centros sanitarios privados, se adoptó la clave "PR#" para su identificación.

Tabla III

de varios parámetros, y en varios casos, dentro de un mismo control se revisaron varias unidades). En la figura 3 se muestra la distribución por tipo de los controles realizados y el procedimiento que se siguió.

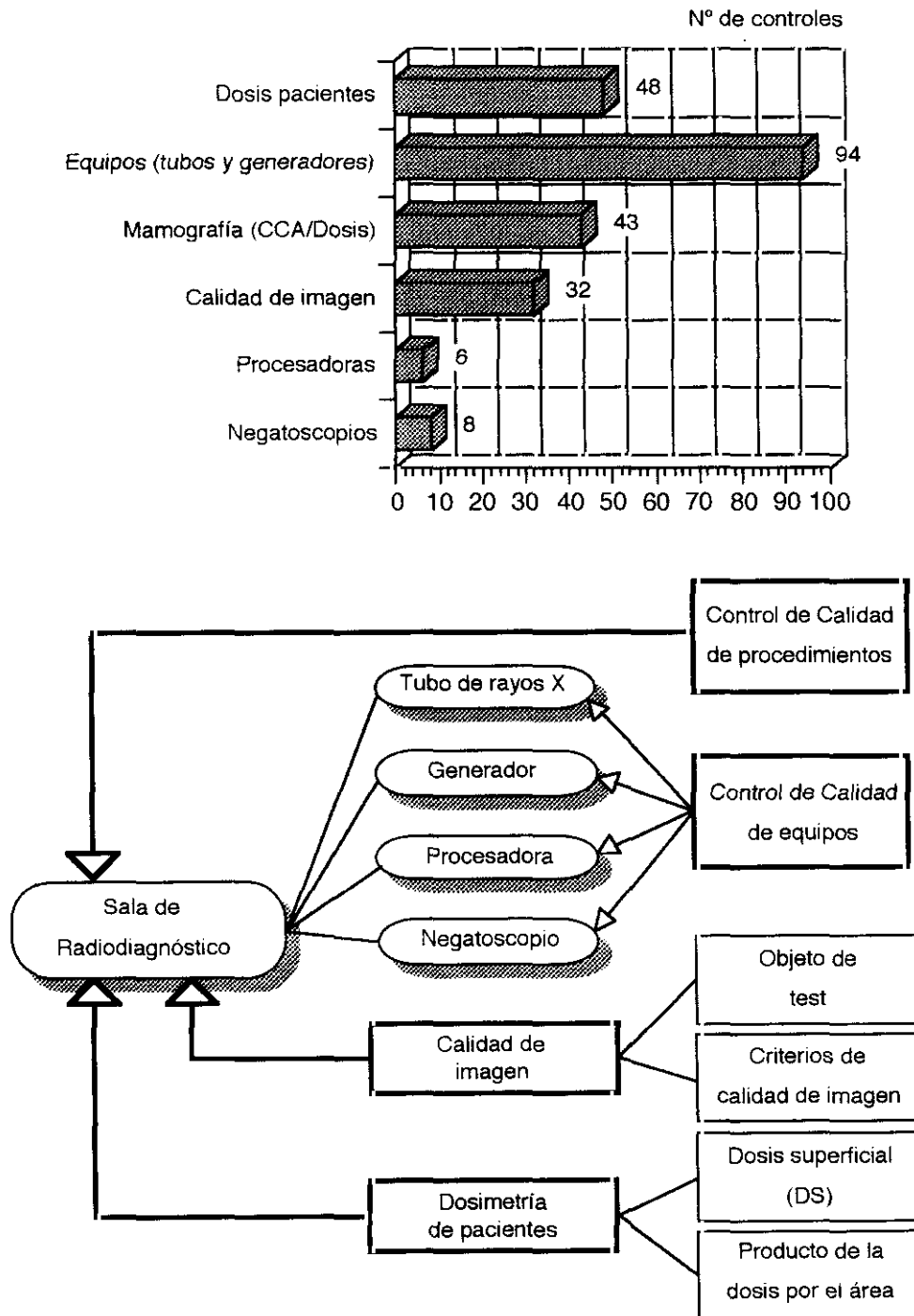


Figura 3

El Hospital Universitario San Carlos (HUSC) ha sido el centro en el que se ha realizado la mayor parte del trabajo experimental. Durante el período de tiempo

comprendido entre 1986 y 1990, en el HUSC no se modificó substancialmente ni su dotación de equipos, ni su personal, ni la población asistida. En ese período, el radiodiagnóstico se realizaba en 29 salas (entre las que se incluían 2 que contaban con tomógrafo asistido por ordenador (TAC)), y con 19 equipos portátiles para uso en quirófanos y unidades de cuidados intensivos. Todos estos equipos eran manejados por 42 radiólogos y por 71 técnicos. Además, había 2 equipos de angiografía cardiopulmonar, atendidos por 11 especialistas en hemodinámica y 12 técnicos. En 1989, el HUSC disponía de 1.521 camas, se realizaron 32.170 ingresos y se prestó atención en policlínicas y urgencias a 297.138 pacientes.

El HUSC presta atención a una población de 650.000 usuarios potenciales (Moreno, 1991), aunque se supone que esa cifra puede incrementarse hasta en un 30%, debido a pacientes no asignados específicamente (Moreno, 1991) y que también utilizan los servicios del hospital.

El Hospital Príncipe de Asturias (HPA) de Alcalá de Henares fue el segundo centro estudiado en detalle. En el servicio de radiodiagnóstico de este hospital, funciona un sistema de radiografía computarizada (RC), que fue instalado en el marco del Programa Eureka (Proyecto EU 269 “MEDIM”¹), y que no había sido evaluado previamente desde el punto de vista dosimétrico.

La RC realizada con soporte primario de imagen radiosensible, fotoestimulable y luminiscente es una innovación técnica reciente, en el campo de la imagen diagnóstica (entre otras como las pantallas de tierras raras y emulsiones fotográficas avanzadas). Esta tecnología permite reducir el número de estudios repetidos por errores en la técnica de exposición y las dosis recibidas por los pacientes, sin olvidar que las imágenes digitales (alrededor del 20 % de las producidas en un departamento de diagnóstico por la imagen), también pueden ser tratadas, transmitidas a larga

¹ “Medical Digital Information System”

distancia y guardadas en un archivo electrónico.

En el servicio de radiodiagnóstico del HPA se analizaron cuatro salas (tanto los equipos como los procedimientos técnicos de realización de las exploraciones) y se valoraron las reducciones de dosis que podían conseguirse con la RC (teniendo siempre en cuenta que se debía mantener la calidad de la imagen), en exploraciones radiológicas de tórax, mama, columna lumbar y unión lumbosacra, pelvis y abdomen urológico (antes y después de inyectar el contraste). Las exploraciones evaluadas en el HPA, representaron en 1993 el 19,2% (figura 4) de las realizadas (considerando también los estudios de TAC), lo que correspondió en cifras globales a 16.558 exámenes radiológicos.

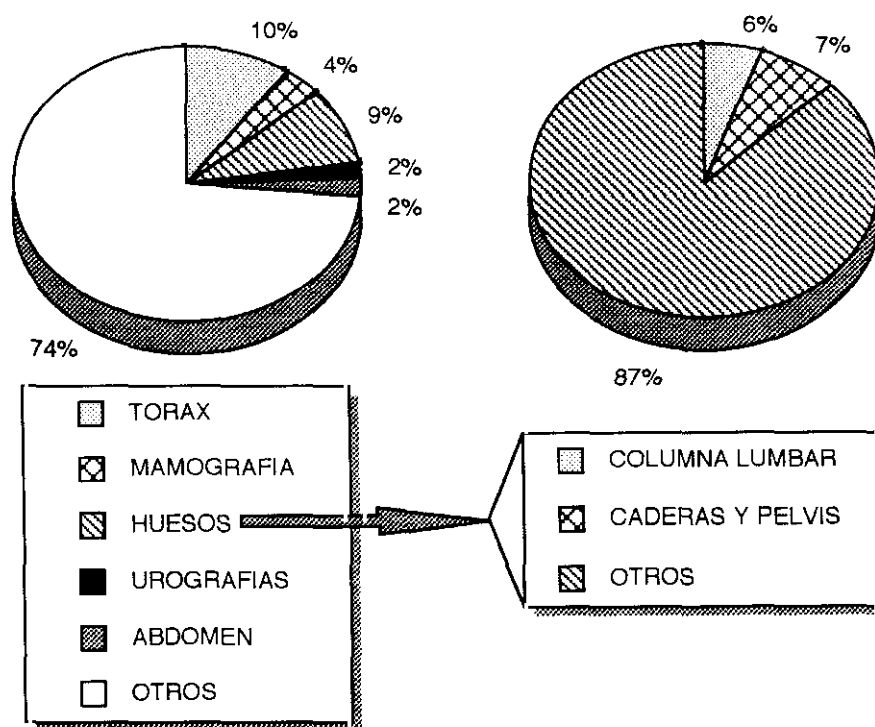


Figura 4

2. Tipos de exploraciones radiológicas analizadas.

Las exploraciones radiológicas presentan una gran variabilidad en lo relativo a los procedimientos empleados, y a las partes del cuerpo irradiadas, lo que significa

una gran heterogeneidad en las dosis absorbidas por los órganos más radiosensibles. Por lo tanto, es preciso clasificar los estudios según los procedimientos empleados y los órganos y tejidos irradiados (UNSCEAR, 1988). Además, la clasificación por tipo de estudio es necesaria para calcular la dosis efectiva colectiva debida al radiodiagnóstico (Beentjes, 1990).

De acuerdo con los procedimientos empleados, se han clasificado las exploraciones en “simples”, es decir, aquellas en las que se no se utilizan medios de contraste, ni visualización fluoroscópica, y en “complejas”. Estas últimas se caracterizan por un número elevado y variable de exposiciones (con distintos tamaños de imagen), por el uso de visualización fluoroscópica (a veces durante minutos) para localizar estructuras anatómicas, y por el empleo de medios de contraste.

En las tablas IV y V, se presenta la relación de todos los estudios radiológicos (“simples” y “complejos”) que han sido analizados en cuanto a procedimientos o a dosis, en alguna de las etapas de este trabajo. Se incluyen las proyecciones y las claves que se asignó a cada una de ellas para facilitar la toma de datos y su posterior tratamiento informático.

En el caso concreto del HUSC, se disponía de la clasificación de los exploraciones, realizada por el propio hospital. Todos los exámenes radiológicos estaban clasificados en 281 tipos diferentes (110 en el caso de pacientes en edad pediátrica). A partir de esa clasificación inicial, se establecieron 16 grupos principales (tabla VI), a efectos de las estimaciones de dosis según el criterio de órganos y tejidos irradiados. Las exploraciones de TAC, de angiografía (periférica y cardiopulmonar) y pediátricas, dada su especificidad fueron incluidas en apartados propios. La columna vertebral fue dividida en tres modalidades, para una mejor atribución de dosis a las regiones afectadas. Además, se estableció un grupo denominado “otros” con los estudios radiológicos restantes que no eran susceptibles de ser incluidos en los grupos

ESTUDIO	PROYECCION	CLAVE
abdomen	anteroposterior	AB.AP
abdomen	oblicua	AB.OB
abdomen	anteroposterior (urología)	AB.AP (uro.)
cadera	anteroposterior	CAD.AP
caderas y pelvis	anteroposterior	CYP.AP
caderas y pelvis	axial/oblicua	CYP.AX/OB
caderas y pelvis	lateral	CYP.LA
columna cervical	anteroposterior	cc.AP
columna cervical	lateral	cc.LA
columna dorsal	anteroposterior	CD.AP
columna dorsal	lateral	CD.LA
columna lumbar	anteroposterior	CL.AP
columna lumbar	lateral	CL.LA
columna lumbar	oblicua	CL.OB
columna total	anteroposterior	COT.AP
columna total	lateral	COT.LA

Tabla IV

principales. En el Anexo I, se indican todos los exámenes radiológicos que han sido incluidos en cada uno de los 17 grupos principales.

En los listados suministrados por el Servicio de Informática del HUSC durante los años 1986 a 1990, se incluía el número de estudios y de imágenes por estudio realizados cada año en cada uno de los 281 tipos de estudios (110 correspondientes también a pediatría). Esta información se utilizó para calcular la dosis efectiva colectiva y para analizar la evolución del radiodiagnóstico durante ese período de cinco años.

De entre todos los tipos de exploraciones ya indicados, se prestó una atención

ESTUDIO	PROYECCION	CLAVE
cráneo	anteroposterior	CR.AP
cráneo	lateral	CR.LA
cráneo	posteroanterior	CR.PA
parrilla costal	anteroposterior	PC.AP
parrilla costal	oblicua	PC.OB
enema opaco		EO
extremidad inferior		EXI
extremidad superior		EXS
esófagogastroduodenal		GDD
senos paranasales	posteroanterior	SPN.PA
tórax	anteroposterior	TOR.AP
tórax	lateral	TOR.LA
tórax	posteroanterior	TOR.PA
unión lumbosacra	lateral	ULS.LA
unión lumbosacra	anteroposterior	ULS.AP
urografía intravenosa		UIV

Tabla V

especial a aquellos estudios en los que se disponía de valores de referencia de dosis (CEC, 1990b; Shrimpton, 1986; Vañó y col, 1992b; Calzado, 1991). Normalmente son aquellos que más contribuyen a la dosis efectiva colectiva, bien por el número alto de exploraciones, o por las elevadas dosis impartidas por estudio. Estas exploraciones radiológicas son: abdomen, columna cervical, columna dorsal, columna lumbar, unión lumbosacra, cráneo, mamografía, pelvis, tórax, enema opaco, esófagogastroduodenal y urografía intravenosa. Para TAC, y a pesar de su gran repercusión en la dosis colectiva, todavía no se dispone de valores de referencia de dosis a nivel europeo.

ESTUDIO	CLAVE
angiografía	ANGIO
cráneo	CR
columna cervical	cc
columna dorsal	CD
columna lumbar	CL
tórax	TOR
abdomen	AB
enema opaco	EO
esófagogastroduodenal	GDD
urografía intravenosa	UIV
caderas y pelvis	CYP
extremidades	EXT
TAC	TAC
mamografía	MAM
pediatría	PED
"otros"	OTR

Tabla VI

3. Población estudiada.

Los riesgos derivados del uso de los rayos X, dependen de la edad y del sexo del paciente irradiado. Por este motivo, los distintos tipos de estudios, requieren una clasificación adicional según la edad y el sexo de los pacientes (Beentjes, 1990). La distribución por edad y sexo es conveniente también para evaluar la aplicabilidad de la dosis efectiva colectiva como medida del detrimento por exposición médica a la radiación, así como para evaluar la dosis genéticamente significativa (UNSCEAR, 1988).

En radiodiagnóstico, los pacientes expuestos normalmente suelen ser adultos o

de edad avanzada, con expectativas de descendencia menores que en jóvenes. Además, al tener menores expectativas de vida, también es menos probable que se manifiesten los efectos carcinogénicos, cuyo período de latencia suele ser largo. Por ello, al aplicar el modelo propuesto por la CIPR en 1977, en el caso del radiodiagnóstico, ciertos autores (Beninson, 1985; Mettler, 1986) indican que se estaría sobrestimando el detrimento en aproximadamente un 50%. La CIPR en su publicación 60 (1991) ya indica que, en el caso de una exposición aguda de 0,1 Sv de todo el cuerpo, el riesgo en un niño de hasta 15 años sería dos veces superior al de un adulto de 45 años; en el caso de una niña de hasta 15 años, el riesgo sería tres veces mayor que en una mujer de 45 años. Estos porcentajes de riesgo serían un 25% mayores en los hombres más jóvenes y un 20% mayores en las mujeres, al comparar las edades de 45 y 65 años.

El National Radiological Protection Board (NRPB) del Reino Unido, ha cuantificado cómo varían los factores de riesgo según la edad y el sexo de los individuos, en el momento de exponerse a la radiación, y según los órganos irradiados en cada tipo de estudio (NRPB, 1993). Se ha comprobado que existe una tendencia a disminuir el riesgo según aumenta la edad. Por ejemplo, el riesgo de cáncer de pulmón va a ser menor en los estudios de tórax y de columna dorsal realizados a pacientes con edades superiores a los treinta años.

Para obtener las distribuciones por edad y sexo de los pacientes, se ha utilizado principalmente el formulario "CONTROL DE EXPLORACIONES. RESUMEN DIARIO DE SALA" (en Anexo II), que fue repartido en las salas de radiodiagnóstico del HUSC y de otros centros. En las dos primeras columnas del mismo, se anotaba la edad y el sexo de cada paciente. De este modo, en el HUSC se recogieron los datos individualizados de 8.395 pacientes, información con la que se obtuvieron los histogramas (figuras 5 a 19) de cada uno de los grupos de exploraciones de la tabla VI.

TIPO DE EXPLORACION: ANGIOGRAFIA (periférica)

□ MUJERES (39 %)

▨ HOMBRES (61 %)

MUESTRA: 256

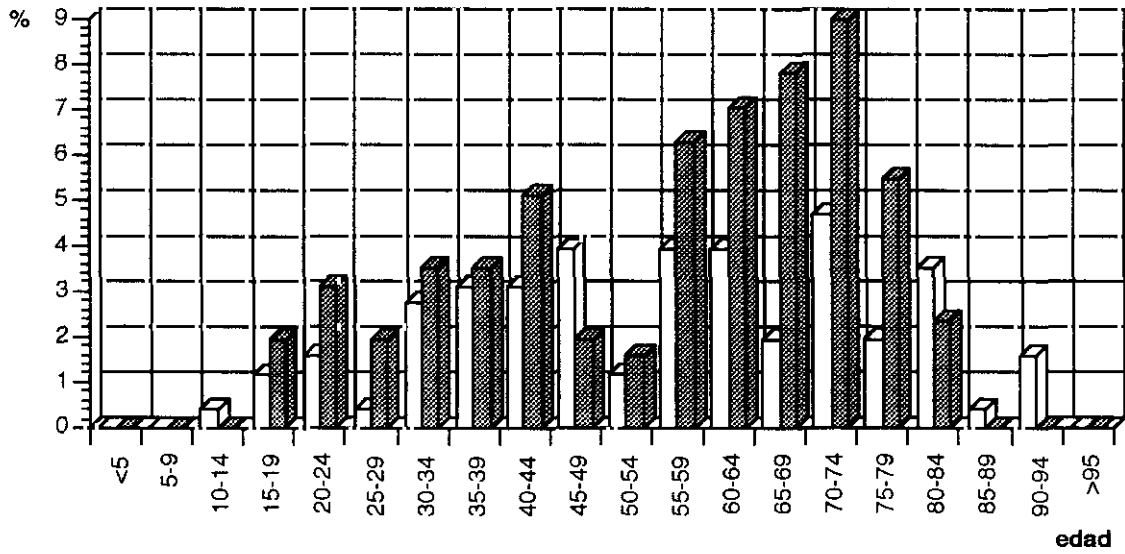


Figura 5

TIPO DE EXPLORACION: CRANEO

□ MUJERES (55 %)

▨ HOMBRES (45 %)

MUESTRA: 386

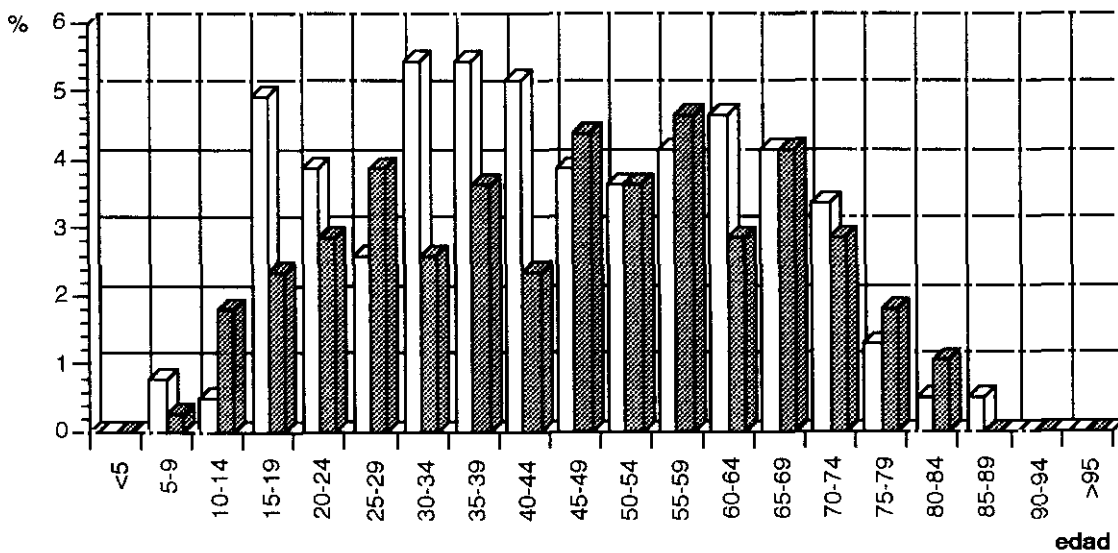


Figura 6

TIPO DE EXPLORACION: COLUMNA CERVICAL

□ MUJERES (67 %)

▨ HOMBRES (33 %)

MUESTRA: 350

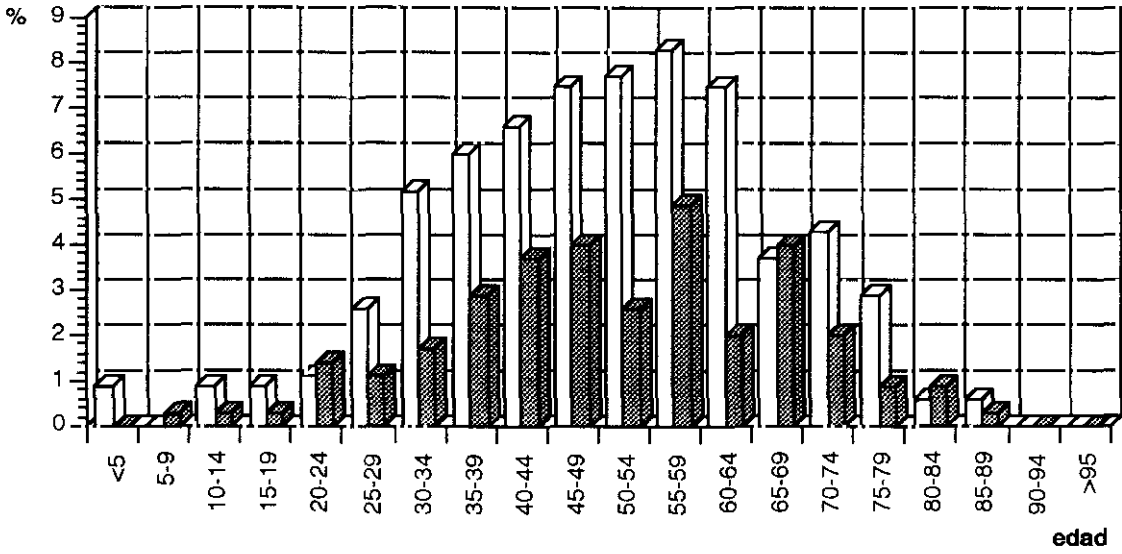


Figura 7

TIPO DE EXPLORACION: COLUMNA DORSAL

□ MUJERES (62 %)

▨ HOMBRES (38 %)

MUESTRA: 108

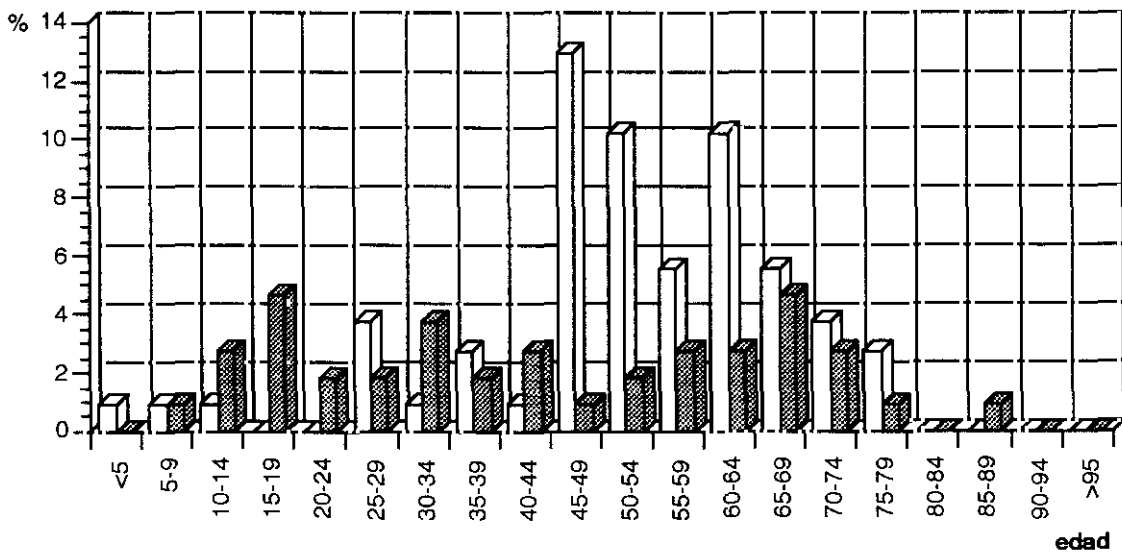


Figura 8

TIPO DE EXPLORACION: COLUMNA LUMBAR

□ MUJERES (61 %) ▨ HOMBRES (39 %) MUESTRA: 170

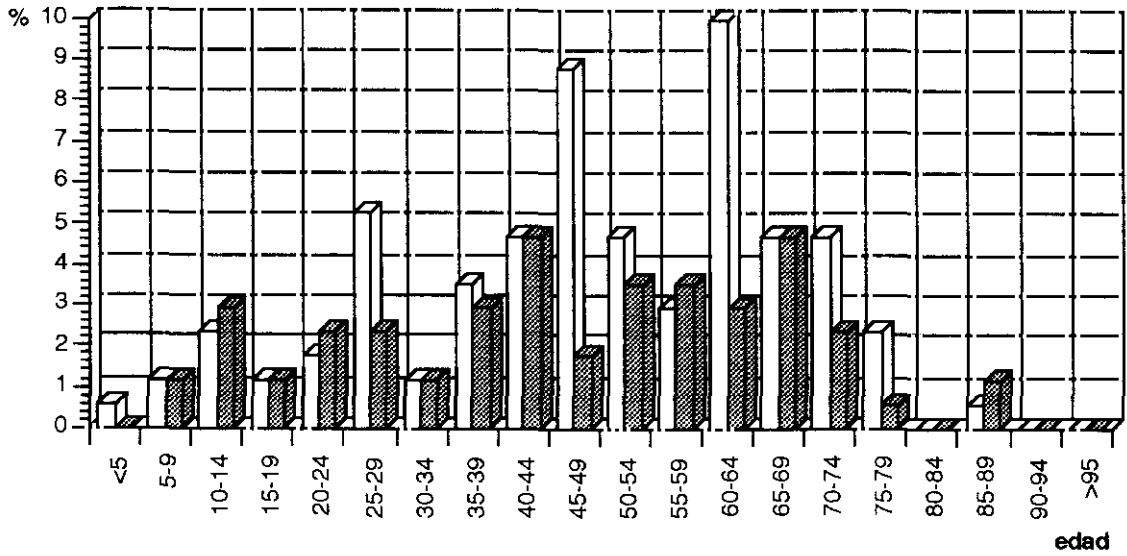


Figura 9

TIPO DE EXPLORACION: TORAX

□ MUJERES (51 %) ▨ HOMBRES (49 %) MUESTRA: 1290

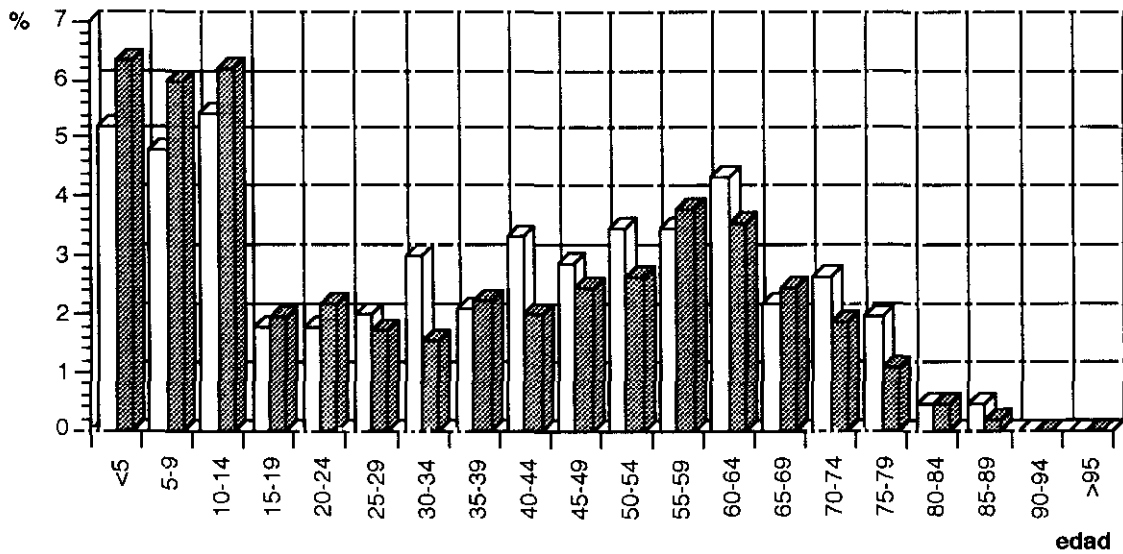


Figura 10

TIPO DE EXPLORACION: ABDOMEN

□ MUJERES (51 %)

■ HOMBRES (49 %)

MUESTRA: 470

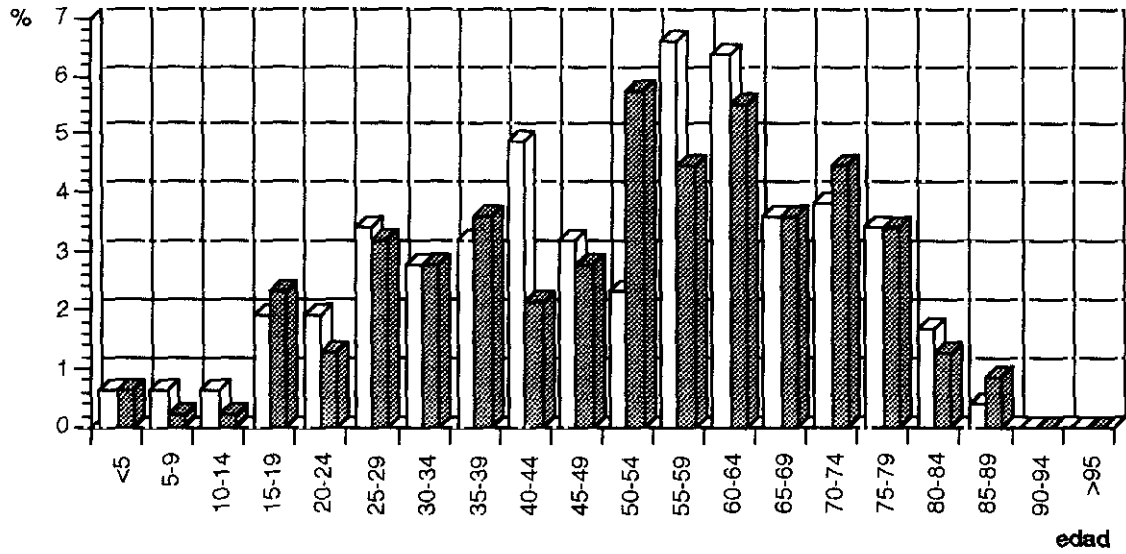


Figura 11

TIPO DE EXPLORACION: ENEMA OPACO

□ MUJERES (59 %)

■ HOMBRES (41 %)

MUESTRA: 364

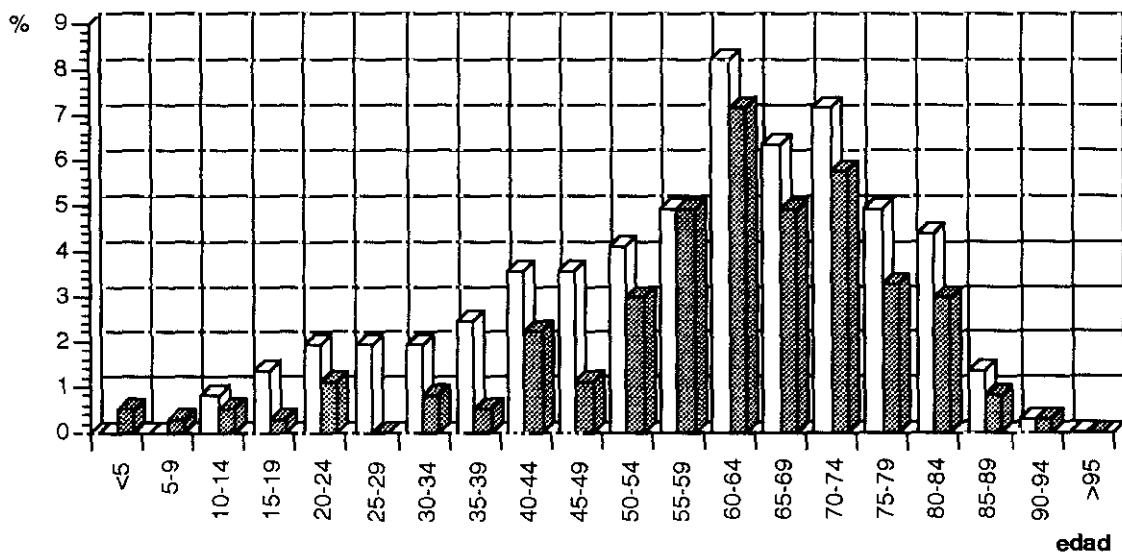


Figura 12

TIPO DE EXPLORACION: ESOFAGOGASTRODUODENAL

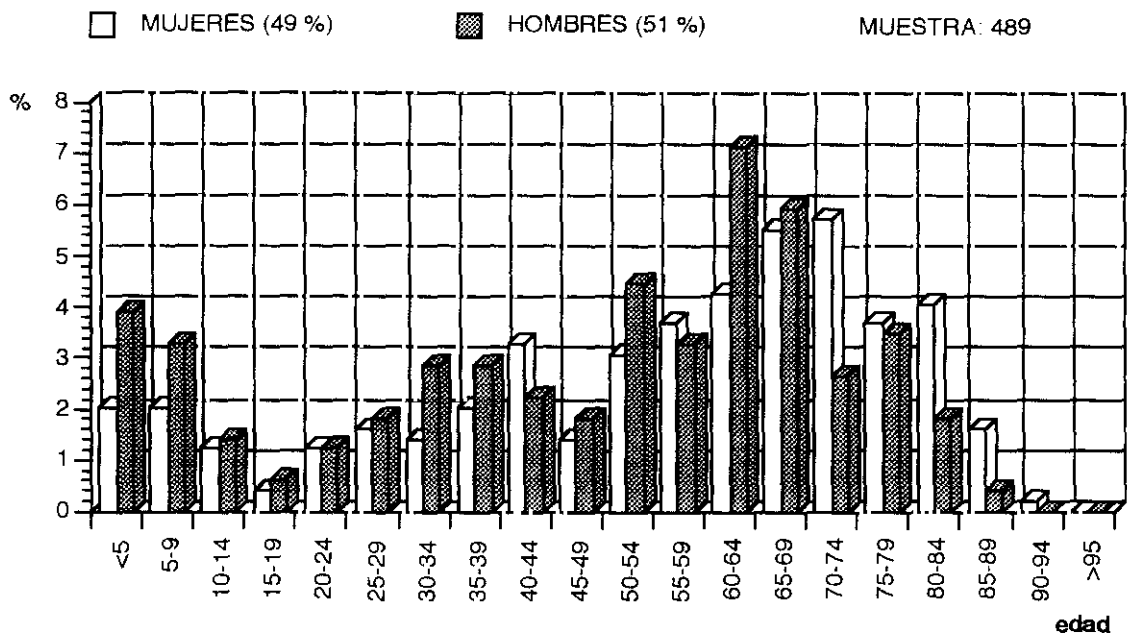


Figura 13

TIPO DE EXPLORACION: UROGRAFIA INTRAVENOSA

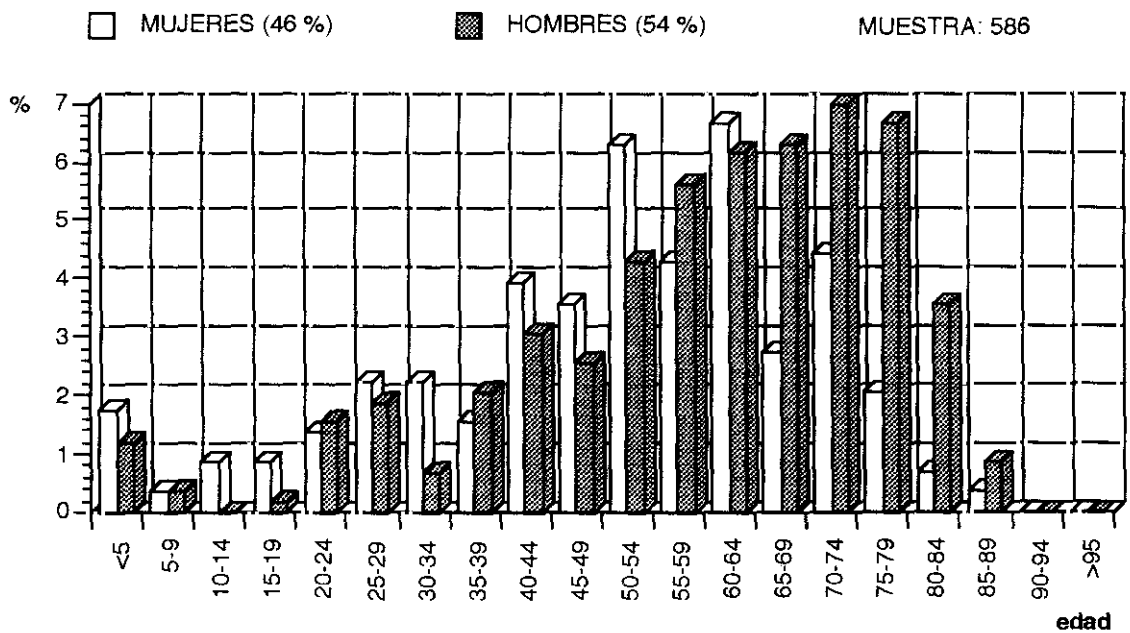


Figura 14

TIPO DE EXPLORACION: CADERAS Y PELVIS

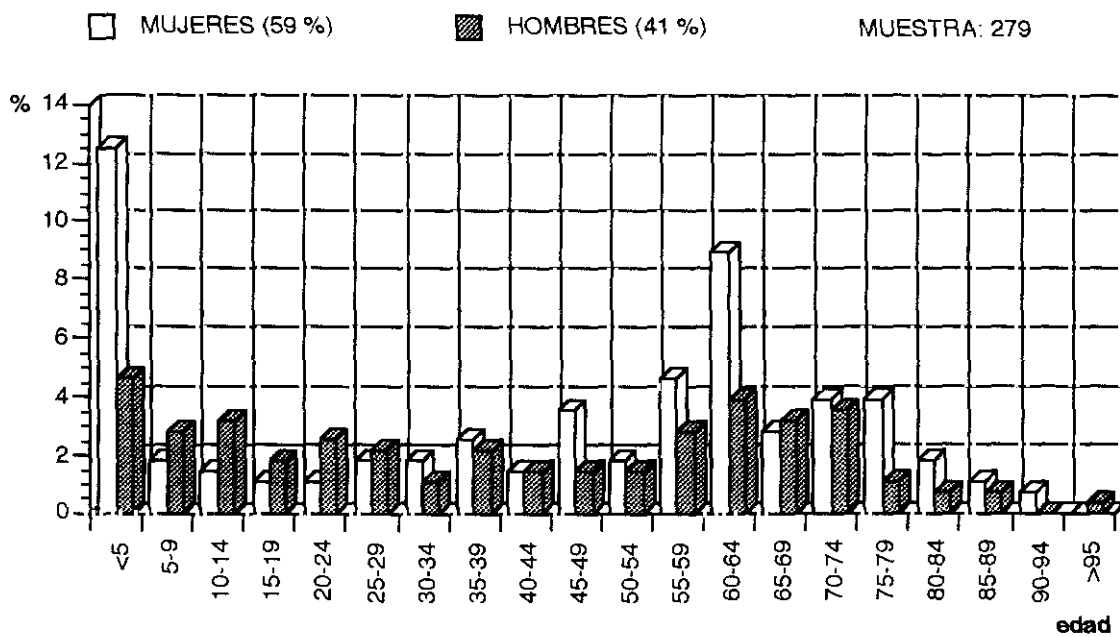


Figura 15

TIPO DE EXPLORACION: EXTREMIDADES

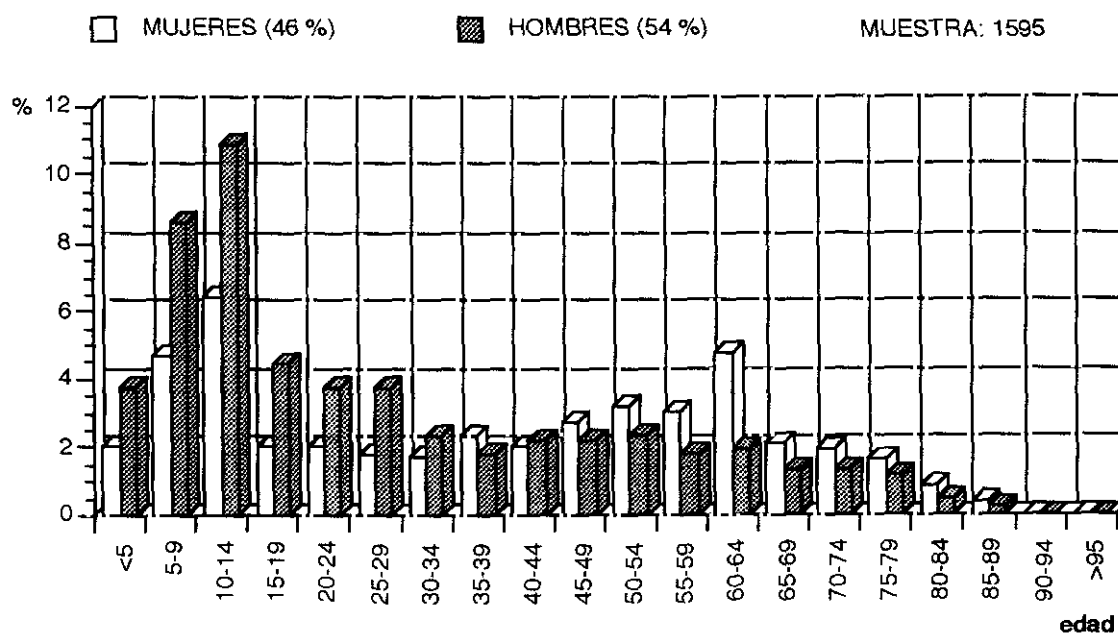


Figura 16

TIPO DE EXPLORACION: TAC

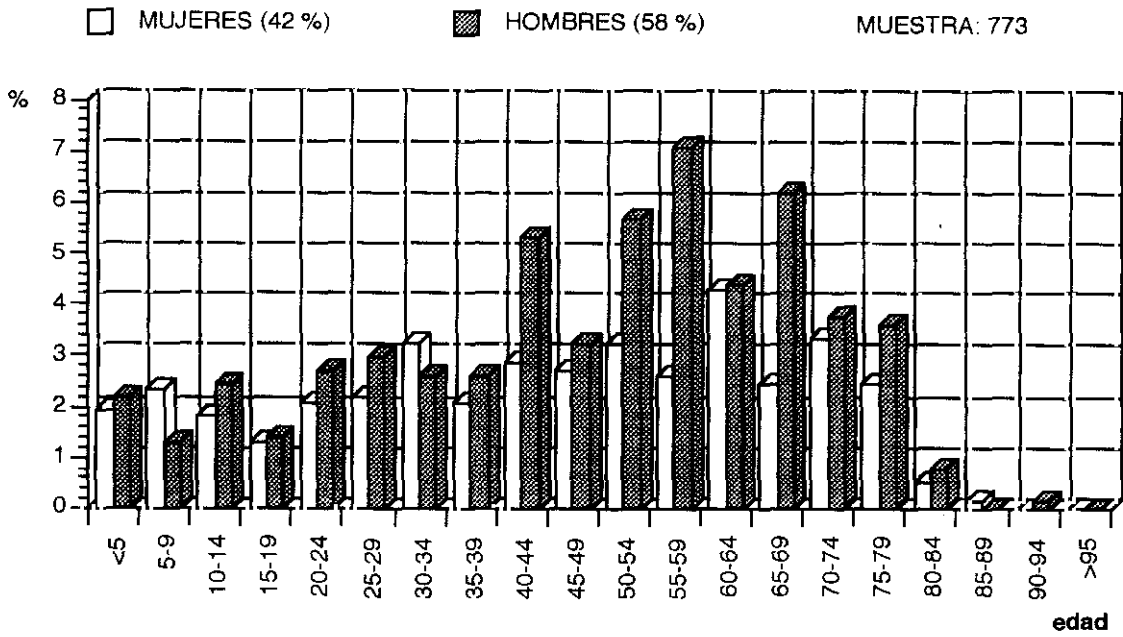


Figura 17

TIPO DE EXPLORACION: MAMOGRAFIA

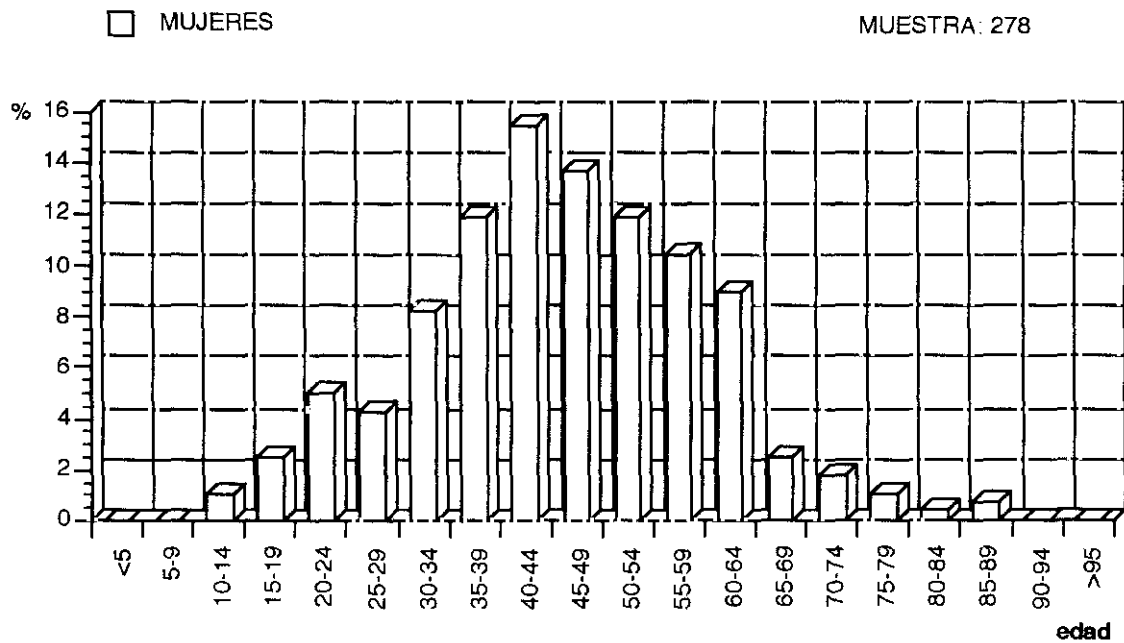


Figura 18

TIPO DE EXPLORACION: OTROS

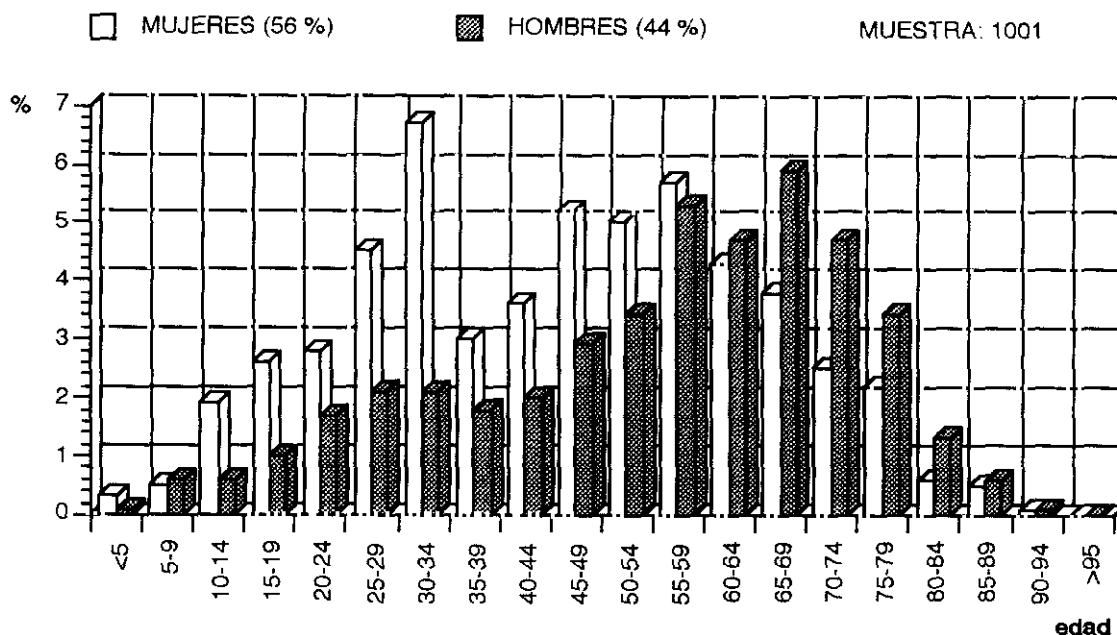


Figura 19

Puede observarse como las angiografías periféricas, los estudios de columna dorsal y lumbar, y los de TAC se practican en alrededor de un 60% a hombres. Por otra parte, las exploraciones del angiografía periférica presentan una distribución bimodal con máximos en las edades de 40 y 70 años. Este tipo de distribución bimodal aparece también en las exploraciones de tórax (máximos en las edades de 0-14 y de 60-64 años) y en las de caderas y pelvis (máximos en las edades de 0-5 y 60-64 años). Los restantes estudios no presentan singularidades dignas de mención.

En el HPA se ha seguido el mismo procedimiento, recogiendo datos individualizados de 826 pacientes, con los que se han obtenido las distribuciones por edad y sexo de los estudios radiológicos de tórax, mamografía y los realizados en la sala denominada “de exploración osteoarticular”, en la que habitualmente se hacen exploraciones de columna lumbar, pelvis y abdomen (figuras 20 a 22).

TIPO DE EXPLORACION: TORAX

□ MUJERES (48 %)

▨ HOMBRES (52 %)

MUESTRA: 292

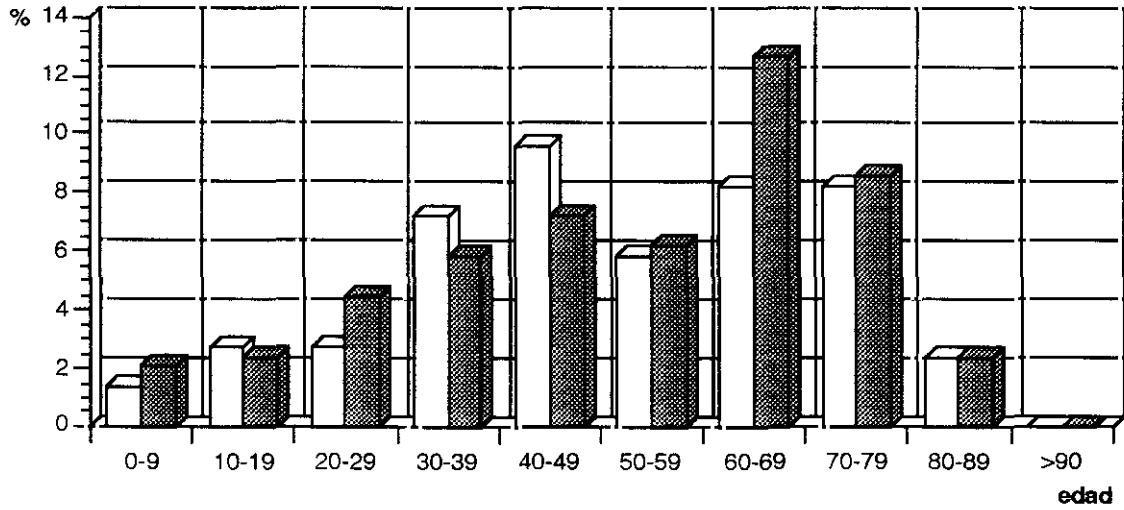


Figura 20

TIPO DE EXPLORACION: MAMOGRAFIA

□ MUJERES

MUESTRA: 343

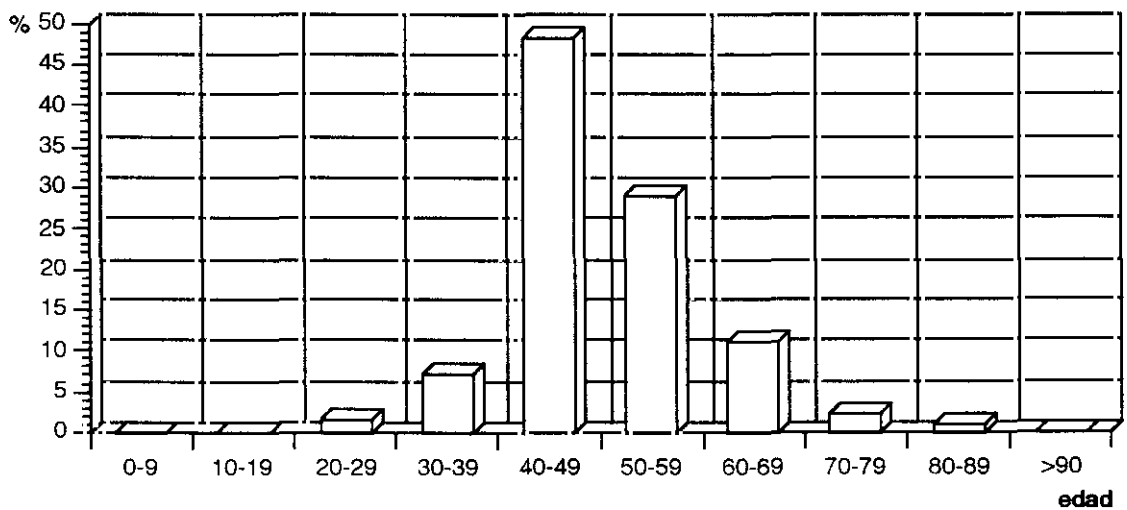


Figura 21

TIPO DE EXPLORACION: COLUMNA LUMBAR, PELVIS Y ABDOMEN (exploraciones realizadas en la sala denominada "de exploración osteoarticular")

□ MUJERES (60 %)

■ HOMBRES (40 %)

MUESTRA: 191

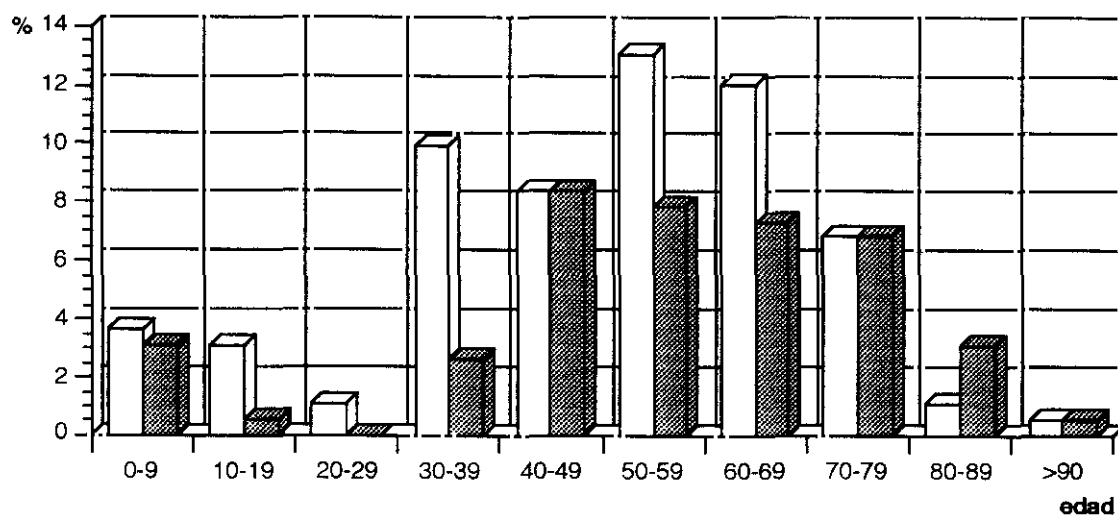


Figura 22

Las distribuciones por edad de las mamografías hechas en el HPA son comparables a las obtenidas en el HUSC. En cambio, la distribución por edad y sexo de los exámenes radiológicos de tórax habituales del HPA es normal, mientras que en el HUSC era bimodal con un máximo en edades de 0 a 14 años. Por otra parte, las exploraciones realizadas al grupo de edad de 0 a 19 años en la gráfica de la sala de exploración osteoarticular corresponden a estudios de pelvis.

En cualquier caso, la información aportada por los histogramas de las figuras 5 a 22, constituye una base adecuada para centrar los esfuerzos de optimización de la protección radiológica, por ejemplo, en aquellas exploraciones que más se hacen a grupos de menor edad (tórax, esófagogastroduodenal, caderas y pelvis, y extremidades).

Las dosis individuales fueron medidas en 700 pacientes del HUSC, en 100 pacientes del HPA, y en 262 pacientes de otros centros (hospitales, ambulatorios y

centros privados). En síntesis, se realizaron un total de 1.062 evaluaciones dosimétricas (medidas de las dosis superficiales o del producto dosis-área) a un número igual de pacientes.

4. Dosimetría de pacientes.

La medida de las dosis de radiación recibidas por los pacientes en radiodiagnóstico, permite valorar el riesgo radiológico derivado de la utilización de los rayos X y puede a la vez servir para detectar anomalías en los procedimientos o en los equipos. Conociendo la dosis promedio por estudio impartida en una determinada sala, se puede comparar esa dosis promedio con valores de referencia preestablecidos y calificar la sala. De este modo, es posible establecer comparaciones entre salas y centros sanitarios, e incluso entre distintos países.

4.1. Magnitudes dosimétricas.

Las magnitudes dosimétricas utilizadas en este trabajo han sido: la dosis absorbida, la dosis equivalente, la dosis equivalente efectiva y la dosis efectiva colectiva.

4.1.1. Dosis absorbida.

La dosis absorbida D , viene definida por la relación:

$$D = d\epsilon / dm$$

donde $d\epsilon$ es la energía media cedida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de masa y dm es el valor del elemento de masa considerado.

La unidad de medida en el Sistema Internacional es el J.kg^{-1} y su nombre especial es el Gray (Gy).

4.1.2. Dosis equivalente.

Inicialmente se definió la dosis equivalente H como el producto de la dosis absorbida D , por el factor de calidad Q , y por el factor modificante N .

$$H = D Q N$$

La probabilidad de producirse un efecto estocástico¹ depende de la calidad de la radiación. Para definir la dosis equivalente a partir de la dosis absorbida, se aplica el factor de calidad Q , que viene dado en función de la transferencia lineal de energía². En la tabla VII se incluyen los factores dados para Q en función del tipo de radiación.

El factor N representaba el producto de posibles factores modificantes (p. e., la distribución de la dosis en el tiempo). La CIPR no ha llegado a dar valores para N , y finalmente ha terminado prescindiendo de este factor.

En la actualidad, la CIPR habla en sus nuevas recomendaciones (ICRP, 1991) de factores de ponderación de la radiación W_R (tabla VIII), en lugar de factores de Q , para aplicar a la dosis media absorbida en un órgano o tejido D_{TR} y obtener la dosis

¹ Efectos estocásticos: son los efectos biológicos de la radiación que se caracterizan por una relación dosis-efecto de naturaleza probabilística. Para estos efectos se asume que no existe dosis umbral y que su gravedad no depende de la dosis recibida.

² Transferencia lineal de energía L_{∞} : es el cociente dE por dl donde dE es la energía perdida por la radiación al recorrer la distancia dl .

$$L_{\infty} = dE / dl$$

TIPO DE RADIACION	Q
radiación X y gamma *	1
electrones y partículas	1
partículas beta del tritio	2
protones y neutrones	25
partículas alfa	25
productos de fisión	25
nucleos de retroceso	25

* Energía mayor de 30 keV

Tabla VII

equivalente H_{TR} en el órgano o tejido T debida a la radiación R. Por lo tanto, la expresión que define la dosis equivalente quedaría de la siguiente forma:

$$H_{TR} = W_R D_{TR}$$

La unidad de medida en el Sistema Internacional para la dosis equivalente es la misma que para la dosis absorbida, es decir, el $J.kg^{-1}$. Su nombre especial es el Sievert (Sv).

4.1.3. Dosis equivalente efectiva y dosis efectiva.

La probabilidad de aparición de efectos estocásticos, se ha visto que depende del órgano o tejido en cuestión. Se ha definido una magnitud, la dosis equivalente efectiva, que tiene en cuenta la radiosensibilidad de los distintos órganos y tejidos. La dosis equivalente en un órgano o tejido T se “pesa” con un factor de ponderación W_T . Estos factores de ponderación están calculados de modo que una dosis equivalente uniforme en todo el cuerpo dé como resultado una dosis equivalente efectiva que coincidiría con el valor de la dosis equivalente. Por lo tanto, la suma de todos los W_T es igual a la unidad.

Tipo y rango de energías	Factores de ponderación de la radiación W_R
fotones, todas las energías	1
electrones y muones, todas las energías	1
neutrones, < 10 keV	5
neutrones, 10 keV a 100 keV	10
neutrones, >100 keV a 2 MeV	20
neutrones, >2 MeV a 20 MeV	10
neutrones, >20 MeV	5
protones, >2 MeV	5
partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados	20

Tabla VIII

La dosis equivalente efectiva es la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los órganos y tejidos del cuerpo, y viene dada por la expresión:

$$H_e = \sum W_T H_T$$

donde H_T es la dosis equivalente en el tejido T y W_T es el factor de ponderación para el tejido T. Hay que destacar, que recientemente la CIPR ha cambiado la denominación de la magnitud “dosis equivalente efectiva” por la de “dosis efectiva” (E) (ICRP, 1991). Los factores de ponderación W_T actuales son distintos de los utilizados en la anterior definición de “dosis equivalente efectiva”.

$$E = \sum W_T H_T$$

La unidad de la dosis equivalente efectiva, en el Sistema Internacional (SI) es el $J.kg^{-1}$ y su nombre especial es el Sievert (Sv).

Los valores de W_T dependen del conocimiento que tengamos en cada momento de los efectos que la radiación tienen en los seres vivos (Drexler, 1992). De hecho, pueden cambiar, como ha ocurrido en 1991 cuando la CIPR publicó sus nuevas recomendaciones (ICRP, 1991). En la tabla IX se presentan los nuevos valores, comparados con los propuestos por la CIPR en 1977 (ICRP, 1977).

	ICRP, 1977	ICRP, 1991
Médula ósea	0,12	0,12
Vesícula	--	0,05
Superficie del hueso	0,03	0,01
Mama	0,15	0,05
Colon	--	0,12
Gónadas	0,25	0,20
Hígado	--	0,05
Pulmón	0,12	0,12
Esófago	--	0,05
Piel	--	0,01
Estómago	--	0,12
Tiroides	0,03	0,05
Resto	0,30	0,05

Tabla IX

Los órganos y tejidos que no tienen asignado un factor de ponderación propio, quedan incluidos en el apartado denominado “resto”. En 1977, el resto se consideraba formado por los 5 órganos más irradiados (con exclusión del cristalino, piel, manos, antebrazos, pies y tobillos, que no se incluían en la evaluación de la “dosis equivalente efectiva”). A cada uno de estos 5 órganos se le aplicaba un factor de ponderación de 0,06, sin tener en cuenta la posible irradiación de otros tejidos.

En las recomendaciones de la CIPR de 1990, el “resto” se considera formado por 10 órganos: cápsulas suprarrenales, cerebro, intestino grueso superior, intestino delgado, riñón, músculo, páncreas, bazo, timo y útero. Si alguno de estos órganos se irradiara más que cualquiera de los otros 12 que tienen asignado factor de ponderación propio, se aplicaría un factor de ponderación del 2,5%. El otro 2,5% se aplicaría a la dosis promedio en los otros órganos del resto.

Los nuevos factores y la consideración que ahora se hace del resto, pueden suponer variaciones significativas en las estimaciones de la dosis efectiva. En exploraciones de abdomen, los valores de dosis efectiva que ahora se obtienen, pueden variar hasta en un 30% en más o en menos, según la zona irradiada y el tipo de estudio radiológico. En el caso de los estudios de tórax y de cráneo, las dosis efectivas actuales serían por lo general, hasta un 50% menores que las calculadas según las recomendaciones de 1977 (Vañó, 1991b). Cuando se trata de estudios de TAC, en la tabla X se muestra cómo varían las dosis efectivas en algunas de estas exploraciones (Padovani, 1991).

Exploraciones de TAC (Padovani, 1991)	mSv (ICRP, 1977)	mSv (ICRP, 1991)	% de variación
cabeza	2,75	0,67	-75,6
tórax	10,79	6,03	-44,1
abdomen	9,08	6,67	-26,5
pelvis	10,13	7,64	-24,6
columna cervical	0,79	1,04	+31,6
columna lumbar	8,19	5,42	-33,8
órbitas	1,57	0,33	-78,9
peñasco	1,64	0,48	-70,7
hipófisis	1,55	0,46	-70,3

Tabla X

Huda y col. (1991) han estimado que para el conjunto del radiodiagnóstico, la relación E/H_e sería de 0,9, por lo que en opinión de esos autores, no habría variaciones importantes en las dosis calculadas, dependiendo de la utilización de los factores de ponderación de 1977 o de 1990. No obstante, no se han hecho todavía suficientes estudios de intercomparación como para adoptar el criterio de estos autores.

4.1.4. Dosis efectiva colectiva.

Cuando se necesita una medida para evaluar el grado de exposición de una población, hay que calcular la dosis efectiva colectiva S_T , que viene definida por la expresión:

$$S_T = \sum E_i N_i$$

donde E_i es la dosis efectiva media a una población i , y N_i es el número de individuos de esa población i . Esta magnitud se expresa en persona.Sievert (persona.Sv).

4.2. Medidas y estimaciones dosimétricas.

Como parte del trabajo experimental de esta tesis, se han realizado medidas de la dosis superficial (con inclusión de la retrodispersión), del producto dosis-área, y de las dosis en órganos (en el caso de órganos superficiales). A partir de esas medidas se calcularon las dosis equivalentes (en el caso de órganos profundos), las dosis equivalentes efectivas y las dosis efectivas colectivas, utilizando los factores de Monte Carlo calculados por el NRPB del Reino Unido (Jones, 1985).

4.2.1. Dosis superficial.

Se entiende como dosis superficial (DS), a la dosis absorbida medida en el punto

de tejido donde el centro del haz de radiación interacciona con el paciente y que incluye también la radiación retrodispersa originada por el propio paciente. También se la denomina “dosis a la entrada”, “dosis en piel” o “dosis músculo a la entrada”. Se habla de dosis músculo, ya que el músculo estriado es un tejido que está definido con precisión por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (CIUR) (ICRU, 1992), y se puede simular con agua, su absorción y dispersión de los rayos X. La mama constituye la excepción ya que en este caso, el músculo no es un tejido adecuado y se ha considerado más correcto en los documentos de la UE, hablar de dosis absorbida en aire (CEC, 1990b). No obstante, en este trabajo, y con objeto de simplificar, se habla también de DS para la dosis absorbida en aire, correspondiente a las mamografías.

La DS se suele medir con dosímetros de termoluminiscencia (TL) o con cámaras de ionización; en el propio paciente, con medidas en aire o con un maniquí apropiado. Cuando se mide con dosímetros colocados en la piel o sobre un maniquí, el valor obtenido incluye, la retrodispersión originada por el propio paciente.

La utilización de dosímetros de TL con pacientes, para medir la dosis absorbida en aire “a la entrada” en mamografía, presenta el problema de que se “ven” los dosímetros en la radiografía. Por esta razón, en algunos centros se prefiere hacer estas medidas sobre un maniquí de perspex de 45 mm de espesor y sección similar a la de una mama comprimida. Normalmente se hacen varios disparos (p.e. 5) seleccionando los parámetros técnicos habituales (kVp y mAs) en la sala, y se obtiene el valor medio de dosis.

Cuando se emplea una cámara de ionización para medir la dosis absorbida en aire, hay que hacer la conversión a dosis absorbida en músculo. Esta conversión se hace multiplicando la dosis absorbida en aire por el cociente entre los respectivos coeficientes másicos de absorción energética. Se ha utilizado un valor de 1,06 para ese

cociente en el rango de energías del radiodiagnóstico (CEC, 1990b). Además, hay que incluir la retrodispersión, multiplicando por un factor que suele oscilar entre 1,3 y 1,4 (según la calidad del haz). Normalmente se utiliza un factor medio de 1,35 (CEC, 1990b). En mamografías realizadas con tubos de rayos X con ánodo de Molibdeno y con una capa hemirreductora menor de 0,45 mm de Al, se emplea un factor de retrodispersión entre 1,05 y 1,10 (CEC, 1990b), 1,07 en la práctica.

La utilización de las DS calculadas a partir de medidas de exposición, permite obtener datos de forma rápida y detectar aquellos casos en los que está indicada la realización de un estudio dosimétrico más detallado.

La DS es un parámetro que nos da una indicación escasa del riesgo real del paciente. De hecho, un haz de rayos X con poca filtración producirá una dosis alta en piel y poca dosis en profundidad. No obstante, este parámetro presenta como ventajas en el caso de los estudios “simples”, la facilidad con que se mide o calcula, y la existencia de muchos datos y de valores de referencia que permiten establecer comparaciones, siendo además punto de partida para fijar una estrategia de reducción de dosis.

En un trabajo reciente, en el que se han medido las DS con dosímetros de TL, y se han calculado las dosis efectivas según las últimas recomendaciones de la CIPR (1991), se ha comprobado como las reducciones de las DS también van acompañadas de reducciones en mayor o menor medida de las dosis efectivas (Martin, 1993).

El valor de referencia se toma habitualmente como el nivel de dosis por debajo del que se encontrarían el 75% de las salas o centros. Se considera que si el 75% de las salas (3^{er} cuartil) están por debajo de ese nivel de dosis, el 25% restante debería corregir sus técnicas o sus equipos para poder conseguirlo, con una buena calidad de imagen. Esta es la filosofía con la que se han propuesto en la UE, unos valores de

referencia de dosis superficial para seis tipos de estudios radiológicos.

Dentro del proyecto de investigación de la UE, también se han fijado unos valores provisionales de referencia para la CM (Vañó, 1992a), establecidos con la misma filosofía.

Es preciso indicar que los valores de referencia, tanto los de la UE como los dados para la CM, son sólo aplicables a muestras de pacientes de una sala o centro. En la UE se recomienda medir la DS en una muestra mínima de 10 pacientes seleccionados por el peso (70 ± 3 kg). De ese modo, se pueden obtener valores promedio de dosis para cada proyección, que sean representativos para muestras de pacientes de peso medio (Hart, 1991).

En este trabajo se ha seleccionado con el criterio anterior a los pacientes en los que se ha medido la DS, y los resultados dosimétricos correspondientes a estudios simples han sido comparados con los valores de referencia de la UE y de la CM (tabla XI). Los valores obtenidos en la CM corresponden a datos dosimétricos medidos hasta 1990. En estos últimos tres años se han iniciado programas de Control de Calidad en bastantes centros y cabe pensar que estos valores se hayan reducido de forma importante.

El valor de referencia de DS para mamografía inicialmente propuesto en la UE (CEC, 1990b) de 7 mGy (mama comprimida de 4,5 cm de espesor y con rejilla), ha sido bastante discutido. No siempre se cumple la condición del espesor de mama de 4,5 cm, y por otra parte, la práctica ha demostrado que para hacer una mamografía con buena calidad de imagen, todavía suele ser necesaria una dosis mayor en bastantes centros. De hecho, en el Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía (para la prevención del cáncer de mama), se fija ese valor de referencia en 12 mGy para 45 mm de perspex (Kirkpatrick, 1993).

DOSIS SUPERFICIAL. VALORES DE REFERENCIA (3er cuartil) EN EXPLORACIONES SIMPLES

TIPO DE ESTUDIO	VALOR DE REFERENCIA UE	VALOR DE REFERENCIA CM
abdomen AP	10.0	16.0
columna cervical	--	8.0
columna dorsal AP	--	17.8
columna dorsal LA	--	25.0
columna lumbar AP	10.0	21.7
columna lumbar LA	30.0	52.8
unión lumbosacra LA	40.0	84.7
cráneo AP	5.0	5.7
cráneo LA	5.0	6.4
cráneo PA	5.0	11.1
mamografía	7.0	16.6
pelvis AP	10.0	23.8
tórax LA	1.5	2.3
tórax PA	0.3	0.6

Tabla XI

4.2.2. Producto dosis-área.

El producto dosis en aire por área se mide con una cámara de ionización plana de paredes delgadas y transparente, también llamada cámara de transmisión. Esta cámara, al ser transparente permite delimitar el haz de radiación con el campo luminoso, y no interfiere en ningún momento para realizar las exploraciones. La cámara está conectada a un electrómetro, que da la lectura integrada de la dosis absorbida en toda el área irradiada, normalmente en cGy x cm². Todos los equipos de radiodiagnóstico en los que se utilizó este dispositivo, tenían el tubo de rayos X situado sobre la mesa de exploración, por lo que la radiación retrodispersa que llegaba a la cámara era poco importante. En nuestro caso, el tipo de cámara utilizado ha sido

un Diamentor (PTW, Freiburg).

El producto dosis-área es una medida particularmente adecuada en estudios “complejos”. Es posible individualizar las medidas correspondientes a grafía y a fluoroscopia, y permite estimar la energía impartida al paciente (Shrimpton, 1984). Por último, a partir de esta medida también es posible calcular la dosis superficial en el caso de exploraciones simples.

Antes de comenzar una sesión de medidas, se ha calibrado siempre el conjunto cámara-electrómetro con ayuda de una cámara de ionización plana tipo Rad-check (Victoreen Inc.) calibrada (Shrimpton, 1982; Wall, 1989).

Los resultados del producto total dosis-área obtenidos (grafía más fluoroscopia), fueron comparados con los valores de referencia dados en un trabajo realizado en el Reino Unido (Shrimpton, 1986) y con los de la CM (Vañó, 1992a)(tabla XII). Esos valores corresponden también al 3^{er} cuartil y han servido para calificar a la sala o centro desde el punto de vista del riesgo radiológico, del mismo modo que se hizo en el caso de las exploraciones simples.

TIPO DE ESTUDIO	VALOR DE REFERENCIA REINO UNIDO (cGy . cm2)	VALOR DE REFERENCIA CM (cGy.cm2)
esófagogastroduodenal	2.404	3.983
enema opaco	5.295	4.654
urografía intravenosa	3.670	3.814

Tabla XII

Los estudios “complejos” presentan una gran variabilidad en el número de imágenes obtenidas, las zonas irradiadas y los tiempos de fluoroscopia empleados. Cada paciente plantea una problemática diagnóstica distinta, que repercute tanto en el número de imágenes que se obtienen como en el tiempo de fluoroscopia que se

emplea. No obstante, en este trabajo, se han establecido comparaciones entre protocolos empleados en distintas salas y centros, separando las dos partes características de estos estudios desde el punto de vista dosimétrico, la grafía y la escopia.

En el caso de la grafía, se diseñó y utilizó el formulario “ESTUDIOS COMPLEJOS - ENCUESTA PROTOCOLO DE EXPLORACION” (en Anexo II) y se realizó una encuesta con el fin de recopilar los protocolos estándar de distintas salas de varios centros sanitarios. Se entendió como protocolo estándar aquél que se hacía de rutina (p.e. en un paciente en el que no se detectaba ninguna patología). Es frecuente en el desarrollo de estos estudios, que en el momento que se ve algo sospechoso, se obtengan más imágenes de la zona de interés (y se utilice más fluoroscopia en esa zona), lo que significa una modificación del protocolo estándar.

Con la información recogida en la encuesta, se hizo una simulación de los protocolos (Anexo IV), en términos del producto dosis-área correspondiente a grafía, sin considerar el derivado del uso de la fluoroscopia, debido a la dificultad para obtener datos suficientes para determinar el “habitual” para cada tipo de estudio y sala, y las variaciones existentes entre distintos operadores.

Se seleccionó un equipo de reciente instalación, y en el que se acababa de realizar un control de calidad que confirmaba el buen ajuste de sus parámetros de funcionamiento. Con un equipo Diamentor M2 (PTW, Freiburg), verificado con ayuda de un multímetro 4000 M (Victoreen Inc.), se reprodujeron los disparos de los protocolos (mismas condiciones de kVp, mAs y tamaño de campo), y se integraron los cGy x cm² totales de cada estudio “complejo”. Con el multímetro 4000 M se comprobó también la exactitud de las tensiones seleccionadas. Por último, en los casos en los que se utilizaba control automático de la exposición, se colocó en la mesa un maniquí con un espesor equivalente a un paciente.

En cuanto a la fluoroscopia, es muy difícil establecer un protocolo estándar de exploración. No obstante, se optó por definir el grado de variabilidad que podían presentar estudios del aparato digestivo (enema opaco y esófagogastroduodenal), en cuanto al producto dosis-área y a los tiempos de fluoroscopia, medidos con pacientes, así como los factores que podían determinar esa variabilidad.

4.2.3. Dosis en órganos.

La dosis en un determinado órgano se entiende que es la dosis promedio en los distintos puntos del mismo. Para la CIPR, la dosis equivalente en un tejido u órgano es el mejor parámetro para predecir la probabilidad de que ocurra un efecto ocasionado por la radiación ionizante (ICRP, 1977).

Las dosis en órganos superficiales como el tiroides, la mama o los testículos pueden ser medidas con facilidad en la superficie de esos órganos, y a partir de estas dosis superficiales, estimar las dosis en los órganos.

En mamografía, las dosis en superficie han sido medidas con dosímetros de termoluminiscencia o estimadas con una cámara de ionización DALI (PTW, Freiburg). A partir de las dosis en superficie, se ha calculado la dosis glandular media con los factores de conversión calculados por Dance (1990), y la dosis equivalente efectiva, multiplicando por el factor de ponderación 0,15 (ICRP, 1977).

En los órganos de mayores dimensiones y que se encuentran más profundos, no es posible medir directamente las dosis en el órgano en cuestión. Aquí hay que recurrir a maniqués antropomórficos en los que se introducen detectores (p.e. dosímetros de termoluminiscencia) en los órganos de interés, y se procede a simular la exploración radiológica.

También se pueden obtener las dosis en órganos profundos utilizando los factores de conversión calculados por Jones y Wall (Jones, 1985) a partir de métodos de Monte Carlo y un maniquí matemático (modelo matemático del cuerpo humano con regiones de composición definida y límites conocidos), para simular la irradiación del paciente en varias exploraciones. A partir de las dosis superficiales, y teniendo en cuenta las características del haz (tensiones entre 50 y 140 kVp y filtraciones entre 1,5 y 4 mm de Al), y la zona irradiada, se calculan con estos coeficientes, las dosis medias correspondientes a 20 órganos (y también la dosis equivalente efectiva). Este procedimiento es muy adecuado para su utilización en estudios “simples”.

En estudios “complejos”, se ha empleado un procedimiento mixto, con medidas del producto dosis-área con cámara plana de transmisión, y medidas simultáneas de la dosis en superficie con dosímetros de termoluminiscencia. Así se obtuvieron las dosis en los órganos superficiales. Las dosis en el resto de órganos fueron calculadas empleando los factores obtenidos con maniqués matemáticos por métodos de Monte Carlo (Jones, 1985; Drexler, 1984; Rosenstein, 1988) junto con medidas hechas al irradiar un maniquí antropomórfico (Remab system, Alderson, U.S.A.) en el que se habían dispuesto dosímetros de termoluminiscencia y ocasionalmente agua y medio de contraste en puntos anatómicos adecuados (Calzado, 1991).

4.2.4. Dosis equivalente efectiva.

Las dosis equivalentes efectivas han sido calculadas según se especifica en el apartado 4.1.3., y aplicando los valores de W_T de 1977 (ICRP, 1977). Por otra parte, y debido a la complejidad del cálculo, no se han introducido factores de corrección de la dosis equivalente efectiva según la edad y el sexo de los pacientes, aunque si se conocían los histogramas de las distintas exploraciones (figuras 5 a 19). Es sabido que cuando se utiliza la dosis equivalente efectiva en dosimetría de pacientes, hay

limitaciones debidas a las diferentes edades y sexos de los pacientes expuestos (Huda, 1990).

En el apartado de angiografías, se han utilizado los valores de dosis equivalentes efectivas dados por Maccia (1988) para angiografías periféricas, y por Pukkila (1990) y Taylor (1989) para las angiografías cardiopulmonares.

En las exploraciones de TAC, se ha procedido del mismo modo, utilizando las dosis equivalentes efectivas dadas por Padovani (1991) y por Shrimpton (1992). En este caso, se vio que no existían diferencias significativas entre los valores presentados en los dos trabajos, y se optó por aplicar el promedio de ambas dosis equivalentes efectivas por estudio. En la tabla XIII se presentan estos valores tomados de la literatura.

Para calcular las dosis equivalentes efectivas en pacientes pediátricos, se partió de los valores promedio de dosis superficial obtenidos con niños de la CM (Ruiz, 1991) (tabla XIV).

Las dosis en superficie fueron convertidas a kerma en aire, para poder aplicar los factores dados por Zankl y col. (1989)(tabla XV), y que trasladan el valor del kerma en aire (en mGy) a dosis en una serie de órganos (en mSv), en exploraciones de cráneo, tórax, abdomen y pelvis. Esos factores fueron obtenidos a partir de medidas experimentales en un maniquí pediátrico de 5 a 7 años de edad creado con datos de un estudio de cuerpo entero con tomografía computarizada. Finalmente y para obtener las dosis equivalentes efectivas, se aplicaron los factores de ponderación para órganos y tejidos de la CIPR (ICRP, 1977).

Las dosis equivalentes efectivas para pacientes pediátricos obtenidas de este modo, fueron comparadas con las obtenidas para pacientes adultos, a partir del

TIPO DE ESTUDIO	REFERENCIA	mSv/ESTUDIO
angiografía cerebral	Maccia, 1988	12,33
angiografía torácica	Maccia, 1988	5,01
angiografía abdominal	Maccia, 1988	20,24
angiografía de miembros inferiores	Maccia, 1988	9,88
angiografía cardiopulmonar	Pukkila, 1990	10,00
TAC cabeza	Padovani, 1991	2,75
TAC cabeza	Shrimpton, 1992	3,50
TAC órbita	Padovani, 1991	1,57
TAC columna cervical	Padovani, 1991	0,79
TAC columna cervical	Shrimpton, 1992	1,90
TAC tórax	Padovani, 1991	10,79
TAC tórax	Shrimpton, 1992	9,10
TAC abdomen	Padovani, 1991	9,08
TAC abdomen	Shrimpton, 1992	8,80
TAC pelvis	Padovani, 1991	10,13
TAC pelvis	Shrimpton, 1992	9,40

Tabla XIII

maniquí matemático que sirve como base de cálculo para el grupo de la CFM. Así se determinaron las relaciones existentes entre las dosis equivalentes efectivas en adulto y en niño, para cada tipo de estudio considerado. Expresados en porcentajes resultaron, del 48% para abdomen AP, del 42% para tórax PA, del 80% para cráneo AP, del 70,5% para cráneo LA y del 34% para pelvis AP.

A partir de los factores de corrección calculados se obtuvo un promedio ponderado (tomando como referencia las exploraciones radiológicas pediátricas de 1990), que se consideró como factor global y permitió trasladar las dosis en adultos a las dosis en niños, siempre teniendo a la dosis superficial como el parámetro experimental determinado. Las dosis equivalentes efectivas así determinadas,

TIPO DE ESTUDIO-PROYECCION	EDAD (años)	DOSIS SUPERFICIAL (mGy)
abdomen.AP	>5 - 10	2,45
tórax.PA/AP	>5 - 10	0,28
pelvis.AP	>5 - 10	2,43
cráneo.AP/PA	>5 - 10	3,78
cráneo.LA	>5 - 10	2,71

Tabla XIV

FACTORES DE CONVERSION DE KERMA EN AIRE (mGy) A DOSIS EN ORGANOS (mSv)
(Zankl, 1989)

	abdomen.AP	tórax.PA	tórax.AP	cráneo.AP	cráneo.LA	pelvis.AP
cerebro	--	--	--	0,285	0,351	--
cristalino	--	--	--	1,299	0,563	--
pulmones	0,200	0,479	0,466	0,047	0,020	0,001
ovarios	0,569	0,001	0,003	--	--	0,505
testículos	0,124	--	--	--	--	0,184
timo	0,036	0,238	0,616	0,173	0,060	--
tiroides	0,012	0,163	0,799	0,417	0,585	--
hueso	0,449	0,502	0,351	0,694	0,691	0,309/0.30
médula	0,075	0,061	0,042	0,078	0,066	0,057
mama	--	0,163**	0,779**	--	--	
estómago, hígado, intest. delgado, intest. grueso superior e inferior y riñones	0,627*	0,002***	0,002***	--	--	0,636#

* se aplica el mismo valor que para el útero.

** se aplica el mismo valor que para el tiroides.

*** se aplica el promedio de los valores de los factores para ovarios en tórax PA y AP.

se aplica el mismo valor que para el útero.

Tabla XV

resultaron ser de alrededor del 50% de las correspondientes a adultos para cada tipo de exploración, porcentaje que se utilizó con el fin de calcular la dosis colectiva.

Finalmente, el apartado “otros” se dividió en subgrupos, y en cada uno de ellos, se utilizó una aproximación distinta para obtener los valores promedio de dosis por estudio.

Cuando se utilizaban procedimientos técnicos similares y se irradiaban zonas del cuerpo parecidas a las de las exploraciones de la tabla VI, se utilizaron los valores promedio calculados para esas exploraciones. Este fue el caso de los subgrupos de cráneo, de columna, tórax, aparato digestivo, urología y mamografía.

En las exploraciones en las que se disponía de valores de dosis dados por otros autores, se utilizaron esos valores. En las histerosalpingografías se utilizó el valor de 4,78 mSv, y en el abdomen ginecológico 2,83 mSv (Maccia, 1988). En los estudios que figuraban con la denominación Radioscopia (traumatología y quirófano), se empleó el valor de 4,2 mSv (Geterud, 1989).

Las dosis equivalentes efectivas de cistografías, y mielografías cervicales, dorsales y lumbares han sido estimadas a partir de las dosis equivalentes efectivas de exploraciones similares o en las que se irradiaban los mismos órganos, siempre teniendo en cuenta el número promedio de imágenes y el tiempo de fluoroscopia. La dosis por fluoroscopia se consideró que se distribuía por la zona irradiada con distribución proporcional al número de radiografías.

Los resultados obtenidos de 1,56 mSv para las mielografías cervicales y 13,28 mSv para las lumbares son del mismo orden que los obtenidos por Hentschel (1989): 2 mSv para las mielografías cervicales, y de 9 a 18 mSv para las mielografías lumbares.

4.2.5. Dosis efectiva colectiva.

Las dosis efectivas colectivas han sido calculadas según se especifica en el apartado 4.1.4. tomando los valores de dosis equivalente efectiva por exploración calculados o tomados de la bibliografía.

En el caso concreto de las exploraciones pediátricas (tal y como ya se anticipó en 4.2.4.) se estimó que las dosis equivalentes efectivas de estudios de pediatría serían un 50% de las mismas exploraciones realizadas en adultos. Con los valores de dosis equivalente efectiva promedio por tipo de estudio pediátrico así obtenidos, se calculó la dosis colectiva correspondiente a este apartado.

4.3. Otros métodos dosimétricos: Dosimetría Biológica.

Cuando se quiere conocer el nivel de exposición a la radiación de un paciente previamente irradiado como consecuencia de una exploración radiológica, existen dos alternativas, simular el estudio radiológico midiendo las dosis de radiación, con las limitaciones que esto tiene, o recurrir a la dosimetría biológica (DB).

La dosimetría biológica (DB) permite valorar las dosis recibidas por aquellos pacientes en los que no se utilizaron métodos físicos de medición, ni se registraron los parámetros técnicos de realización de sus exploraciones (tensión, mAs, número de imágenes, tiempo de radioscopia, entre otros), que permitieran estimar las dosis recibidas. Se ha demostrado como un método complementario muy útil, incluso en aquellos casos en los que se ha realizado dosimetría física (IAEA, 1986).

La DB consiste en el análisis de las aberraciones cromosómicas encontradas en los linfocitos de sangre periférica, que han surgido como consecuencia de la exposición a la radiación. La aparición de cromosomas dicéntricos y de micronúcleos

(equivalen a los cuerpos de Howell-Jolly que se observan en los reticulocitos de pacientes esplenectomizados) son las malformaciones cromosómicas que se suelen observar.

Se comienza exponiendo muestras de sangre con el haz de radiación apropiado. Posteriormente se hace el cariotipo de los linfocitos de sangre periférica, y se cuantifican los dicéntricos o micronúcleos observados con el microscopio óptico. Con estos datos se crea una curva de calibración. Para determinar las dosis sólo hay que ir a la curva con el número de alteraciones observadas y obtener las dosis. Naturalmente, es preciso conocer previamente la frecuencia basal de los dicéntricos (1/1.000), ya que ésta se ve afectada por agentes químicos, agentes alquilantes (p.e.). Los micronúcleos también surgen por factores como la edad, el tabaco, con el uso de agentes clastogénicos e inhibidores mitóticos.

Para evitar inexactitudes con este método, es necesario conocer la historia previa de irradiaciones, ya que con los procedimientos de DB se mide la dosis acumulada. La dosis medida se considera además, representativa de una irradiación media global del cuerpo. En una irradiación de una zona limitada del cuerpo sólo se irradian los linfocitos que están en la misma, pero como la sangre es un fluido, los linfocitos irradiados se diluyen en el volumen total de sangre del cuerpo. No obstante, se están evaluando nuevos métodos biológicos de determinación de las dosis en zonas localizadas del cuerpo, como p.e. el análisis de las aberraciones cromosómicas de las células de la base del folículo piloso (Lloyd, D., 1990).

Los niveles de dosis absorbida “en cuerpo entero” que pueden ser medidos con la DB, se sitúan en los 10 Gy de radiación gamma como límite superior (con dosis mayores se produce un efecto de saturación), y en 20 mGy como límite inferior, aunque cuando se aumenta el número de células observadas hasta 1.000 o 2.000, aumenta también la exactitud y se puede llegar a medir dosis menores. Cuando se

mide dosis en el rango inferior, es preferible utilizar el método de los dicéntricos. El método de los micronúcleos se utiliza de preferencia para dosis mayores y en poblaciones extensas (son más fáciles de identificar con el microscopio óptico).

La DB es un método dosimétrico de gran interés, que puede ser alternativa a la dosimetría física cuando los valores de dosis son grandes. Su aplicación principal es la investigación de accidentes con resultado de irradiación. Este método tiene el gran inconveniente de lo laborioso que resulta, pues normalmente hay que ver 500 células por caso estudiado. En este sentido la automatización con sistemas de reconocimiento puede ayudar bastante. Los sistemas actuales llegan al 60% de eficiencia en la detección automática de dicéntricos (García, J.M., 1990).

5. Calidad de imagen.

La evaluación de la calidad de la imagen en radiodiagnóstico, comprende un amplio espectro de pruebas a realizar, desde la medida exacta de los parámetros de funcionamiento del sistema de registro de la imagen (resolución espacial, umbral de sensibilidad a bajo y alto contraste, relación señal/ruido, etc.), hasta la percepción e interpretación subjetiva de detalles anatómicos representados en el soporte radiográfico empleado.

Mientras que la comprobación experimental de la calidad de la imagen requiere el uso de material especial, y de personal con la experiencia suficiente como para evaluar los resultados obtenidos, en cambio, el análisis visual de las imágenes según unos criterios bien establecidos, puede ser empleado rutinariamente, y constituye un medio sencillo para la optimización de la práctica radiológica.

La calidad de la imagen, ha sido evaluada de forma objetiva, con maniqués diseñados al efecto (metodología y tolerancias aplicadas en Anexo III), y de forma

subjetiva, aplicando los criterios de calidad de imagen (CCI) propuestos por un grupo de expertos de la UE (CEC, 1990b). Estos CCI han sido puestos a prueba en el curso de dos intercomparaciones realizadas a nivel europeo, la última en 1991 con participación de 83 Servicios de Radiodiagnóstico de 16 países (Maccia, 1993a).

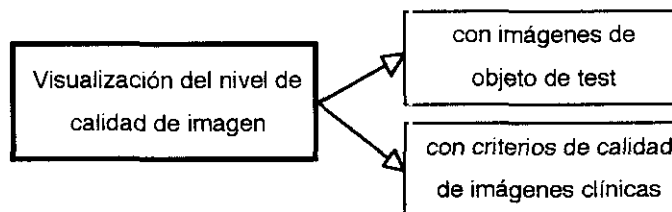


Figura 23

Los CCI hacen referencia a la visualización de estructuras anatómicas presentes (independientemente de cualquier patología), que deberían aparecer en las radiografías para poder diagnosticar de forma correcta, y también al correcto posicionamiento del paciente. Utilizan las siguientes definiciones:

- Visualización: puede detectarse un rasgo anatómico aunque sus detalles no estén reproducidos totalmente.
- Reproducción: son visibles los detalles de los rasgos anatómicos pero no están necesariamente definidos de forma clara.
- Reproducción visualmente nítida: los detalles anatómicos están definidos claramente.

Aplicando las definiciones anteriores a cada proyección de las exploraciones de tracto urinario (abdomen), columna lumbar, unión lumbosacra, cráneo, mamografía, pelvis y tórax, se han propuesto por un grupo de expertos de la UE, los siguientes CCI, considerados necesarios para poder obtener una radiografía de calidad normal,

sin entrar en valoraciones de diagnósticos particulares (CEC, 1990b):

- Abdomen (tracto Urinario, antes de la administración del medio de contraste),
proyección AP:

1. Reproducción del área de todo el tracto urinario desde el polo superior del riñón hasta la base de la vejiga.
2. Reproducción del contorno renal.
3. Visualización del contorno de los músculos psoas.
4. Reproducción visualmente nítida de los huesos.

- Abdomen (tracto Urinario, después de la administración del medio de contraste),
proyección AP:

1. Aumento de la densidad en el parénquima (fase nefrográfica).
2. Reproducción visualmente nítida de la pelvis renal y cálices (fase pielográfica).
3. Reproducción de la unión pelviureteral.
4. Visualización del área atravesada normalmente por el uréter.
5. Reproducción completa de la vejiga.

- Columna lumbar, proyección AP o PA:

1. Reproducción lineal de las superficies inferior y superior de los cuerpos vertebrales en el centro del haz y visualización de los espacios intervertebrales.
2. Reproducción visualmente nítida de los pedículos
3. Visualización de las articulaciones intervertebrales
4. Reproducción de las apófisis espinosas y transversas
5. Reproducción visualmente nítida de las estructuras trabeculares y corticales

6. Reproducción de los tejidos blancos adyacentes, en especial las imágenes radiológicas del psoas.

- Columna lumbar, proyección LA:

1. Reproducción lineal de las superficies inferior y superior de los cuerpos vertebrales en el centro del haz y visualización de los espacios intervertebrales.
2. Superposición exacta de los extremos posteriores de las vértebras.
3. Reproducción de los pedículos y de los agujeros intervertebrales.
4. Visualización de las articulaciones vertebrales pequeñas
5. Reproducción visualmente nítida de las estructuras trabeculares y corticales.
6. Reproducción de los tejidos adyacentes.

- Articulación lumbosacra, proyección LA:

1. Reproducción por proyección tangencial de la cara inferior de L₅ y de la cara superior de S₁.
2. Visualización del contorno anterior del sacro superior.
3. Reproducción de piezas vertebrales del sacro superior.

- Cráneo, proyección PA (o proyección AP, si la PA no es posible):

1. Reproducción simétrica de los huesos de la cabeza, especialmente la bóveda craneal, las órbitas y los peñascos.
2. Proyección de las puntas de los peñascos en el centro de las órbitas.
3. Reproducción visualmente nítida del seno frontal, celdillas etmoidales, puntas de los peñascos y conductos auditivos internos.
4. Reproducción visualmente nítida de las tablas interna y externa de la bóveda craneal.

- Cráneo, proyección LA:

1. Reproducción visualmente nítida de las tablas interna y externa de la bóveda craneal, suelo de la silla turca y puntas de los peñascos.
2. Superposición de los contornos de la fosa anterior del cráneo, las alas menores del esfenoides, las apófisis clinoides y los conductos auditivos externos.
3. Reproducción visualmente nítida de los surcos vasculares, el vértice del cráneo y la estructura trabecular del cráneo.

- Mama, cualquier proyección:

1. Reproducción visualmente nítida de la mama.
2. Reproducción visualmente nítida de la piel y del tejido subcutáneo.
3. El pezón debe estar paralelo a la placa.

- Pelvis, proyección AP:

1. Reproducción simétrica de la pelvis.
2. Visualización del sacro y de sus agujeros intervertebrales.
3. Visualización de las ramas del pubis y del isquion.
4. Visualización de las articulaciones sacroiliacas.
5. Reproducción de los cuellos de los fémures, que no estarán distorsionados por acortamiento ni rotación.
6. Reproducción de las zonas de la esponjosa y cortical, y visualización de los trocánteres.

- Tórax, proyección PA:

1. Realización en inspiración profunda (se valora por la posición de las costillas

sobre el diafragma - bien 6 anteriormente o 10 posteriormente) e interrumpiendo la respiración.

2. Reproducción simétrica del tórax.

3. El borde central de los omóplatos deberá quedar fuera de los campos pulmonares.

4. Reproducción de toda la caja torácica por encima del diafragma.

5. Reproducción del sistema vascular en todo el pulmón, especialmente de los vasos periféricos.

6. Reproducción visualmente nítida, de la tráquea y bronquios terminales, el contorno del corazón y la aorta, del diafragma y los ángulos costofrénicos.

7. Visualización de la zona retrocardiaca del pulmón y del mediastino.

- Tórax, proyección PA:

1. Realización en inspiración profunda y con respiración interrumpida.

2. Los brazos deberán estar levantados por encima del tórax.

3. Reproducción visualmente nítida del contorno posterior del corazón, aorta, mediastino, tráquea, diafragma, esternón y columna vertebral.

En el caso concreto de la evaluación del sistema de radiografía computarizada (RC) del HPA, no existían antecedentes de la utilización de los CCI con imágenes digitales. En ausencia de otras fuentes de información para valorar y comparar la calidad de las imagen de ambos sistemas (convencional y RC), se consideró oportuna la aplicación de los CCI propuestos por un grupo de expertos de la UE.

Las radiografías digitales obtenidas con un sistema de RC presentan dos imágenes, una que simula una imagen convencional, y otra en la que se exageran ciertas frecuencias espaciales y se refuerzan los contornos (figura 24). Para poder evaluar la calidad de la imagen, es preciso definir en cuál de las imágenes se van a

verificar los CCI. Teniendo en cuenta la experiencia con el sistema de RC en el HPA, se optó por ver conjuntamente las dos imágenes, método que también fue utilizado en un trabajo similar realizado en el hospital Trousseau de París (Maccia, 1993b), en el campo de la radiología pediátrica y para la proyección anteroposterior del tórax en pacientes de una unidad de cuidados intensivos.

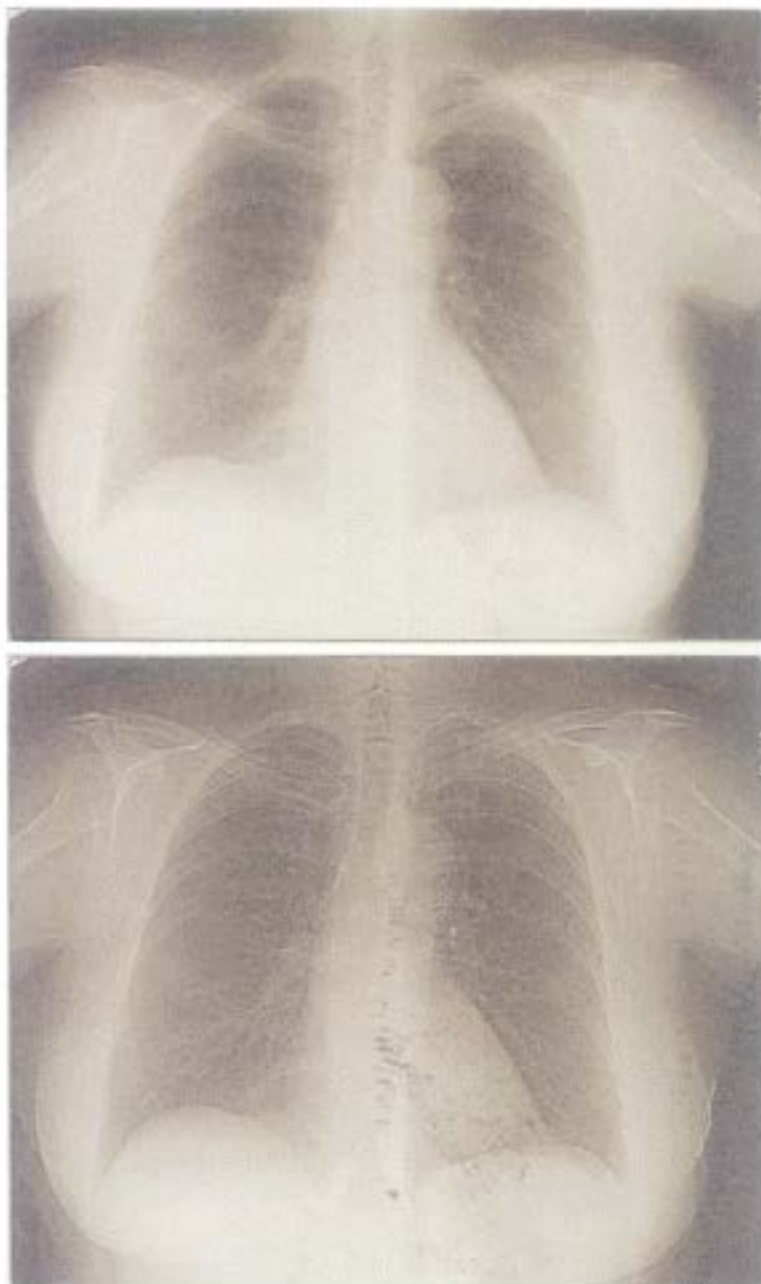


Figura 24

En el servicio de radiodiagnóstico del HPA, entre tres y cuatro radiólogos

(dependiendo de la exploración) verificaron el cumplimiento de los CCI en las proyecciones evaluadas. El sistema de puntuación que se utilizó se basó en asignar el valor 1 cuando el criterio se cumplía y el valor 0 cuando no se cumplía. En cuanto al ennegrecimiento de la película, se dio el valor 1 cuando se calificaba la imagen como “óptima”, y el valor 0 cuando se calificada como “muy clara” o “muy oscura”. Siguiendo el criterio expuesto, en la tabla XVI se presentan las puntuaciones máximas posibles para cada proyección.

PROYECCION	PUNTUACION MAX. POR IMAGEN Y OBSERVADOR
TOR.PA	9
TOR.LA	4
MAM.CC	4
MAM.OB	4
MAM.LA	4
CL.AP	7
CL.LA	7
ULS.LA	4
PELVIS.AP	7
AB.AP (sin cte.)	5
AB.AP (con cte.)	6

Tabla XVI

Con los resultados obtenidos se analizaron los siguientes parámetros:

- puntuación media obtenida por cada proyección.
- imágenes que cumplieran con todos los CCI.
- puntuación para cada CCI en cada proyección evaluada.
- valoración del grado de ennegrecimiento de cada proyección.

Finalmente, y con el fin de comparar los resultados de las evaluaciones realizadas por cada radiólogo en cada proyección, se analizaron independientemente las respuestas dadas por cada radiólogo a cada CCI.

6. Controles de Calidad.

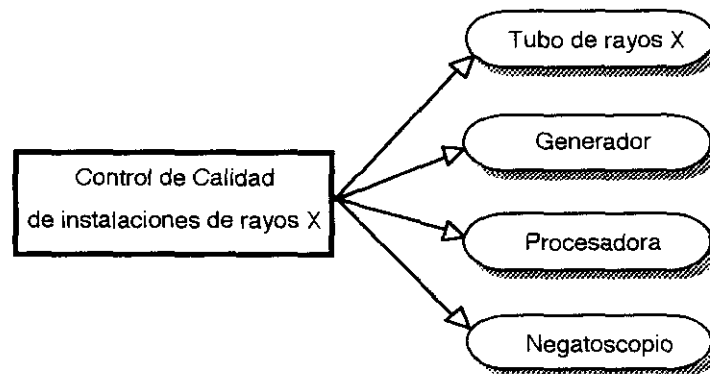


Figura 25

Para conseguir que las exploraciones radiológicas se realicen de modo que las dosis impartidas a los pacientes sean adecuadas, es necesario que los fabricantes ajusten correctamente los equipos radiológicos y que los usuarios aseguren que se comprueba rutinariamente la constancia de los parámetros físicos y técnicos de los equipos (desde el generador y tubo de rayos X hasta los últimos elementos de la cadena de formación de la imagen). Los ajustes dentro de un programa de Garantía de Calidad (GC) deben ser además, suficientes como para descartar cualquier dependencia en lo que concierne a la técnica radiológica empleada, garantizando que los técnicos de radiodiagnóstico no tengan que aprenderse los “trucos” de cada sala.

Los parámetros físicos y técnicos deben estar siempre dentro de las tolerancias determinadas por la legislación, normativa, o recomendaciones como las del Protocolo Español de Control de Calidad (1993). Sin embargo, desde el punto de vista de la optimización, es deseable que esas tolerancias se reduzcan cuanto sea posible, al menos en el rango habitual de trabajo de cada sala.

En cualquier caso, el objetivo principal de un programa de GC y de cualquier control de calidad (CCA) es la optimización, entendiendo como tal, la reducción de las dosis impartidas a los pacientes, y en definitiva, la reducción de los riesgos debidos al uso diagnóstico de los rayos X. En este trabajo se han evaluado ampliamente las repercusiones que un programa piloto de CCA ha tenido en las dosis impartidas a los pacientes en el HUSC, y como consecuencia, la evolución de la dosis colectiva correspondiente a este hospital durante un período de cinco años. También se han evaluado las reducciones de dosis obtenidas como consecuencia de la realización de CCA en varias salas de otros centros sanitarios.

Como parte del programa piloto de CCA, se ha comprobado el estado de generadores y tubos de rayos X, equipos de fluoroscopia, procesadoras y negatoscopios. Estos CCA sirvieron para evaluar la situación en la que se encontraban las salas inicialmente, y para comprobar la posterior corrección de las anomalías detectadas. En el Anexo III se presentan la metodología y tolerancias aplicadas en los controles de calidad realizados.

7. Instrumentación dosimétrica.

El fenómeno de la termoluminiscencia (Cameron, 1968) se basa en el principio de que ciertos materiales presentan entre las bandas de valencia y conducción, una alta densidad de centros de captura o trampas, capaces de retener electrones. Cuando se expone a radiación ionizante uno de estos sólidos cristalinos, se van a producir electrones y huecos, que en su mayoría van a recombinarse en tiempos muy cortos. Una fracción de electrones en cambio, es capturada en trampas, donde van a quedar hasta recibir suficiente energía como para poder escapar. Como no es posible la transición directa a la banda de valencia, la posibilidad de escape es ir primero a la banda de conducción, y desde allí pasar a la de valencia. Cuando se aumenta la temperatura, los electrones capturados en las trampas pasan a la banda de conducción,

y emiten luz siguiendo un *determinado patrón* según el tiempo y temperatura de calentamiento (la curva de emisión luminiscente). La amplitud de cada pico obtenido, va a ser proporcional a los electrones capturados en las trampas. En definitiva, la emisión termoluminiscente de estos cristales resulta proporcional a la dosis que han recibido. Una vez efectuada la lectura de estos dosímetros, “se ponen a cero” para poder reutilizarlos, con un segundo calentamiento controlado que libera las trampas que aún estaban ocupadas.

Los cristales empleados en dosimetría por termoluminiscencia (TL) deben cumplir las siguientes condiciones:

- Mantener la retención de los electrones capturados en las trampas durante tiempos prolongados, a la temperatura ambiente.
- Tener una alta intensidad de emisión termoluminiscente.
- Respuesta lineal en un amplio intervalo de dosis.
- Puesta a cero completa que facilite su uso repetitivo.

Los dosímetros de TL tienen una precisión intrínseca del 10% y una respuesta lineal entre 100 μ Gy y 1.000 mGy. Presentan la desventaja de la variación de la respuesta en función de la energía.

En este trabajo, se han empleado pastillas de fluoruro de litio (LiF) TLD-100 (Harshaw Chemical Co., USA), con unas medidas de 3,2 x 3,2 x 0,9 mm. Han sido utilizados mayoritariamente para medir la DS y las dosis en órganos superficiales.

El LiF tiene como ventaja, que su coeficiente de absorción es casi equivalente al del tejido muscular, lo que lo hace ser especialmente apto para dosimetría de pacientes en radiodiagnóstico. Además, son de pequeño tamaño, y no son visibles en la imagen radiográfica, salvo en el caso de las mamografías.

El LiF, presenta como características esenciales para las aplicaciones prácticas en este trabajo (Marco, 1985):

- precisión para medida de dosis altas del 3%.
- precisión para medida de dosis bajas del 15%.
- umbral de 0,2 mSv.
- valor máximo de 50 Sv.

Mejorando las técnicas de lectura de los dosímetros de TL de LiF, se ha visto que se puede llegar a una precisión del 1% a 1 Gy, y medir dosis tan bajas como 20 μ Gy (Gfirtner, H., 1992).

En algunos casos, se ha optado por utilizar una cámara plana de ionización Rad-check (Victoreen Inc.) para medir la exposición a nivel de piel, y estimar la dosis superficial en músculo, con los parámetros técnicos de realización de las exploraciones, propios de cada paciente.

La exactitud de las medidas dosimétricas con DTL o con cámara de ionización realizadas en este trabajo, ha sido estimada en alrededor de $\pm 10\%$.

8. Gestión informática.

La gestión informática facilita el almacenamiento de la información, permite una explotación adecuada de los datos, simplificando al máximo la obtención de parámetros rutinarios de valoración, como media, desviación estándar, y representaciones gráficas. Además, permite interrelacionar los ficheros con el fin de calcular las dosis en órganos, las dosis equivalentes efectivas, y otros valores de interés.

8.1. Adquisición de datos.

Se han diseñado y utilizado (o distribuido para su uso), distintos tipos de formularios (incluidos en el Anexo II) con el fin de recoger los datos de las exploraciones y poder proceder fácilmente a su tratamiento informático.

El diseño de formulario depende del tipo de estudio de exploración en el que se va a aplicar. Los datos de interés y el volumen de información que interesa conocer, varían según se trate de estudios “simples” o “complejos”.

- Formulario “CONTROL DE EXPLORACIONES Y PROTOCOLOS. RESUMEN DIARIO DE SALA”. Permite obtener información sobre la frecuencia de realización de estudios “simples” en la sala (carga de trabajo), el protocolo de realización de dichos estudios, y la distribución por edad y sexo de los mismos. El técnico de la sala es el encargado de rellenarlo durante un período de tiempo mínimo de una semana.

- Formularios que siguen las directrices del documento de “Criterios de Calidad de las Imágenes en Radiodiagnóstico” (CEC, 1990b), para exploraciones rutinarias con rayos X de tórax, cráneo, columna lumbar, pelvis, tracto urinario y mama. Para cada tipo de estudio se incluía una hoja con instrucciones indicando la forma de cumplimentarlo (en el Anexo II se incluye a modo de ejemplo, la hoja de instrucciones y el cuestionario para estudios de tórax). Tienen cuatro secciones, las tres primeras son, en principio, responsabilidad del técnico que hace el estudio, y la cuarta corresponde al radiólogo que se responsabiliza e informa el estudio:

A) TECNICA RADIOGRAFICA: recoge información sobre el equipo empleado (estativo, generador, tubo de rayos X, combinación cartulina-película, y procesadora).

B) DATOS DEL PACIENTE: edad, sexo, altura y peso.

C) DATOS DOSIMETRICOS: aquí se anotan los parámetros técnicos utilizados para cada proyección. Hay un espacio reservado para pegar el dosímetro de TL utilizado en la medida de la dosis superficial.

D) CRITERIOS DE IMAGEN: los radiólogos valoran visualmente las imágenes y responden la encuesta sobre el cumplimiento de los criterios de calidad de imagen. También evalúan el grado de ennegrecimiento de la imagen, indicando además si ésta responde a la sospecha clínica y especifican el diagnóstico.

- Formulario “DOSIMETRIA A PACIENTES. ESTUDIOS SIMPLES”. Ha sido empleado en cualquier tipo de estudio “simple”, cuando se hicieron medidas básicas de la dosis superficial con DTL.

- Formulario “ESTUDIOS COMPLEJOS. ENCUESTA PROTOCOLOS DE EXPLORACION”, ha sido utilizado para encuestar a los radiólogos de los servicios de radiodiagnóstico visitados, sobre los protocolos de exploración empleados habitualmente en estudios “complejos” (GDD, TI, EO y UIV). Estos estudios presentan grandes variaciones entre distintos pacientes, y en función de la patología encontrada se modifican, bien aumentando el número de imágenes de la zona de interés, o bien reduciendo el número total de imágenes, al confirmarse la sospecha clínica. Por este motivo, se solicitaba al radiólogo que indicara el protocolo que consideraba estándar, es decir, aquel que se hace por defecto y en el que se basan las variaciones dependientes de la patología. Con los datos así obtenidos, se han establecido comparaciones para buscar posibles reducciones de dosis que no comprometan la eficacia diagnóstica.

- Formulario “DOSIMETRIA A PACIENTES EN RADIODIAGNOSTICO. DATOS DE EXPLORACIONES COMPLEJAS” (GDD, TI, EO y UIV). En éste caso los mayores problemas son el registro de los parámetros del haz de fluoroscopia, la distancia foco-piel y el tipo de proyección, que varían mucho durante la realización

del estudio. En cuanto a la distancia foco-piel, se ha tomado el valor medio. Los tipos de proyecciones han sido agrupados en una serie preestablecida (AP, PA, OBA, OBP, LA y OT) a semejanza de lo que se hace en estudios “simples”. Se anotaba el producto dosis-área de cada disparo, y se registraban por separado los cGy x cm² correspondientes al haz de fluoroscopia.

- Formulario “GARANTIA DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO, CONTROL DE CALIDAD Y MEDIDAS DOSIMETRICAS”. Este impreso comienza con una encuesta al técnico, sobre los parámetros técnicos de realización de las exploraciones que habitualmente se hacen en la sala. El resto, son las hojas en las que se anotan los valores de las distintas medidas realizadas como parte de un CCA rápido. Con los rendimientos medidos para las tensiones más utilizadas, y los datos de la encuesta realizada al técnico, era posible estimar los valores de dosis en superficie impartidos en la sala, y compararlos con los valores de referencia.

8.2. Tratamiento informático de los datos obtenidos.

Los datos recogidos han sido procesados en ordenadores del tipo PC y Macintosh, con la ayuda de programas de base de datos DBase III+ (Ashton-Tate) y File Maker Pro 2.0 (Claris); hoja de cálculo Excel 4 (Microsoft); programa de gráficos DeltaGraph Professional (Delta Point); y procesadores de texto Word 5.1 (Microsoft) y MacWrite II (Claris).

9. Interacción con los Servicios de Radiodiagnóstico.

Con los resultados de cada control se elaboró un informe que era remitido al responsable del servicio de radiodiagnóstico y en el que se indicaba lo siguiente:

- centro, sala y equipo de rayos X.

- fecha del control, persona o personas que lo hicieron e instrumentación utilizada (especificando en su caso el factor de calibración aplicable).
- resultados de las medidas realizadas.
- observaciones y recomendaciones para corregir las posibles anomalías detectadas.

Se evaluaron 100 salas de 27 centros sanitarios, realizándose un total de 231 controles de las dosis impartidas a los pacientes, o de calidad de los equipos. Normalmente, desde el servicio de radiodiagnóstico se avisaba al servicio de mantenimiento de la casa suministradora, o al propio del hospital, para que procedieran a la corrección de los problemas encontrados y luego lo comunicaban al grupo de la CFM. De este modo se procedía a comprobar la corrección, y evaluar sus repercusiones en lo relativo a las dosis impartidas a los pacientes.

En el servicio de radiodiagnóstico del HPA se ha seguido de forma sistemática el mismo procedimiento (figura 26), para evaluar una serie de exploraciones realizadas en 4 salas y comparar la radiografía convencional con la RC, en lo relativo a las dosis y a la calidad de la imagen.

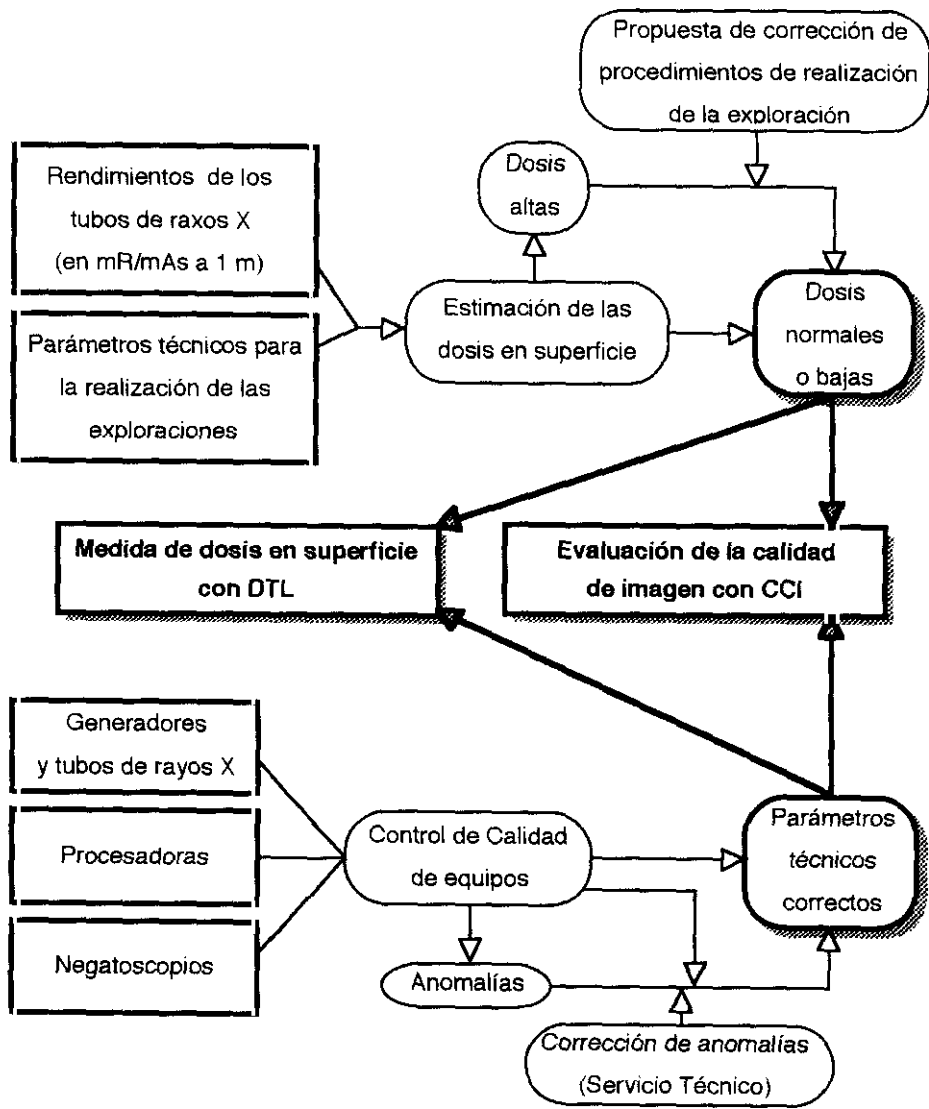


Figura 26

RESULTADOS Y DISCUSION.

1. Dosimetría de pacientes.

Las incertidumbres asociadas a los valores dosimétricos obtenidos han resultado difíciles de determinar, teniendo en cuenta la diversidad de medidas realizadas, de métodos y de magnitudes dosimétricas empleadas. No obstante, se ha estimado que la exactitud de las medidas dosimétricas estaría alrededor de $\pm 10\%$, lo que resultaría para los valores promedio de dosis equivalentes efectivas obtenidas, en incertidumbres de alrededor del $\pm 20\%$. Estas incertidumbres proceden de considerar las dispersiones en las lecturas de los dosímetros de TL, las debidas a las diferentes posiciones de los dosímetros en el campo de rayos X y a los diferentes tamaños de los pacientes. Este último factor, el tamaño de los pacientes, ha sido especialmente cuidado en las medidas dosimétricas realizadas en el HPA, donde se seleccionó a pacientes con un peso de 70 ± 5 kg, y espesores de mama comprimida de 5 ± 1 cm (en el caso de las mamografías), para la realización de las medidas.

Las incertidumbres para los pacientes pediátricos fueron mayores, de alrededor del $\pm 30-40\%$, ya que las variaciones en los tamaños de estos pacientes, también lo son. Además, el método utilizado para determinar las dosis equivalentes efectivas en estos pacientes (apartado 4.2.4.) también añade incertidumbres importantes.

Cuando se partió de valores dados por otros autores para calcular las dosis equivalentes efectivas, las incertidumbres estimadas fueron de alrededor del $\pm 30-40\%$. Esto se debe a que frecuentemente en estos casos, las estimaciones de error resultan difíciles de seguir. En las exploraciones incluidas en el grupo "otros" ocurre lo mismo, ya que algunas proyecciones no son las mismas que las correspondientes a estudios más convencionales, empleadas para obtener los valores de algunos de los estudios de éste grupo.

Como criterio general, se presentan los valores promedio de dosis medidas u obtenidas, y las desviaciones estándar. En los casos en los que se hicieron medidas en muestras de pacientes, se incluyen además los valores mínimo y máximo.

1.1. Resultados dosimétricos en el hospital universitario “San Carlos”. Discusión.

En la tabla XVI, se presentan los valores promedio de las dosis equivalentes efectivas correspondientes a cada uno de los 16 grupos de estudios considerados en el HUSC (tabla VI) desde 1986 hasta 1990. En aquellos casos en los que no se disponía de datos dosimétricos para un grupo y año determinados, se consideró que las dosis serían similares a las obtenidas antes de la aplicación del programa de GC; por esta razón se repiten algunos valores. La tabla XVII permite, excepto en los casos indicados, seguir la evolución de las dosis equivalentes efectivas en este centro.

Las reducciones de dosis que se observan en las exploraciones de columna cervical y lumbar se debieron principalmente a las mejoras introducidas en las salas en las que se realizaban. En particular, los chasis de aluminio fueron reemplazados por otros de fibra de carbono, y se aumentó la filtración total de los tubos de rayos X. En otros casos, se fueron introduciendo gradualmente sistemas de imagen de mayor sensibilidad, y además se optimizaron los procedimientos técnicos de realización de las exploraciones, como por ejemplo, aumentando los valores de tensión seleccionados hasta los recomendados por un grupo de expertos de la UE (CEC, 1990b), con el consiguiente descenso de los mAs y por lo tanto, de las dosis.

Los valores de dosis equivalentes efectivas en los estudios de digestivo (EO y GDD), correspondían a una sala equipada con un sistema de fluoroscopia con un funcionamiento deficiente. La sustitución de dicho equipo dentro de las acciones del programa piloto de GC, dio como resultado un descenso de las dosis equivalentes efectivas superior al 50%, entre 1989 y 1990, y que más adelante será estudiado en

profundidad.

DOSIS EQUIVALENTE EFECTIVA PROMEDIO (mSv) POR ESTUDIO EN EL HUSC (1986-1990).

TIPO DE ESTUDIO	1986	1987	1988	1989	1990
angiografía	12,1	12,8	12,3	12,3	13,0
cráneo	0,5	0,5	0,4	0,4	0,3
columna cervical	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2
columna dorsal	1,2	1,2	1,4	1,5	1,2
columna lumbar	2,2	2,2	2,0	2,1	1,4
tórax	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
abdomen	1,6	1,6	1,5	1,2	1,4
enema opaco	9,4	9,4	9,4	16,3	6,8
esófagogastroduodenal	10,7	10,7	10,7	9,1	4,9
urografía intravenosa	6,8	6,8	6,3	7,0	6,5
caderas y pelvis	1,3	1,3	1,8	1,5	1,0
extremidades	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
TAC	5,7	5,6	5,7	5,9	6,5
mamografía	1,6	1,6	0,9	0,9	1,2
pediatría	0,6	0,5	0,5	0,6	0,5
"otros"	2,2	2,0	1,8	2,2	1,2

Tabla XVII

En síntesis, y de modo general salvo en TAC, se aprecia la eficacia del programa piloto de CCA en el HUSC, traducida en reducciones de dosis muy importantes. De modo singular, se observó algún crecimiento en 1990 para las exploraciones de mama y abdominales, pudiéndose atribuir el incremento observado en las últimas, como una oscilación de tipo estadístico.

En mamografía, se obtuvieron valores de dosis altos en los años 1986 y 1987. Los CCA efectuados en el equipo y en elementos de la cadena de formación de la imagen, permitieron disminuir las dosis en los dos años posteriores, para una de las

salas en servicio. El dato de 1990 correspondió, a diferencia de los anteriores, a un promedio de las dos salas existentes, una de ellas con equipamiento moderno (General Electric Senographe 600T). Su valor, relativamente alto, se explica porque con ambos mamógrafos se utilizaba habitualmente combinación hoja intensificadora-película de baja velocidad (MinR/MinR, Kodak), y en el caso del nuevo mamógrafo se usaba también rejilla antidifusora, lo que hacía aumentar las dosis.

El crecimiento observado en las estimaciones de TAC, se debía exclusivamente a que las dosis fueron calculadas empleando histogramas de frecuencias, que mostraban una tendencia de mayor crecimiento relativo para los tipos de exploraciones de TAC con mayor dosis equivalente efectiva (tablas XXIII y XXIV). Para este tipo de exploraciones, no se hicieron estimaciones directas de dosis, obteniendo el valor, de los estudios realizados por Padovani (1991) y Shrimpton (1992). Cuando ya había finalizado la evaluación de dosis de esta tesis correspondiente a los años 1986-1990, se realizó un estudio detallado de dosis en TAC en distintos centros de la Comunidad de Madrid (Calzado, 1992). Los resultados obtenidos en este estudio, permitirían estimar a partir de datos españoles los valores de dosis asumidos por nosotros en base a las estimaciones hechas en Italia y el Reino Unido.

Con los datos de la tabla XVII y el número de estudios anuales de cada grupo, se han hecho las tablas XVIII a XXII, en las que se indica la aportación de cada uno de los grupos a la dosis efectiva colectiva, en términos absolutos (persona.Sv), y porcentuales. Estos resultados en su conjunto, dan una perspectiva global de la evolución del radiodiagnóstico en cuanto a número de exploraciones y a la dosis efectiva colectiva.

NUMERO DE ESTUDIOS Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC
EN 1986.

TIPO DE ESTUDIO	Nº	% ESTUDIOS	persona.Sv	%
angiografía	2.661	1,9	32,1	16,9
cráneo	6.337	4,5	2,9	1,5
columna cervical	4.639	3,3	1,4	0,8
columna dorsal	1.237	0,9	1,5	0,8
columna lumbar	3.458	2,5	7,5	3,9
tórax	54.896	38,8	12,6	6,6
abdomen	15.905	11,3	25,5	13,4
enema opaco	1.088	0,8	10,2	5,4
esófagogastroduodenal	2.077	1,5	22,2	11,7
urografía intravenosa	2.233	1,6	15,2	8,0
caderas y pelvis	3.880	2,7	5,0	2,7
extremidades	21.489	15,2	2,2	1,1
TAC	4.835	3,3	26,5	13,9
mamografía	1.664	1,4	2,6	1,4
pediatría	6.754	4,8	3,9	2,1
"otros"	8.441	6,0	18,2	9,6
TOTAL:	141.394		189,5	

Tabla XVIII

**NUMERO DE ESTUDIOS Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC
EN 1987**

TIPO DE ESTUDIO	N°	% ESTUDIOS	persona.Sv	%
angiografía	2.858	1,8	36,6	18,0
cráneo	6.894	4,3	3,2	1,6
columna cervical	5.891	3,7	1,8	0,9
columna dorsal	1.529	1,0	1,8	0,9
columna lumbar	3.748	2,4	8,1	4,0
tórax	61.098	38,3	12,8	6,3
abdomen	19.152	12,0	30,6	15,1
enema opaco	1.193	1,2	11,2	5,5
esófagogastroduodenal	1.944	0,8	20,9	10,3
urografía intravenosa	2.345	1,5	16,0	7,8
caderas y pelvis	4.635	2,9	6,0	3,0
extremidades	25.944	16,3	2,6	1,3
TAC	5.044	3,2	28,0	13,8
mamografía	1.902	1,2	3,0	1,5
pediatría	6.475	4,1	3,5	1,7
"otros"	8.772	5,5	17,2	8,5
TOTAL:	159.424		203,4	

Tabla XIX

**NUMERO DE ESTUDIOS Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC
EN 1988**

TIPO DE ESTUDIO	Nº	% ESTUDIOS	persona.Sv	%
angiografía	3.267	2,0	40,3	19,3
cráneo	6.921	4,1	2,5	1,2
columna cervical	6.007	3,6	1,7	0,8
columna dorsal	1.815	1,1	2,5	1,2
columna lumbar	4.468	2,7	9,1	4,4
tórax	62.764	37,4	13,8	6,6
abdomen	19.283	11,5	28,7	13,8
enema opaco	1.116	0,7	10,4	5,0
esófagogastroduodenal	1.709	1,0	18,3	8,8
urografía intravenosa	2.269	1,4	14,3	6,9
caderas y pelvis	5.654	3,4	10,0	4,8
extremidades	29.230	17,4	2,9	1,4
TAC	5.380	3,2	30,8	14,8
mamografía	2.321	1,4	2,2	1,0
pediatría	6.434	3,8	3,3	1,6
"otros"	9.329	5,6	16,8	8,1
TOTAL:	167.967		207,5	

Tabla XX

**NUMERO DE ESTUDIOS Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC
EN 1989**

TIPO DE ESTUDIO	Nº	% ESTUDIOS	persona.Sv	%
angiografía	2.896	1,8	35,7	17,5
cráneo	6.681	4,1	2,4	1,2
columna cervical	5.560	3,4	1,6	0,8
columna dorsal	1.778	1,1	2,6	1,3
columna lumbar	4.293	2,6	8,9	4,4
tórax	63.628	39,1	14,6	7,2
abdomen	18.021	11,1	22,4	10,9
enema opaco	1.039	0,6	17,0	8,3
esófagogastroduodenal	1.768	1,1	16,0	7,8
urografía intravenosa	2.131	1,3	14,9	7,3
caderas y pelvis	5.077	3,1	7,5	3,7
extremidades	27.065	16,6	2,7	1,3
TAC	5.549	3,4	32,5	15,9
mamografía	2.371	1,5	2,2	1,1
pediatría	5.632	3,5	3,0	1,5
"otros"	9.424	5,8	20,4	10,0
TOTAL:	162.913		204,4	

Tabla XXI

**NUMERO DE ESTUDIOS Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC
EN 1990**

TIPO DE ESTUDIO	Nº	% ESTUDIOS	persona.Sv	%
angiografía	5.926	3,4	77,3	32,6
cráneo	6.874	4,0	2,1	0,9
columna cervical	5.862	3,4	1,1	0,4
columna dorsal	1.839	1,1	2,3	1,0
columna lumbar	4.471	2,6	6,4	2,7
tórax	65.499	37,9	13,8	5,8
abdomen	17.156	9,9	23,5	9,9
enema opaco	787	0,5	5,4	2,3
esófagogastroduodenal	1.439	0,8	7,1	3,0
urografía intravenosa	1.870	1,1	12,2	5,2
caderas y pelvis	5.716	3,3	5,7	2,4
extremidades	28.377	16,4	2,8	1,2
TAC	8.933	5,2	58,2	24,6
mamografía	3.463	2,0	4,1	1,7
pediatría	3.479	2,0	1,7	0,7
"otros"	11.227	6,5	13,4	5,6
TOTAL:	172.918		236,9	

Tabla XXII

Debido a la problemática especial de las exploraciones angiográficas, en la tabla XXIII, se incluye información detallada del número de angiografías de cada tipo, hechas cada año, y la contribución a la dosis colectiva en términos absolutos. En la segunda columna, se indican los valores de dosis equivalentes efectivas tomados de la bibliografía y utilizados para el cálculo de la dosis efectiva colectiva (Maccia, 1988).

La sala de radiología vascular del HUSC atiende del orden de 2.500 pacientes anuales. El informe de detalle de dicha sala, correspondiente al período de julio de 1992 a julio de 1993, señala un total de 2.156 pacientes, con 5.435 “procedimientos”, y de ellos, 392 intervencionistas. Los registros informáticos de la actividad de este tipo de salas son bastante difíciles de interpretar al no quedar siempre claramente definido cada “procedimiento”.

En las tablas XXIV y XXV se dan los mismos datos, referentes a las exploraciones de TAC. Ambas tablas sólo difieren en los valores de dosis equivalentes efectivas tomados de la bibliografía (en la segunda columna), y utilizados para el cálculo de la dosis efectiva colectiva (Padovani, 1991; Shrimpton, 1992).

En las tablas XXVI y XXVII, se presenta finalmente, la información correspondiente a los estudios incluidos en el grupo “otros”.

NUMERO DE ANGIOGRAFIAS Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC DESDE 1986 HASTA 1990.

TIPO DE ANGIOGRAFIA	mSv/ESTUDIO (Maccla, 1988)	Nº ESTUDIOS (1986)	persona.Sv (1986)	Nº ESTUDIOS (1987)	persona.Sv (1987)	Nº ESTUDIOS (1988)	persona.Sv (1988)	Nº ESTUDIOS (1989)	persona.Sv (1989)	Nº ESTUDIOS (1990)	persona.Sv (1990)
cabeza	12,3	823	10,2	813	10,0	974	12,0	580	7,2	684	8,4
tórax	5,0	209	1,1	205	1,0	247	1,2	339	1,7	869	4,5
abdomen	20,2	464	9,4	707	14,3	655	13,3	708	14,3	2.062	41,7
extremidades	9,9	1.129	11,2	1.087	10,7	1.309	12,9	1.190	11,8	1.960	19,4
otros	10,0	36	0,4	46	0,5	82	0,8	79	0,8	331	3,3
TOTAL:		2.661	32,1	2.858	36,6	3.267	40,3	2.896	35,7	5.926	77,3
mSv/ESTUDIO:			12,1		12,8		12,3		12,3		13,0

Tabla XXIII

NUMERO DE ESTUDIOS DE TAC Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC DESDE 1986 HASTA 1990.

TAC DE:	mSv/ESTUDIO (Padovani, 1991)	N° ESTUDIOS (1986)	persona.Sv (1986)	N° ESTUDIOS (1987)	persona.Sv (1987)	N° ESTUDIOS (1988)	persona.Sv (1988)	N° ESTUDIOS (1989)	persona.Sv (1989)	N° ESTUDIOS (1990)	persona.Sv (1990)
cabeza	2,8	2.307	6344,3	2.686	7386,5	2.912	8008,0	2.875	7906,3	3.618	9949,5
órbita	1,6	229	359,5	171	268,5	106	166,4	120	188,4	153	240,2
columna cervical	0,8	56	44,2	103	81,4	54	42,7	44	34,8	112	88,5
tórax	10,8	413	4456,3	471	5082,1	479	5168,4	533	5751,1	919	9916,0
abdomen	9,1	1.021	9270,7	1.061	9633,9	1.184	10750,7	1.293	11740,4	2.865	26014,2
pelvis	10,1	590	5976,7	526	5328,4	632	6402,2	658	6665,5	1.218	12338,3
extremidades		19	0,0	26	0,0	13	0,0	26	0,0	48	0,0
TOTAL:		4.635	26451,7	5.044	27780,7	5.380	30538,4	5.549	32286,5	8.933	58546,7
mSv/ESTUDIO:			5,7		5,5		5,7		5,8		6,6

Tabla XXIV

NUMERO DE ESTUDIOS DE TAC Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC DESDE 1986 HASTA 1990.

TAC DE:	mSv/ESTUDIO (Shrimpton, 1992)	N° ESTUDIOS (1986)	persona.Sv (1986)	N° ESTUDIOS (1987)	persona.Sv (1987)	N° ESTUDIOS (1988)	persona.Sv (1988)	N° ESTUDIOS (1989)	persona.Sv (1989)	N° ESTUDIOS (1990)	persona.Sv (1990)
cabeza	3,5	2.307	8074,5	2.686	9401,0	2.912	10192,0	2.875	10062,5	3.618	12663,0
órbita	0,0	229	0,0	171	0,0	106	0,0	120	0,0	153	0,0
columna cervical	1,9	56	106,4	103	195,7	54	102,6	44	83,6	112	212,8
tórax	9,1	413	3758,3	471	4286,1	479	4358,9	533	4850,3	919	8362,9
abdomen	8,8	1.021	8984,8	1.061	9336,8	1.184	10419,2	1.293	11378,4	2.865	25212,0
pelvis	9,4	590	5546,0	526	4944,4	632	5940,8	658	6185,2	1.218	11449,2
extremidades		19	0,0	26	0,0	13	0,0	26	0,0	48	0,0
TOTAL:		4.635	26470,0	5.044	28164,0	5.980	31013,5	5.549	32560,0	8.933	57899,9
mSv/ESTUDIO:			5,7		5,6		5,8		5,9		6,5

Tabla XXV

NUMERO DE ESTUDIOS DEL GRUPO "OTROS" Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC DESDE 1986 HASTA 1990.

ZONA ANATOMICA/TIPO DE ESTUDIO *	N° ESTUDIOS (1986)	mSv/ESTUDIO (1986)	persona.Sv (1986)	N° ESTUDIOS (1987)	mSv/ESTUDIO (1987)	persona.Sv (1987)	N° ESTUDIOS (1988)	mSv/ESTUDIO (1988)	persona.Sv (1988)
cráneo	2 044	0,5	0,9	2 213	0,5	1,0	2 030	0,4	0,7
columna	1 112	1,2	1,4	1 079	1,2	1,3	1 154	1,2	1,4
mielografía cervical	76	1,6	0,1	109	1,6	0,2	89	1,6	0,1
mielografía	187	11,3	2,1	160	11,3	1,8	154	11,3	1,7
tórax	1 613	0,2	0,4	1 808	0,2	0,4	2 173	0,2	0,5
aparato digestivo	924	10,0	9,3	885	10,0	8,9	771	10,0	7,7
urología	121	6,8	0,8	101	6,8	0,7	159	6,3	1,0
cistografía	453	4,8	2,2	462	4,8	2,2	568	4,8	2,7
histerosalpingografía	213	4,8	1,0	156	4,8	0,7	172	4,8	0,8
mamografía	10	1,6	0,0	1	1,6	0,0	0	0,9	0,0
ginecología	0	2,9	0,0	0	2,8	0,0	2	2,8	0,0
radioscopia	1 688			1 798			2 057		
TOTAL:	8 441		16,2	8 772		17,2	9 329		16,8
mSv/ESTUDIO:		2,2			2,0			1,8	

*Las denominaciones cráneo, tórax, aparato digestivo, urología y mamografía, corresponden a zonas anatómicas. El resto son tipos de estudios radiológicos.

Tabla XXVI

NUMERO DE ESTUDIOS DEL GRUPO "OTROS" Y DOSIS EFECTIVA COLECTIVA EN EL HUSC DESDE 1986 HASTA 1990.

ZONA ANATOMICA/TIPO DE ESTUDIO *	N° ESTUDIOS (1989)	mSv/ESTUDIO (1989)	persona.Sv (1989)	N° ESTUDIOS (1990)	mSv/ESTUDIO (1990)	persona.Sv (1990)
cráneo	1.702	0,4	0,6	1.690	0,3	0,5
columna	1.190	1,3	1,5	1.180	1,0	1,1
mielografía cervical	47	1,6	0,1	26	1,6	0,0
mielografía	138	11,3	1,6	135	11,3	1,5
tórax	2.250	0,2	0,5	2.476	0,2	0,5
aparato digestivo	817	12,7	10,4	775	5,9	4,6
urología	248	7,0	1,7	189	6,5	1,2
cistografía	669	4,8	3,2	627	4,8	3,0
histerosalpingografía	173	4,8	0,8	178	4,8	0,9
mamografía	0	0,9	0,0	0	1,2	0,0
ginecología	0	2,8	0,0	0	2,8	0,0
radioscopia	2.190			3.951		
TOTAL:	9.424		20,4	11.227		13,4
mSv/ESTUDIO:		2,2			1,2	

*Las denominaciones cráneo, tórax, aparato digestivo, urología y mamografía, corresponden a zonas anatómicas. El resto son tipos de estudios radiológicos.

Tabla XXVII

La evolución del radiodiagnóstico en el HUSC, en cuanto al número total de exploraciones y a la dosis efectiva colectiva asociada, puede apreciarse en su conjunto en la figura 27, en la que se presentan los datos anuales desde 1986 hasta 1990 (Vañó, 1993a).

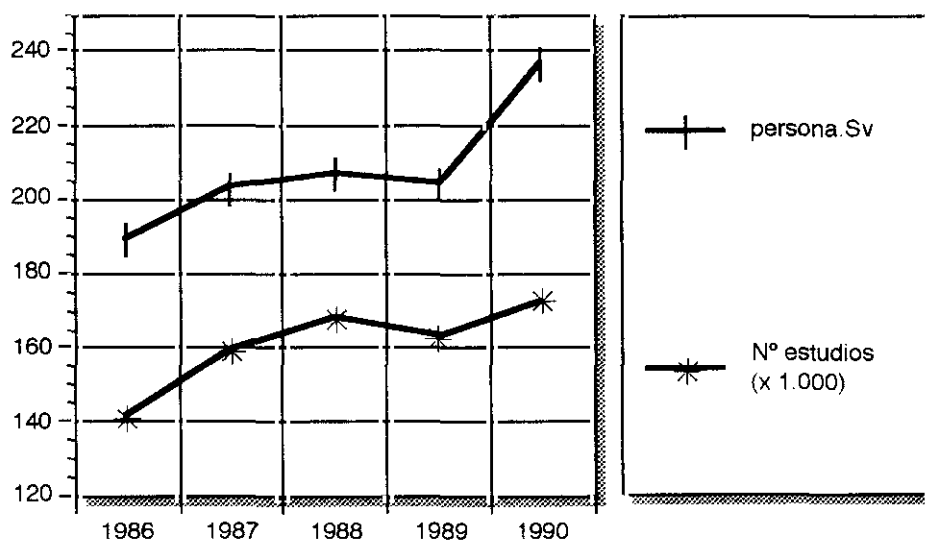


Figura 27

En el año 1989 se observa un descenso en el número de exploraciones, que fue debido a la aparición de averías en varias salas y al programa de sustitución de equipos obsoletos en salas de radiografía general, mamografía, TAC, radiología digital para angiografía periférica y cardiopulmonar, lo que supuso una menor utilización global. Además, se llevaron a cabo mejoras, como por ejemplo, el cambio de los sistemas de fluoroscopia (intensificador de imagen y sistema de TV) en las salas dedicadas a la exploración radiológica del aparato digestivo.

En el período 1985-1989, la hospitalización aumentó un promedio anual del 1,4%, mientras que las visitas en policlínicas y urgencias lo hicieron en un 5,5% (INSALUD, 1989). Durante los años 1986-1990, y a pesar del descenso ocurrido en 1989, el volumen de exploraciones radiológicas creció en promedio un 5,31% anual, cifra muy próxima a la dada por UNSCEAR (1993), para el mismo período y para los países de nivel de salud I. En 1990 la radiología hospitalaria supuso 269 exploraciones

radiológicas por 1.000 habitantes. Por lo tanto, el incremento medio anual en el número de exploraciones realizadas siguió un aumento similar al observado en el número de visitas en los departamentos de policlínicas y de urgencias.

Los aumentos encontrados en el número de estudios de TAC y de angiografías periféricas de 1990, del 61 y 62% respectivamente en relación al año anterior, estarían justificados por el aumento general que se observó en la demanda de estos tipos de exploraciones, y por la entrada en servicio de una nueva sala de TAC y de otra para angiografía periférica (con tecnología digital de imagen). Estas dos salas nuevas aumentaron sensiblemente la capacidad operativa para realizar este tipo de estudios.

Dentro del grupo “otros”, las cistografías aumentaron ligeramente su frecuencia durante los cinco años estudiados, representando el 0,33% de los estudios, en 1990. Las mielografías en cambio, tras un constante descenso de su frecuencia durante los cinco años, representaron en 1990 tan sólo el 0,14% de los estudios. No obstante, estos dos tipos de estudios son los que imparten las dosis más elevadas, dentro de los considerados en este grupo.

En cuanto a la evolución de la dosis efectiva colectiva, el aumento del 15,9% ocurrido en 1990 estuvo relacionado principalmente con el aumento del 62% en el número de angiografías ocurrido ese año y ya discutido. Con el fin de demostrar esto, en la figura 28 se ha representado la evolución de la dosis efectiva colectiva, por un lado, considerando las angiografías, y por otro, sin considerarlas. Puede apreciarse, que al no tener en cuenta a las angiografías, en el resto de los estudios se hace patente la eficacia del plan piloto de CCA (Vañó, 1993a).

En 1990 además de la información ya presentada, se dispuso del dato correspondiente al número de angiografías cardiopulmonares realizadas en el HUSC, que fueron 2.094 y representaron una dosis efectiva colectiva de 20,94 persona.Sv

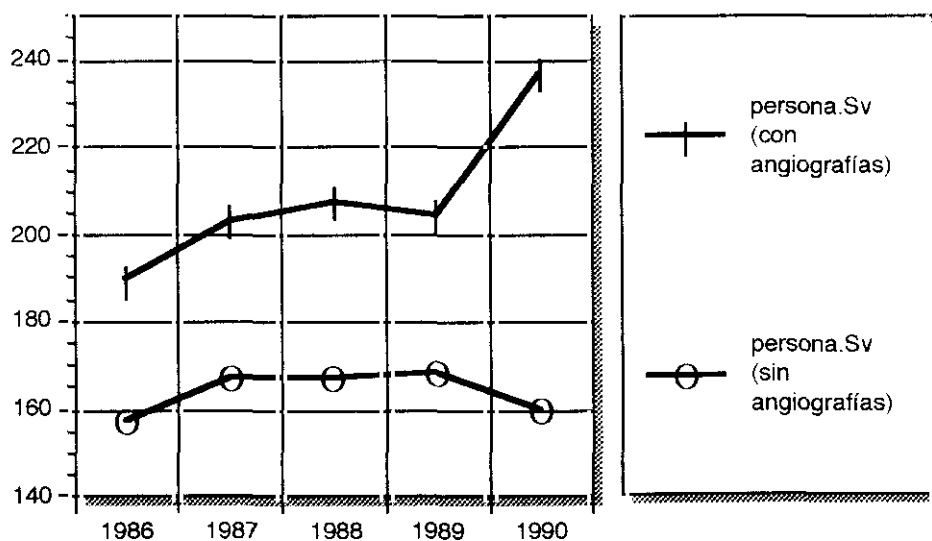


Figura 28

(Pukkila, 1990). En la figura 29 se muestran las distribuciones porcentuales de cada grupo de estudios sobre el total, así como las contribuciones a la dosis colectiva derivadas, para 1990, año en el que se tubo información suficientemente completa.

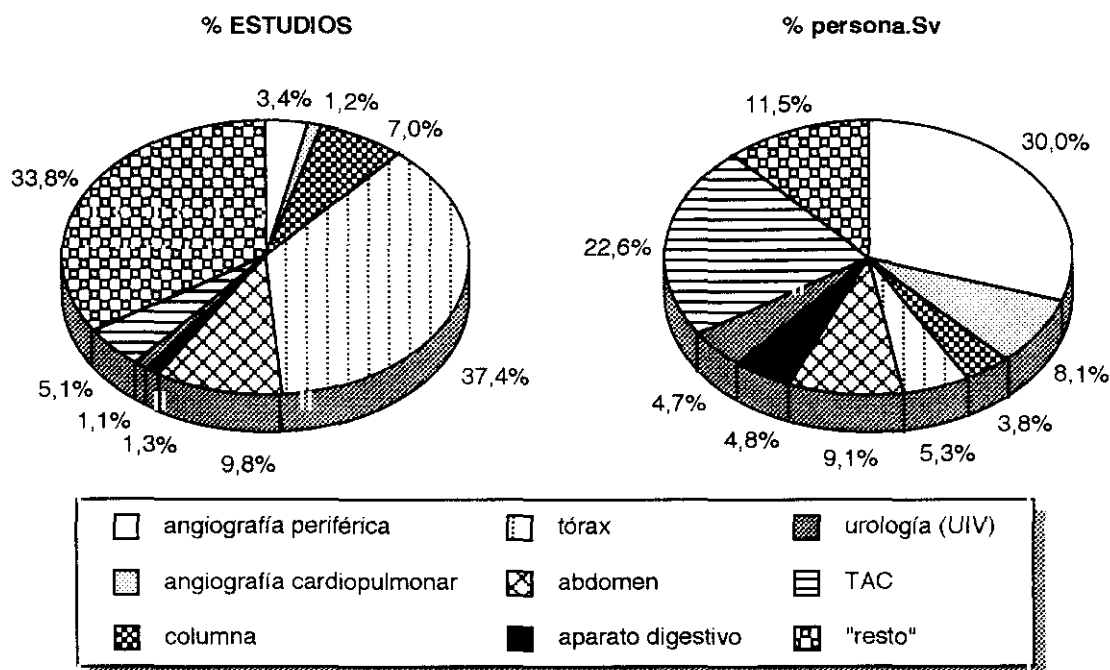


Figura 29

Las angiografías (incluyendo las cardiopulmonares) y el TAC (9,7% del total de estudios), contribuyeron en conjunto al 60,7% de la dosis efectiva colectiva correspondiente a 1990 en el HUSC.

El grupo llamado "resto", también tiene importancia por representar el 33,8% de las exploraciones de 1990 y el 11,5% de la dosis colectiva de ese mismo año.

Con arreglo a los datos de 1990, las exploraciones del aparato digestivo y de urología, con sólo el 2,4% de los estudios, tuvieron una contribución del 9,5% a la dosis efectiva colectiva. Estos estudios han mostrado durante los cinco años, una tendencia a disminuir, que estaba en parte relacionada con el empleo cada vez mayor de medios diagnósticos alternativos como la ecografía, los procedimientos endoscópicos y la resonancia magnética. En particular, la ecografía aumentó durante el período estudiado, un 8,8% en promedio. El mayor aumento correspondió a 1989, en el que las exploraciones ecográficas se incrementaron en un 18,9% con respecto a 1988.

La importancia de conocer la contribución del radiodiagnóstico a la dosis colectiva, radica en que se puede asignar un valor monetario a cada persona.Sv, lo que permite cuantificar también en términos de coste, las reducciones de dosis que se obtienen.

Russell y Webb (1987) han fijado en $0,006 \text{ mSv}^{-1}$, el factor de riesgo de muerte por cáncer debido a exposición de la población por el radiodiagnóstico¹. Por otra parte, han estimado el riesgo de defectos genéticos graves por el radiodiagnóstico en $0,002 \text{ persona.Sv}^{-1}$. El riesgo total (cáncer letal más anomalías genéticas graves en todas las generaciones siguientes) para un adulto estiman que sería de 0,008 casos por cada persona.Sv. El mismo riesgo para los niños sería de 0,03 casos por cada persona.Sv. Partiendo de estos datos, estimaron que el coste de cada persona.Sv estaría entre 5.000 y 10.000 £ para adultos, y entre 25.000 y 50.000 £ para niños. Es de destacar que el valor propuesto para los adultos coincidía con la renta per capita del

¹ Considerando las recomendaciones dadas por la CIPR en su publicación n° 60 (ICRP, 1991), este factor de riesgo sería de hasta cuatro veces más alto.

Reino Unido, por lo que han propuesto aplicar en cada país el valor de ese parámetro económico como indicador del coste del persona.Sv, por exposición de la población debida al radiodiagnóstico.

En España, la renta per capita en 1986 era de 733,1 miles de pesetas, de 824,9, 916,6, 1.027,9 miles de pesetas en años sucesivos, y de 1.140,0 en 1990 (Banco de España, 1993). Con estos datos, y con la contribución a la dosis colectiva del radiodiagnóstico para adultos en el HUSC, se ha elaborado la figura 30, en la que se aprecia la evolución del coste económico que sería atribuible al riesgo radiológico.

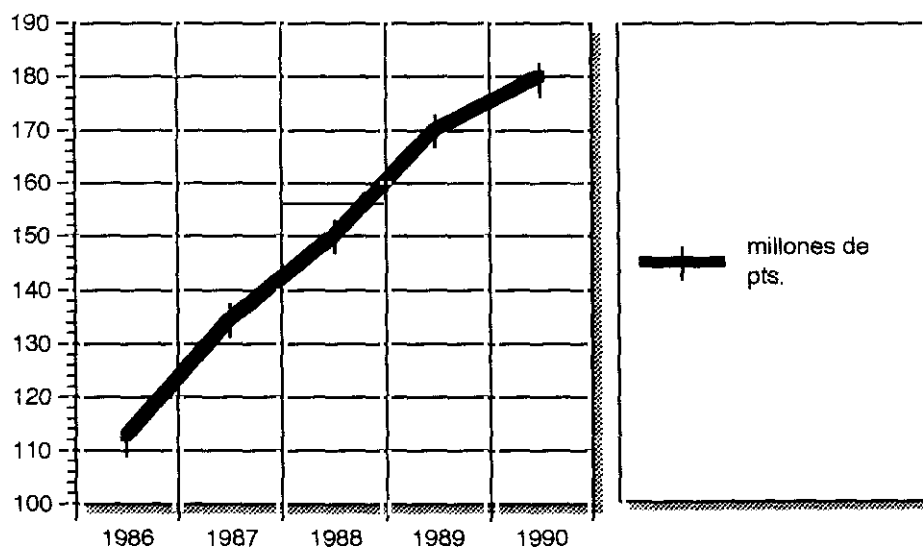


Figura 30

Puede observarse como la renta per capita ha aumentado de año en año, lo que ha hecho aumentar el coste derivado del riesgo radiológico del radiodiagnóstico. En 1990 ese coste ha presentado un incremento que es la mitad del de los dos años anteriores, lo que se explica por la eficacia del plan piloto de GC. En definitiva, la reducción de la dosis colectiva ofrece también la posibilidad de reducir los costes económicos derivados del radiodiagnóstico, a largo plazo.

Para los años 1986 a 1990, y a partir de los datos suministrados por el Servicio de Informática del HUSC, se han obtenido las relaciones de imágenes por estudio de

cada año. Se ha considerado oportuno incluir estos datos, como complemento de los dosimétricos, y para poder analizar mejor la evolución del radiodiagnóstico en este hospital, durante el período considerado. En las tablas XXVIII a XXXII se presentan los datos relativos al número de imágenes hechas cada año, y la relación imágenes por estudio de las exploraciones de los 16 grupos de la tabla VI. Teniendo en cuenta el tratamiento especial dado a los estudios de angiografía y TAC, se detallan los datos de cada uno de los subgrupos que integran estos dos apartados.

NUMERO DE IMAGENES Y RELACION IMAGENES/ESTUDIO EN EL HUSC EN 1986.

TIPO DE ESTUDIO	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
angiografía	25.787	9,7
cráneo	13.130	2,1
columna cervical	12.035	2,6
columna dorsal	2.588	2,1
columna lumbar	7.946	2,3
tórax	100.497	1,8
abdomen	21.054	1,3
enema opaco	13.528	12,4
esófagogastroduodenal	23.516	11,3
urografía intravenosa	19.917	8,9
caderas y pelvis	5.942	1,5
extremidades	49.545	2,3
TAC	62.849	13,6
mamografía	8.248	5,0
pediatría	15.030	2,2
"otros"	31.396	3,7
TOTAL:	413.008	2,9

TIPO DE ANGIOGRAFIA	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	7.365	9,0
tórax	2.859	13,7
abdomen	5.912	12,7
extremidades	9.584	8,5
otros	67	1,9
TOTAL:	25.787	9,7

TAC DE:	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	31.555	13,7
órbita	3.744	16,4
columna cervical	967	17,3
tórax	5.999	14,5
abdomen	12.847	12,6
pelvis	7.466	12,7
extremidades	271	14,3
TOTAL:	62.849	13,6

Tabla XXVIII

NUMERO DE IMAGENES Y RELACION IMAGENES/ESTUDIO EN EL HUSC EN 1987.

TIPO DE ESTUDIO	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
angiografía	29.875	10,5
cráneo	13.772	2,0
columna cervical	14.343	2,4
columna dorsal	3.111	2,0
columna lumbar	8.357	2,2
tórax	105.344	1,7
abdomen	23.713	1,2
enema opaco	13.820	11,6
esófagogastroduodenal	21.608	11,1
urografía intravenosa	18.257	7,8
caderas y pelvis	7.095	1,5
extremidades	60.182	2,3
TAC	67.255	13,3
mamografía	8.443	4,4
pediatría	13.529	2,1
"otros"	29.658	3,4
TOTAL:	438.362	2,8

TIPO DE ANGIOGRAFIA	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	7.674	9,4
tórax	2.923	14,3
abdomen	8.822	12,5
extremidades	10.107	9,3
otros	349	7,6
TOTAL:	29.875	10,5

TAC DE:	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	35.060	13,1
órbita	2.875	16,8
columna cervical	1.782	17,3
tórax	6.920	14,7
abdomen	13.615	12,8
pelvis	6.607	12,6
extremidades	396	15,2
TOTAL:	6.725	13,3

Tabla XXIX

NUMERO DE IMAGENES Y RELACION IMAGENES/ESTUDIO EN EL HUSC EN 1988.

TIPO DE ESTUDIO	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
angiografía	32.961	10,1
cráneo	14.422	2,1
columna cervical	15.880	2,6
columna dorsal	3.656	2,0
columna lumbar	9.479	2,1
tórax	109.783	1,8
abdomen	24.127	1,3
enema opaco	13.319	11,9
esófagogastroduodenal	18.891	11,1
urografía intravenosa	19.433	8,6
caderas y pelvis	8.631	1,5
extremidades	65.499	2,2
TAC	71.329	13,3
mamografía	10.269	4,4
pediatría	13.425	2,1
"otros"	33.269	3,6
TOTAL:	464.373	2,8

TIPO DE ANGIOGRAFIA	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	9.254	9,5
tórax	3.164	12,8
abdomen	8.290	12,7
extremidades	11.795	9,0
otros	458	5,6
TOTAL:	32.961	10,1

TAC DE:	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	38.782	13,3
órbita	1.804	17,0
columna cervical	938	17,4
tórax	6.954	14,5
abdomen	14.771	12,5
pelvis	7.887	12,5
extremidades	193	14,9
TOTAL:	71.329	13,3

Tabla XXX

NUMERO DE IMAGENES Y RELACION IMAGENES/ESTUDIO EN EL HUSC EN 1989.

TIPO DE ESTUDIO	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
angiografía	40.903	14,1
cráneo	13.072	2,0
columna cervical	12.830	2,3
columna dorsal	3.605	2,0
columna lumbar	9.076	2,1
tórax	108.329	1,7
abdomen	22.283	1,2
enema opaco	12.426	12,0
esófagogastroduodenal	20.031	11,3
urografía intravenosa	18.456	8,7
caderas y pelvis	7.443	1,5
extremidades	60.139	2,2
TAC	74.705	13,5
mamografía	11.348	4,8
pediatría	11.340	2,0
"otros"	33.022	3,5
TOTAL:	459.008	2,8

TIPO DE ANGIOGRAFIA	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	8.633	14,9
tórax	6.033	17,8
abdomen	11.786	16,7
extremidades	13.820	11,6
otros	631	8,0
TOTAL:	40.903	14,1

TAC DE:	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	38.994	13,6
órbita	1.737	14,5
columna cervical	693	15,8
tórax	7.946	14,9
abdomen	16.411	12,7
pelvis	8.439	12,8
extremidades	485	18,7
TOTAL:	74.705	13,5

Tabla XXXI

NUMERO DE IMAGENES Y RELACION IMAGENES/ESTUDIO EN EL HUSC EN 1990.

TIPO DE ESTUDIO	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
angiografía	111.785	18,9
cráneo	14.565	2,1
columna cervical	13.615	2,3
columna dorsal	3.691	2,0
columna lumbar	9.469	2,1
tórax	107.588	1,6
abdomen	21.903	1,3
enema opaco	8.807	11,2
esófagogastroduodenal	16.653	11,6
urografía intravenosa	16.257	8,7
caderas y pelvis	8.832	1,6
extremidades	63.762	2,3
TAC	117.797	13,2
mamografía	14.684	4,2
pediatría	9.088	2,6
"otros"	43.101	3,8
TOTAL:	581.597	3,4

TIPO DE ANGIOGRAFIA	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	15.425	22,6
tórax	19.936	22,4
abdomen	37.391	18,1
extremidades	35.464	18,1
otros	3.569	10,8
TOTAL:	111.785	18,9

TAC DE:	Nº IMAGENES	IMAGENES /ESTUDIO
cabeza	49.514	13,7
órbita	2.383	15,6
columna cervical	2.126	19,0
tórax	13.676	14,9
abdomen	34.425	12,0
pelvis	14.767	12,1
extremidades	906	18,9
TOTAL:	117.797	13,2

Tabla XXXII

En el período de cinco años estudiado, se ha obtenido un promedio de 2.9 imágenes por exploración. Como puede observarse, en 1990 el número de imágenes por estudio fue de 3,4, lo que representa un incremento del 17,6% con respecto a 1989 (en este año se hicieron en promedio 2,8 imágenes por estudio). Una de las posibles causas para este aumento fue la entrada en servicio (a mediados de 1989) de la sala de radiología digital para angiografía periférica. Una de las ventajas de la tecnología digital de la imagen, consiste en que al poder grabar las imágenes, no es necesario recargar chasis de película, con los consiguientes ahorros en tiempo, esfuerzo o coste, y la mayor facilidad para obtener imágenes adicionales. La consecuencia de esto, es que con este tipo de equipos, el número de imágenes por estudio acaba por ser mayor que cuando se utilizan los equipos con sistemas de imagen convencional (Casselden, 1988; Faulkner, 1989; Taylor, 1989). En el caso presente, se observa un aumento del 33,6%, desde 14,1 imágenes obtenidas en 1989, hasta 18,9 imágenes obtenidas en 1990.

No obstante, si se deja aparte la radiología vascular, el número de imágenes por exploración se ha mantenido constante o ha disminuido al aplicar el programa piloto de GC. Como resultado de la optimización de los protocolos de las exploraciones, se ha observado que en los estudios de columna, tórax, mama y EO, las cifras promedio de imágenes por estudio, desde 1986 hasta 1990 disminuyeron entre un 4,7% y un 11,5%.

1.1.1. Estudios “complejos” del aparato digestivo.

De entre todas las exploraciones analizadas en el HUSC, los estudios del aparato digestivo (EO y GDD) representan una contribución importante a la dosis efectiva colectiva. En promedio se cifró en un 13,6%, para sólo un 1,78% de las exploraciones, y para el período de cinco años estudiado.

Las dosis impartidas a los pacientes en estas exploraciones presentan grandes variaciones según diversos factores, como el estado del equipo completo de rayos X (desde el generador hasta el monitor de TV), la colaboración del paciente, el procedimiento de exploración empleado, o la experiencia del operador. En el Reino Unido, por ejemplo, el tiempo de fluoroscopia en los estudios “complejos” del aparato digestivo, representa la principal causa de variación de las dosis (Hart, 1990).

En estos estudios se suele visualizar con fluoroscopia durante tiempos prolongados, normalmente en pacientes que no cooperan o en casos en los que el diagnóstico es difícil. Esos tiempos prolongados van a determinar en gran parte los niveles de dosis que pueden alcanzarse. Además, cuando la calidad de la imagen en el monitor de TV no es buena, se produce un aumento del tiempo en el que se está irradiando al paciente para ver con el sistema de fluoroscopia, y en un aumento de la tasa de dosis utilizada. Horton y col. (1992) han estimado que en el caso de los EO, la exposición por fluoroscopia representa un 25% del total para ese estudio, y puede optimizarse hasta llegar al 11%, sin pérdida de la calidad diagnóstica de la exploración.

Con el fin de determinar algunos de los factores que determinan las dosis en estas exploraciones, se midieron el producto dosis-área, y las DS en tiroides, mamas, escápulas y testículo, en 26 estudios de GDD y en 36 de EO, realizados en una sala del HUSC (dedicada a la exploración radiológica del aparato digestivo). Esta sala estaba equipada con un sistema de fluoroscopia (intensificador de imagen y sistema de televisión) que daba una calidad de imagen muy pobre (confirmada por un CCA). Como consecuencia de esa baja calidad de imagen, se utilizaba la fluoroscopia durante períodos de tiempo prolongados y con tasas de dosis altas. Dada la antigüedad del equipo y la dificultad para conseguir imágenes con calidad suficiente con niveles normales de dosis, la cadena de imagen de este equipo fue remplazada por una nueva.

En la tabla XXXIII, se presentan los resultados dosimétricos obtenidos antes (fase I) y después (fase II) del cambio del sistema de fluoroscopia.

PRODUCTO DE LA DOSIS POR EL AREA Y DS PROMEDIO EN ESTUDIOS "COMPLEJOS" DEL APARATO DIGESTIVO, ANTES (I) Y DESPUES (II) DE SUSTITUIR EL SISTEMA DE FLUOROSCOPIA.

TIPO DE ESTUDIO:	EO	EO	GDD	GDD
FASE:	I	II	I	II
Nº de estudios	20	16	8	18
cGy x cm2	7.639,8	4.195,9	7.912,4	3.337,4
desv. estándar	1.541,4	1.085,7	2.549,9	1.391,1
cGy x cm2 (escopia)	3.159,5	501,4	--	448,6
desv. estándar	1.436,3	219,5	--	297,5
TIEMPO ESCOPIA (min.)	5,5	3,6	7,2	5,0
desv. estándar	1,4	1,2	2,1	2,0
DS TIROIDES (mGy)	0,5	0,5	5,5	2,6
desv. estándar	0,2	0,9	3,4	1,6
DS MAMA DCHA. (mGy)	1,0	1,5	12,5	3,8
desv. estándar	0,5	1,9	9,9	2,1
DS MAMA IZDA. (mGy)	1,3	1,5	8,7	1,1
desv. estándar	1,0	1,8	5,7	0,8
DS ESCAPULA DCHA.	5,4	2,3	3,7	1,7
desv. estándar	6,7	2,3	3,9	1,1
DS ESCAPULA IZDA.	6,0	2,0	22,7	5,6
desv. estándar	4,6	1,8	12,2	3,9
DS TESTICULO (mGy)	32,3	7,1	2,4	1,5
desv. estándar	6,7	2,9	1,4	1,2

Tabla XXXIII

Los valores globales del producto dosis-área obtenidos en la fase I, eran en ambos casos superiores a los valores de referencia del Reino Unido (Shrimpton, 1986), y a los dados para la CM (Vañó, 1992a). Entre las fases I y II, las dosis en términos de producto de dosis por el área disminuyeron un 45,1% en los EO, y un

57,8% en los GDD (Velasco, 1991b). Como puede observarse, en la fase II ambos valores estaban ya por debajo de los de referencia de la CM. Además, los de EO también estaban por debajo de los valores de referencia del Reino Unido.

En la fase II y con el nuevo sistema de fluoroscopia, ya se obtenía una calidad de imagen adecuada. Como consecuencia, los tiempos empleados con la fluoroscopia se redujeron un 34,3% en los EO y un 31,1% en los GDD. En el caso de los EO, los tiempos recogidos después de la optimización son compatibles con los indicados en el estudio hecho por Shrimpton y col (1986), y con los de Horton (1992).

En cuanto a los valores medios de DS medidos con dosímetros de TL, todas las dosis medidas en la fase II fueron inferiores a las de la fase I. Esta reducción fue especialmente significativa en las DS medidas en testículos en los EO, y se cifró en un 77,9% (Velasco, 1991b).

En definitiva, con la mejora de la calidad de la imagen fluoroscópica, han disminuido adicionalmente las dosis. Obviamente, las tasas de dosis con las que trabajan los intensificadores de imagen tienen una repercusión directa en las dosis recibidas por los pacientes como consecuencia del uso de la fluoroscopia (Rowley, 1987; Faulkner, 1985).

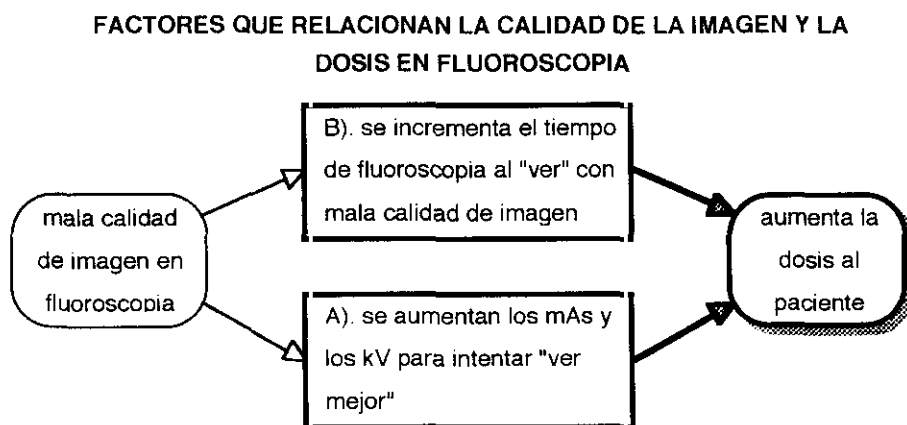


Figura 31

Durante la realización de las medidas, se observó como en función del personal que realizaba las exploraciones, había variaciones importantes en las dosis impartidas a los pacientes, a pesar del pequeño tamaño de la muestra observada. En la tabla XXXIV, se presentan los resultados según la persona que realiza los estudios, y además, se incluye información adicional sobre los procedimientos técnicos de realización de las exploraciones. Los facultativos A, C, D y E eran residentes en diferentes etapas de su periodo de formación, y el facultativo B, un radiólogo con gran experiencia en la exploración radiológica del aparato digestivo.

PRODUCTO DE LA DOSIS POR EL AREA Y PARAMETROS TECNICOS PROMEDIO PARA LA REALIZACION DE ESTUDIOS "COMPLEJOS" DEL APARATO DIGESTIVO, SEGUN EL FACULTATIVO ANTES (I) Y DESPUES (II) DE SUSTITUIR EL SISTEMA DE FLUOROSCOPIA.

TIPO DE ESTUDIO:	EO	EO	EO	GDD	GDD	GDD	GDD
FASE:	I	II	II	I	II	II	II
FACULTATIVO:	A	B	C	D	B	C	E
Nº de estudios	20	9	7	8	9	3	6
cGy x cm ²	7 639,8	4 396,7	4 048,4	7 912,4	3 488,0	3 412,8	1 948,3
desv. estándar	1 541,4	1 246,4	849,9	2 549,9	1 229,3	1 111,6	805,1
kVp (grafía)	96,9	94,3	94,0	107,4	95,6	96,2	86,7
desv. estándar	1,9	4,0	1,4	2,2	1,8	6,9	5,0
mAs (grafía)	112,2	96,4	67,0	102,4	68,8	74,1	75,0
desv. estándar	7,3	14,3	8,1	9,1	5,5	12,2	12,7
Nº IMAGENES	13,9	16,0	13,4	25,9	23,0	23,0	17,7
desv. estándar	1,2	4,0	0,5	3,6	8,4	4,2	4,2
kVp (escopia)	115,3	90,7	76,0	110,7	86,9	78,0	86,7
desv. estándar	8,8	1,8	7,8	6,8	6,1	5,1	12,5
mA (escopia)	4,0	1,4	1,3	4,3	1,3	1,0	1,0
desv. estándar	0,9	0,4	0,4	1,0	0,4	0,3	0,0
TIEMPO ESCOPIA	5,5	3,1	4,0	7,2	3,9	7,0	3,7
desv. estándar	1,4	1,4	0,7	2,1	1,3	1,4	0,9

Tabla XXXIV

Para todos los facultativos, se confirmó la eficacia de la optimización realizada en esta sala. En la fase II, en todos los casos disminuyeron los tiempos, tensiones y corrientes empleados en fluoroscopia, y las dosis impartidas a los pacientes (en términos de producto dosis area).

En la fase II se observa una disminución en los parámetros técnicos correspondientes a la obtención de imágenes (grafía), que no guarda relación con el cambio del sistema de fluoroscopia. Se debió sólo a la optimización de los procedimientos técnicos empleados en la sala para obtener las imágenes (grafía), y también contribuyó a la reducción de las dosis totales.

En la fase II y en los EO, se aprecia como el facultativo B obtenía 16 imágenes, mientras que el C sólo hacía 13,4 imágenes. En cambio, C utilizaba la fluoroscopia durante 4 minutos, mientras que B sólo lo hacía durante 3,14 minutos. En síntesis, el número medio de imágenes aumentó un 21,3% (por el mayor número de imágenes de B), pero la dosis total disminuyó un 45,1% (como ya se ha comentado). Según lo observado en la sala, el facultativo B al realizar los estudios, encontraba hallazgos radiológicos sospechosos con más frecuencia, y obtenía más imágenes de esos hallazgos. C, en cambio se ajustaba más estrictamente al protocolo obteniendo la serie de imágenes preestablecida. Por otra parte, la mayor experiencia de B, se confirmó con el menor uso de la fluoroscopia, ya que localizaba antes los rasgos anatómicos radiológicos de interés. Además solía emplear la fluoroscopia de modo interrumpido o “pulsado”.

Hoskins y col. (1992), han comprobado como el tiempo de fluoroscopia y las dosis en estudios de EO y GDD, disminuyen con la experiencia del operador, y por otra parte, esos parámetros aumentan en los casos de diagnóstico más difícil. Los radiólogos más experimentados se suelen concentrar en la realización de un estudio más diagnóstico, mientras que los que tienen menor experiencia se concentran en la

realización de una exploración que sea técnicamente más perfecta. En cualquier caso, y como ya se ha visto, la experiencia del radiólogo aunque es fundamental en el proceso de optimización, puede quedar enmascarada por el mal funcionamiento del equipo.

Lo que es práctica habitual de muchos radiólogos experimentados, ha sido recomendado en el Reino Unido. El NRPB (1990) recomienda expresamente el uso de una técnica interrumpida o “pulsada” para visualizar con fluoroscopia. En las exploraciones con bario, sólo se debe observar fluoroscópicamente como fluye el medio de contraste, durante breves intervalos de tiempo. También puede contribuir a reducir las dosis el uso correcto de la rejilla antidifusora (quitándola cuando no sea necesaria), y la limitación del campo de radiación a la zona e interés. El NRPB recomienda además, la incorporación a los equipos de radiodiagnóstico de sistemas de medida del producto dosis-área, que permitan al operador tener información puntual del nivel de exposición del paciente.

Las diferencias encontradas en la fase II, en los GDD se justifican de modo similar a las vistas en los EO. Es preciso señalar que en este caso, en la fase II disminuyó el número de imágenes obtenidas respecto de la fase I, para todos los operadores.

1.2. Resultados dosimétricos en centros del programa piloto de control de calidad. Discusión.

Además del estudio detallado del HUSC, y dentro del Proyecto de “Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico”, desde 1989 hasta 1992 se hicieron 48 evaluaciones dosimétricas generales en 32 salas de 11 centros, y se obtuvieron los resultados de la tabla XXXV.

DS EN CENTROS SANITARIOS DE LA CM (1989-1992). RESULTADOS DE 48 EVALUACIONES DOSIMETRICAS.

TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION	Nº SALAS CONTROLADAS	VALOR MEDIO (mGy)	DESV. ESTANDAR	VALOR MIN. (mGy)	VALOR MAX. (mGy)
abdomen	AP	24	8,9	4,6	2,5	20,1
abdomen	OB	1	11,9	--	--	--
abdomen	AP (uro.)	3	8,7	4,2	3,0	13,0
cadera	AP	7	6,2	--	--	--
caderas y pelvis	AP	10	9,3	6,4	1,3	24,0
caderas y pelvis	AX/OB	2	9,2	0,3	8,9	9,5
caderas y pelvis	LA	1	36,5	--	--	--
columna cervical	AP	7	2,2	1,8	0,6	5,1
columna cervical	LA	8	2,3	1,9	0,6	6,0
columna dorsal	AP	8	7,8	3,6	1,6	14,1
columna dorsal	LA	7	12,9	5,6	8,1	25,2
columna lumbar	AP	25	10,3	5,3	3,6	22,5
columna lumbar	LA	29	25,6	12,6	8,5	58,0
columna lumbar	OB	1	15,4	--	--	--
columna total	AP	4	3,2	1,0	2,0	4,8
columna total	LA	4	6,4	1,8	4,7	9,4
cráneo	AP	7	5,6	3,0	1,8	12,0
cráneo	LA	8	5,2	2,6	2,6	10,6
cráneo	PA	5	5,6	4,4	1,7	13,2
parrilla costal	AP	1	6,9	--	--	--
parrilla costal	OB	1	6,1	--	--	--
senos paranasales	PA	4	7,4	3,2	2,9	11,9
tórax	PA	19	0,4	0,3	0,1	1,3
tórax	LA	16	1,1	0,9	0,4	3,7
tórax	AP	1	0,2	--	--	--
unión lumbosacra	AP	2	8,8	2,2	6,6	11,0
unión lumbosacra	LA	8	35,4	2,2	13,4	80,7

Tabla XXXV

El valor promedio de DS de cada sala, fue cotejado con los valores de referencia disponibles. Así se obtuvo una distribución de las salas de radiodiagnóstico evaluadas, según el tipo de estudio y según los valores de referencia dados por el grupo de expertos de la UE y los propuestos para la CM (figura 32).

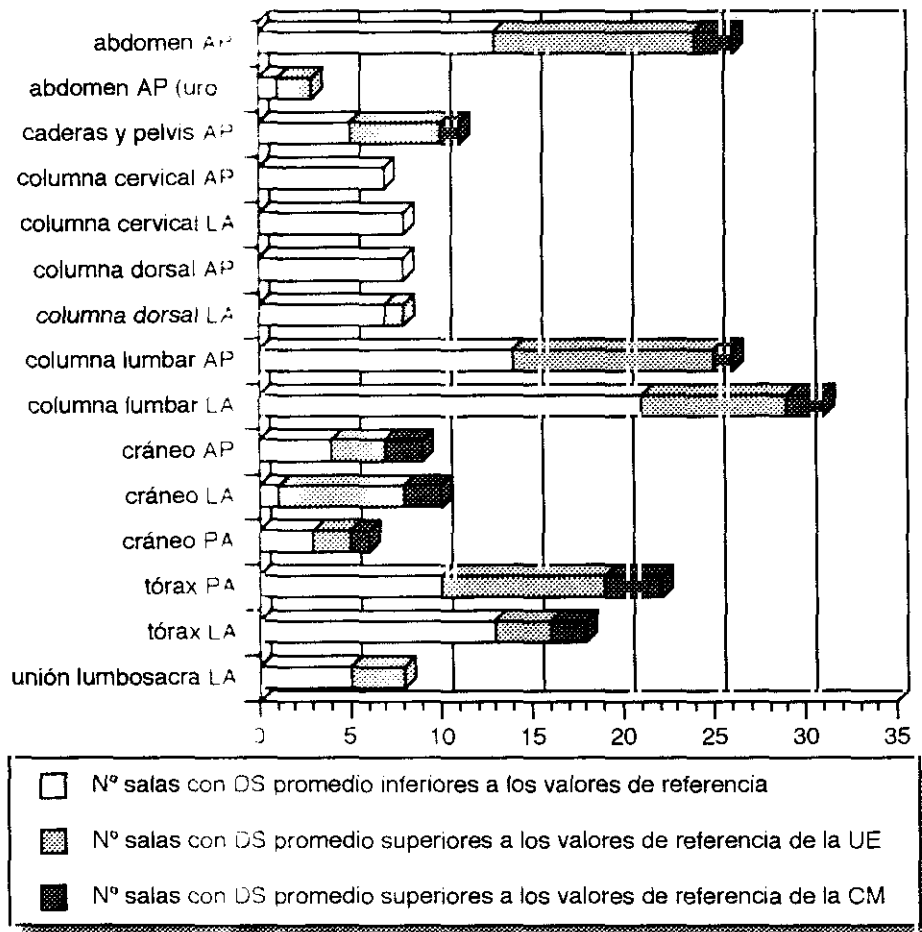


Figura 32

Sólo un número escaso de salas superan los valores de referencia de la CM, pero la situación cambia en el momento que se toman en cuenta los valores de referencia de la UE. Se puede afirmar que las proyecciones AP de abdomen y abdomen urológico, AP de columna lumbar, LA de la unión lumbosacra, AP y PA de cráneo, AP de caderas y pelvis y PA de tórax, se hacen con DS superiores a los valores de referencia de la UE en cerca de la mitad de las salas.

En cuanto a las mamografías, se han hecho 39 evaluaciones dosimétricas en 19

salas de un número igual de centros. Los resultados se presentan en la tabla XXXVI, indicando además los valores de dosis según el método dosimétrico empleado y la utilización o no de rejilla antidifusora. Estos resultados forman parte de una muestra más extensa, obtenida y analizada por investigadores de la CFM en la CM (Morán, 1994).

DS EN MAMOGRAFÍAS DE CENTROS SANITARIOS DE LA CM (1989-1992). RESULTADOS DE 39 EVALUACIONES DOSIMÉTRICAS.

MEDIDA EN	REJILLA	Nº SALAS CONTROLADAS	VALOR MEDIO (mGy)	DESV. ESTANDAR	VALOR MIN. (mGy)	VALOR MAX. (mGy)
paciente	si	8	16,7	13,9	2,7	42,5
paciente	no	1	66,6	--	--	--
maniquí	si	19	10,2	7,7	3,2	25,9
maniquí	no	11	9,8	6,7	2,4	26,0

Tabla XXXVI

Todos los valores promedios obtenidos son superiores a los valores de referencia dados por la UE. No obstante, los valores medidos con maniquí (76,9% de las medidas), son inferiores al valor de 12 mGy (con maniquí) propuesto como referencia en el Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía (para la prevención del cáncer de mama), y al valor de referencia de 10.4 mGy propuesto para la CM, en 1994 para estas exploraciones (Morán, 1994).

1.3. Resultados dosimétricos en los centros participantes en el “2nd European Trial”. Discusión.

En 1991, se realizó la segunda intercomparación europea (“2nd European Trial”) de las DS recibidas por los pacientes, y de la calidad de las imágenes, en 83 Servicios de Radiodiagnóstico de 16 países la UE (Maccia, 1993a). En España, participaron tres hospitales (uno de carácter privado) y un ambulatorio. En la tabla

XXXVII se indican los resultados dosimétricos obtenidos.

DS MEDIDAS EN LOS CENTROS SANITARIOS PARTICIPANTES EN EL "TRIAL" DE 1991 DE LA UE.

TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION	CENTRO	VALOR MEDIO (mGy)	DESV. ESTANDAR	VALOR MIN. (mGy)	VALOR MAX. (mGy)
columna lumbar	AP	I	19,1	3,2	14,6	25,0
columna lumbar	AP	II	11,0	5,3	5,2	20,2
columna lumbar	AP	III	20,4	4,1	13,4	24,5
columna lumbar	LA	I	37,2	6,8	28,7	48,7
columna lumbar	LA	II	35,8	10,0	18,9	43,7
columna lumbar	LA	III	53,4	7,0	44,8	68,6
unión lumbosacra	LA	I	45,7	7,8	33,6	57,2
unión lumbosacra	LA	II	80,7	24,3	48,5	120,0
mamografía	CC	IV	6,4	1,7	4,0	9,2
mamografía	CC	II	2,7	0,7	1,3	3,4
mamografía	CC	III	12,3	2,5	8,3	15,5
mamografía	LA	IV	7,0	1,6	4,2	9,4
mamografía	LA	II	3,1	1,2	1,2	5,3
mamografía	LA	III	15,1	3,6	11,1	20,2
tórax	PA	I	0,2	0,0	0,1	0,2
tórax	PA	IV	0,2	0,1	0,2	0,5
tórax	PA	II	0,2	0,1	0,0	0,5
tórax	LA	I	0,7	0,2	0,4	1,0
tórax	LA	IV	0,6	0,2	0,2	1,0
tórax	LA	II	0,4	0,1	0,2	0,5

Tabla XXXVII

En el centro I sólo se detectaron valores de dosis superiores a los de referencia de la UE, en todas las proyecciones de las exploraciones de columna lumbar. Se analizaron los procedimientos de realización utilizados y se determinó que las causas de las dosis altas eran las siguientes:

- distancia desde el foco a la película de 100 cm (en lugar de los 115 recomendados).
- tensión promedio de 63 kVp en la proyección AP (se recomienda que esté entre 70 y 90 kVp).
- tensión promedio de 74 kVp en la proyección LA (se recomienda que esté entre 90 y 100 kVp).
- tensión promedio de 80 kVp en la proyección LA de la unión lumbosacra (se recomienda que esté entre 70 y 90 kVp).

Del mismo modo, en el centro III, la exploración de columna lumbar también presentó valores de DS superiores a los de referencia, por causas similares a las del centro I:

- tensión promedio de 70 kVp en la proyección AP (se recomienda que esté entre 70 y 90 kVp).
- tensión promedio de 86 kVp en la proyección LA (se recomienda que esté entre 90 y 100 kVp).

Por otra parte, el sistema de imagen empleado, compuesto por películas Agfa Curix RP2 y hojas reforzadoras Kodak Regular, tenía una sensibilidad inferior a la recomendada (400 a 800).

Finalmente, las DS medidas en el centro II presentaron valores algo superiores a los de referencia de la UE en la proyección AP de la columna lumbar, y significativamente mayores en el caso de la proyección LA de la unión lumbosacra. Cotejando los datos recogidos en este centro con las recomendaciones del grupo de expertos de la UE, se determinaron los factores que contribuirían a mejorar los resultados dosimétricos:

- fijar la distancia desde el foco a la película en 115 cm, en lugar de los 105 cm utilizados.
- utilizar una tensión entre 70 y 90 kVp para hacer las proyecciones AP (en lugar de los 60 kVp utilizados).
- utilizar una tensión entre 90 y 100 kVp para hacer las proyecciones LA (en lugar de los 70 a 75 kVp utilizados).
- utilizar una tensión entre 90 y 110 kVp para hacer las proyecciones LA de la unión lumbosacra (en lugar de los 70 a 75 kVp utilizados).

En la sala del centro II en la que se hicieron las exploraciones de la columna lumbar, antes de las medidas de DS del “2nd European Trial” se había hecho un CCA de los equipos, que no detectó ningún parámetro fuera de la normalidad. Por este motivo y para reducir las DS de la proyección LA de la unión lumbosacra, se prestó una atención especial a la optimización del procedimiento técnico de realización de esa proyección.

Se propusieron los cambios ya indicados en la tensión y en la distancia desde el foco a la película. Al aumentar el potencial del tubo, disminuyen los mAs y la DS, sin modificarse la calidad de las imágenes (en opinión de los radiólogos), y al incrementar la distancia desde el foco hasta la piel, también se reduce la DS. Se ha visto, que un aumento de 10 kVp, desde 70 a 90 kVp para una proyección AP de columna lumbar puede reducir las DS hasta un 32%; en el caso de la proyección LA de la columna lumbar, un aumento de los kVp desde 80 a 90 kVp permitiría obtener reducciones de dosis de hasta un 35% (Martin, 1993). Por otra parte, un aumento de 10 cm en la distancia desde el foco a la piel permitiría disminuir la DS entre un 10 y un 20% (Martin, 1993).

Después de introducir las correcciones propuestas, se volvieron a medir las DS en esa proyección y disminuyeron a 19,4 mGy (por debajo del valor de referencia), lo

que permitió comprobar la efectividad de las medidas propuestas. Además, el radiólogo estimó que al fijar en un punto menos el selector de densidades del control automático de exposición, la calidad diagnóstica de la imagen también era adecuada. Por lo tanto, la magnitud de la reducción obtenida (un 75,9%), se justifica también por la adopción de esta medida por parte del radiólogo (figura 33).

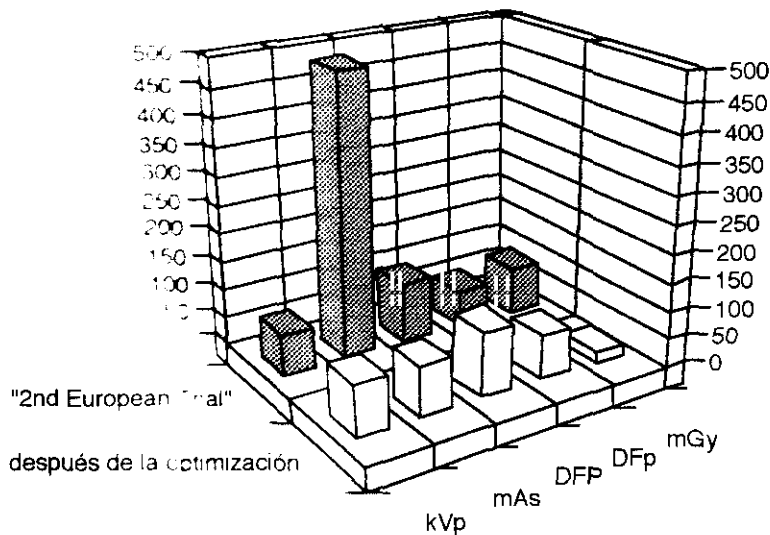


Figura 33

En un estudio dosimétrico realizado con dosímetros de TL (Martin, 1993), pudo comprobarse cómo se impartían dosis superiores en los equipos dotados con control automático de exposición que en los que se utilizaba la técnica manual. Las imágenes obtenidas con maniqués con estructuras anatómicas demostraron que las densidades medias de las películas eran mayores en los equipos con control automático de exposición. Esto se debía al ajuste del exposímetro automático hecho por el fabricante. Sólo con el cambio de ese ajuste era posible obtener imágenes con densidades adecuadas y con un 30% menos de dosis.

En resumen, en el centro II se imparten dosis (incluidas las de la unión lumbosacra, después de la optimización) que son muy razonables, al compararlas con los valores de referencia utilizados. Además, en un CCA realizado después de la optimización recomendada, se detectó que la filtración total era de 2,4 mm de Al. Se

recomendó añadir 0,5 mm de Al, lo que reduciría aún más las DS.

Finalmente, los bajos niveles de dosis se justifican también por el uso de un sistema de imagen, compuesto por películas Kodak TMG S500 y hojas reforzadoras Kodak Lanex Regular (“línea verde”). En un CCA de la imagen con objeto de test (test de Leeds TOR-CDR), hecho durante la segunda evaluación dosimétrica, se calificó la calidad de la imagen obtenida como buena en lo relativo a resolución espacial, percepción de objetos de bajo contraste y de alto contraste y pequeño tamaño, lo que valida aún más los resultados obtenidos en el centro II.

1.4. Resultados dosimétricos en el Servicio de Radiodiagnóstico del hospital “Príncipe de Asturias” (evaluación de un sistema de radiografía computarizada). Discusión.

En RC, el soporte primario de imagen está formado por una lámina de plástico recubierta por una estructura polimérica cristalina de fluoruro de bario-bromo dopado con europio (Sonoda, 1983), y con un componente antiestático añadido para evitar artefactos por electricidad estática. Esa lámina de plástico va colocada dentro de un chasis especial, muy similar a los convencionales, y se utiliza del mismo modo. La exposición a los rayos X produce una imagen latente en el soporte de imagen, que es recuperada por medio de un barrido de toda su superficie, con un haz de luz láser. Una luz de mayor longitud de onda que la de los rayos X, produce en el soporte una emisión luminiscente, que a su vez es recogida por un tubo fotomultiplicador, convertida en una señal eléctrica, y digitalizada. Para terminar el proceso, el soporte de imagen es expuesto a una luz intensa que borra la imagen latente y lo deja dispuesto para su reutilización.

El soporte de imagen empleado en el sistema de RC presenta, por su naturaleza química un rango dinámico muy amplio, de aproximadamente 10.000:1 (en

radiografía convencional llega a ser de 400:1). Esto se traduce en una relación lineal entre la exposición a la radiación y la luminiscencia producida (Sonoda, 1983), que permite tratar de igual modo, cualquier nivel de exposición a la radiación. Esa respuesta lineal del sistema de RC posibilita, en principio, obtener una cantidad de información similar con cualquier nivel de exposición, a diferencia de lo que sucede en un sistema de imagen basado en película (Figura 34) (Arranz, 1993).

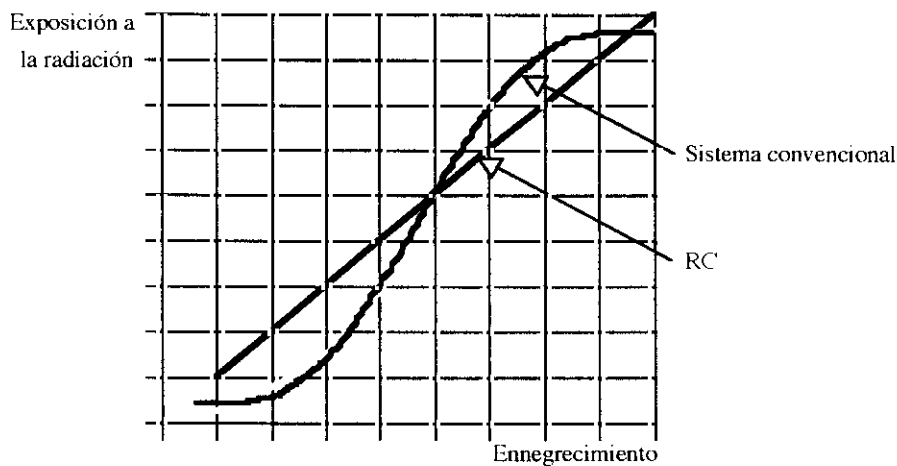


Figura 34

Para obtener una imagen correcta, el sistema de RC precisa que se especifique el tipo de examen radiológico. El procesado de la imagen comienza con un barrido del soporte de imagen con un haz de luz láser de baja intensidad a lo largo de una matriz de 256 x 256 puntos de lectura. De este modo, se determina la zona con imagen útil (Martel, 1992), se obtiene un histograma de los pixels leídos, que se compara con un patrón previamente almacenado para el tipo de exploración especificado, y se ajusta la imagen para visualizar sólo los datos clínicamente útiles (Blume, 1987). Después del proceso de ajuste, se hace la lectura real con un haz de luz láser de alta intensidad punto por punto, y se obtiene la imagen definitiva con un número de pixels que variará según el tamaño del chasis empleado. La imagen final, puede ser observada y modificada en la pantalla de la estación de trabajo o puede ser enviada a una impresora láser, obteniendo una copia en soporte fotográfico que el radiólogo examina en un negatoscopio del modo convencional.

En la práctica, y gracias al amplio rango dinámico del soporte digital de imagen, no se repiten radiografías por errores de exposición, y es posible por tanto, reducir las dosis recibidas por los pacientes.

Cuando se utilizan los dosímetros de TL para hacer una evaluación sobre una muestra grande de pacientes, se presentan tres problemas, el coste, la disponibilidad de suficientes dosímetros de TL, y el tiempo necesario para hacer las medidas. Por lo tanto, la evaluación del sistema de RC del servicio de radiodiagnóstico del HPA, ha comenzado con una fase preliminar en la que se calcularon las dosis que recibían los pacientes con el sistema digital y con el convencional, a partir de los rendimientos de los equipos y de los datos de tensión, corriente y distancia desde el foco a la piel del paciente, en 641 proyecciones reales de 5 tipos de estudios (fase I de las tablas XXXVIII, XXXIX y XL). En un estudio similar, se determinó que las discrepancias entre las DS calculadas de este modo y las medidas directamente en los pacientes con dosímetros de TL, serían de $\pm 10\%$ (Martín, 1993), lo que se ha considerado adecuado para el presente trabajo.

Posteriormente, se hicieron CCA de todos los elementos de la cadena de obtención de la imagen (desde el tubo de rayos X hasta los negatoscopios) y además, se optimizaron los procedimientos técnicos de realización de las exploraciones.

Después de corregir las anomalías encontradas tanto en los procedimientos de realización de las exploraciones (tablas XLI y XLII) como en los equipos (apartado 4.2.), se procedió de nuevo a medir las DS en 199 proyecciones de los 5 tipos de estudios analizados (fase II de las tablas XXXVIII, XXXIX y XL), y finalmente, se evaluó la calidad de las imágenes según los CCI propuestos por el grupo de expertos de la UE (apartado 2.2.).

EVALUACION DE UN SISTEMA DE RC. DS (mGy) MEDIDAS EN EL HPA (1993), ANTES (FASE I) Y DESPUES (FASE II) DE LA OPTIMIZACION DE EQUIPOS Y PROCEDIMIENTOS TECNICOS DE REALIZACION DE LAS EXPLORACIONES.

FASE :		I	I	II	II
SISTEMA DE IMAGEN :		convencional	RC	convencional	RC
TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION				
tórax	PA	0,6	0,5	0,2	0,1
desv. estándar		--	--	0,1	0,1
valor min		--	--	0,1	0,0
valor max		--	--	0,4	0,3
muestra		64	17	10	10
tórax	LA	2,7	2,0	1,2	0,3
desv. estándar		--	--	0,5	0,1
valor min		--	--	0,6	0,1
valor max		--	--	1,7	0,6
muestra		61	24	10	10
mamografía	CC	7,3	7,9	8,0	8,4
desv. estándar		--	--	2,5	2,1
valor min		--	--	5,1	5,9
valor max		--	--	12,1	13,3
muestra		91	42	11	11
mamografía	LA	9,6	8,2	--	7,8
desv. estándar		--	--	--	1,0
valor min		--	--	--	6,2
valor max		--	--	--	9,8
muestra		15	42	--	11
mamografía	OB	8,78	--	10,13	--
desv. estándar		--	--	3,67	--
valor min		--	--	6,02	--
valor max		--	--	19,29	--
muestra		--	95	22	--

Tabla XXXVIII

EVALUACION DE UN SISTEMA DE RC. DS (mGy) MEDIDAS EN EL HPA (1993), ANTES (FASE I) Y DESPUES (FASE II) DE LA OPTIMIZACION DE EQUIPOS Y PROCEDIMIENTOS TECNICOS DE REALIZACION DE LAS EXPLORACIONES.

FASE:		I	I	II	II
SISTEMA DE IMAGEN:		convencional	RC	convencional	RC
TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION				
columna lumbar	AP	15,1	10,1	9,3	7,8
desv. estándar:		--	--	1,6	3,5
valor min.:		--	--	7,6	3,2
valor max.:		--	--	11,5	13,9
muestra:		16	15	8	13
columna lumbar	LA	39,7	33,6	33,9	10,8
desv. estándar:		--	--	4,8	4,1
valor min.:		--	--	25,9	7,4
valor max.:		--	--	39,6	26,1
muestra:		16	32	8	13
unión lumbosacra	LA	29,4	--	32,2	--
desv. estándar:		--	--	6,1	--
valor min.:		--	--	23,1	--
valor max.:		--	--	35,7	--
muestra:		--	12	5	--
pelvis	AP	9,4	7,1	10,6	7,1
desv. estándar:		--	--	4,8	5,7
valor min.:		--	--	2,2	1,9
valor max.:		--	--	15,7	16,7
muestra:		14	14	7	12
abdomen sin cont. (UIV)	AP	11,1	5,0	5,3	2,2
desv. estándar:		--	--	1,5	0,4
valor min.:		--	--	3,5	1,9
valor max.:		--	--	8,2	3,1
muestra:		23	15	10	9

Tabla XXXIX

EVALUACION DE UN SISTEMA DE RC. DS (mGy) MEDIDAS EN EL HPA (1993), ANTES (FASE I) Y DESPUES (FASE II) DE LA OPTIMIZACION DE EQUIPOS Y PROCEDIMIENTOS TECNICOS DE REALIZACION DE LAS EXPLORACIONES.

FASE:		I	I	II	II
SISTEMA DE IMAGEN:		convencional	RC	convencional	RC
TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION				
abdomen con cont.	AP	11,0	5,8	5,7	2,0
desv. estándar:		--	--	1,3	0,5
valor min.:		--	--	3,5	1,5
valor max.:		--	--	8,0	3,1
muestra:		18	15	10	9

Tabla XL

Los valores de DS estimados durante la fase I muestran como se superan los valores de referencia de la UE (tabla XI) en las siguientes proyecciones (y con los dos sistemas de imagen utilizados): tórax PA y LA, todas las mamografías, y las columnas lumbares AP y LA. También las proyecciones hechas con película convencional del abdomen AP urológico, antes y después de inyectar el medio de contraste. En cambio, en la fase II sólo han superado los valores de referencia de la UE, las siguientes proyecciones: todas las mamografías, las columnas lumbares con película convencional y las pelvis AP, también con película convencional.

El sistema RC, ha permitido obtener unas reducciones de dosis con respecto al sistema de imagen convencional utilizado en el HPA muy importantes, del 65,2% y 76,9% en las proyecciones PA y LA del examen de tórax; del 15,8% y 68,3% en las proyecciones AP y LA del examen de columna lumbar; del 33,2% en los estudios de la pelvis; y del 58,4% y 64,5% en las proyecciones AP de abdomen, antes y después de la inyección de contraste radiológico, respectivamente (Velasco, 1993).

La utilización de sistemas de RC para mamografía ha sido muy discutida, habiendo un cierto acuerdo sobre la dificultad para que este sistema llegue a

reemplazar en el estado actual de la RC a las combinaciones habituales de películas-hojas reforzadoras (Busch, 1992). Las mamografías digitales, presentan el problema de la mala visualización de las microcalcificaciones (muy importante en la detección precoz de carcinomas mínimos y curables) (Oestmann, 1989). Este problema podría solucionarse con mejoras en el postproceso de las imágenes dirigidas a realzar los detalles, e incluso con sistemas de detección automática (muy útiles en la detección precoz del cáncer).

En el HPA, se propuso una técnica mamográfica mixta en la que se combinaba para cada mama, una imagen digital en proyección cráneo-caudal, otra también digital en proyección lateral, y una tercera imagen convencional en proyección oblicua (incluye toda la mama y el cuadrante superoexterno). La realización de tres imágenes por mama, en lugar de las dos habituales, quedaría en principio justificada por las reducciones de dosis obtenidas con las imágenes en soporte digital, en términos de dosis efectiva por mamografía realizada (Dance, 1990; ICRP, 1991). El sistema convencional de imagen para mamografía, estaba compuesto por películas Kodak MinRE y hojas reforzadoras Kodak MinR, con una sensibilidad del conjunto próxima a 100, que permitía obtener buenos resultados en cuanto a calidad de imagen y dosis impartidas.

Las DS medidas en las dos fases y para los dos sistemas han sido similares, lo que ha cuestionado la obtención de seis imágenes por mamografía con la justificación de reducir las dosis. En cualquier caso, se prevé que el uso de soportes de imagen digital de alta resolución, junto con la utilización de algoritmos especiales de proceso de esa imagen a nivel de la estación de trabajo, permitan obtener finalmente las reducciones de dosis esperadas, incluso obteniendo tres imágenes por mama, en lugar de las dos habituales en este hospital.

En la exploración de la columna lumbar, tal y como ya se ha indicado, se han

obtenido con el sistema de RC, unas reducciones de dosis del 15,8% en la proyección AP, y del 68,3% en la proyección LA. En este tipo de estudio, y en determinados pacientes es preciso ver la unión lumbosacra con mayor detalle. Cuando se emplea un sistema de imagen convencional, habitualmente se hace una radiografía específica de esa zona anatómica, con una técnica radiográfica determinada que se suele traducir en una de las dosis por proyección de las más altas de los estudios “simples”. Con un sistema de RC, no es necesario obtener esa tercera imagen de la columna lumbar, ya que a partir de la proyección LA, y procesando la imagen en la estación de trabajo, se puede ver adecuadamente la unión lumbosacra. En definitiva, el sistema RC permite obtener un ahorro de dosis añadido, que es muy importante.

El sistema convencional de imagen utilizado en el HPA, debido al uso masivo de la RC, no es muy moderno, y se compone de películas Kodak X-Omat K, hojas reforzadoras (de wolframato cálcico) y chasis Agfa Curix Universal. La sensibilidad de un sistema de imagen mixto con elementos de diferentes fabricantes es difícil de determinar, no obstante, se pueden considerar las características de la película utilizada (velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima con sensitometría con luz azul), como similares a las de la Agfa Curix RPI (Llorca, 1993a). Según datos del fabricante, la sensibilidad del conjunto estaría próxima a 100, lo que queda por debajo de las recomendaciones dadas por un Grupo de Expertos de la UE (de 200 hasta 800, según tipo de estudio y proyección).

La utilización de conjuntos películas-hojas reforzadoras de mayor sensibilidad que las empleadas habitualmente en el HPA, también permitiría reducir las dosis. Según los datos de un estudio realizado simulando exploraciones radiográficas de abdomen con un maniquí (Guibelalde, 1994), se ha comprobado que un sistema de imagen parecido al empleado en el HPA, ofrecía una resolución espacial de 2,5 lp/mm, en las condiciones definidas para el estudio. Si utilizáramos un conjunto película-hoja reforzadora de mayor sensibilidad e igual resolución espacial, se podrían obtener

reducciones de dosis del 78,3% con un sistema sensible a la luz azul (película Agfa Curix RP1 y hoja reforzadora Agfa Curix U8), o del 62,2% con un sistema ortocromático (película Agfa Ortho ST-G2 y hoja reforzadora Agfa Curix fast). Sin embargo, es preciso señalar que esas reducciones de dosis sólo son posibles cuando los sistemas de radiodiagnóstico y las procesadoras están correctamente ajustados (Guibelalde, 1994).

En cualquier caso, el sistema de RC permite obtener una reducción global mayor, gracias a la importante disminución del número de imágenes repetidas por errores de exposición (Greene, 1992; Lee, 1988). La respuesta lineal del soporte de imagen empleado en RC, y el funcionamiento del sistema de lectura, así lo hacen posible. Hay que tener en cuenta, que se han considerado como típicas, unas tasas de repetición de radiografías entre el 3,8% (Chu, 1982), el 10,9% (Vañó, 1994), y el 11,6% (Watkinson, 1984). En un trabajo realizado en 18 servicios de radiología del Reino Unido, se ha obtenido una tasa de repetición de imágenes del 10,2%, en promedio, y con un máximo del 15,1%, en exploraciones de columna lumbar (Rogers, 1987).

Entre las fases I y II de la evaluación, además de los CCA, se optimizaron los parámetros técnicos de realización de las exploraciones. En las tablas XLI y XLII se presentan los datos correspondientes a esos parámetros, utilizados en las fases I y II.

A partir de los datos recogidos en la fase I, se propusieron unas recomendaciones para optimizar los procedimientos de realización de las exploraciones.

En los estudios de tórax se recomendó aumentar a 180 cm la distancia desde el foco a la película y a 140 kVp, la tensión utilizada.

En el caso de las mamografías, es preciso señalar que se utilizan tensiones entre

32 y 35 kVp, debido a que con tensiones inferiores, el rendimiento del tubo de rayos X del mamógrafo no permitía obtener imágenes con un ennegrecimiento apropiado. Además, en la fase II, y debido a la selección de los pacientes según las indicaciones dadas por el grupo de expertos de la UE (4,5 cm de espesor de mama después de la compresión), se puede observar cierto grado de disminución de este valor. En cualquier caso, además se recomendó aumentar la distancia desde el foco a la película a 60 cm (inicialmente estaba fijada en 55 cm).

EVALUACION DE UN SISTEMA DE RC. PARAMETROS TECNICOS EMPLEADOS PARA LA REALIZACION DE LAS EXPLORACIONES EN EL HPA (1993), ANTES (FASE I) Y DESPUES (FASE II) DE LA OPTIMIZACION.

FASE:			I	I	II	II
SISTEMA DE IMAGEN:			convencional	RC	convencional	RC
TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION					
tórax	PA	kVp	130,0	119,0	140,0	140,0
		mAs	6,0	5,0	4,9	1,5
		DFp	142,0	146,0	131,2	150,1
tórax	LA	kVp	135,0	127,0	140,0	140,0
		mAs	20,0	18,0	15,7	4,8
		DFp	134,0	143,0	123,0	141,9
mamografía	CC	kVp	32,0	33,0	32,8	35,8
		mAs	43,0	43,0	42,7	36,8
		esp.*	4,4	4,6	3,9	4,2
mamografía	LA	kVp	34,0	33,0	--	35,8
		mAs	49,0	44,0	--	33,9
		esp.*	5,0	4,7	--	4,3
mamografía	OB	kVp	33,0	--	35,1	--
		mAs	47,0	--	41,0	--
		esp.*	4,6	--	4,7	--

* esp.: espesor de mama después de compresión

Tabla XLI

EVALUACION DE UN SISTEMA DE RC. PARAMETROS TECNICOS EMPLEADOS PARA LA REALIZACION DE LAS EXPLORACIONES EN EL HPA (1993), ANTES (FASE I) Y DESPUES (FASE II) DE LA OPTIMIZACION.

FASE:			I	I	II	II
SISTEMA DE IMAGEN:			convencional	RC	convencional	RC
TIPO DE ESTUDIO	PROYECCION					
columna lumbar	AP	kVp	83,0	71,0	80,6	80,0
		mAs	113,0	72,0	101,0	73,6
		DFp	78,0	68,0	96,4	86,4
columna lumbar	A	kVp	89,0	80,0	92,5	87,0
		mAs	208,0	147,0	199,0	13,9
		DFp	70,0	58,0	84,1	75,8
unión lumbosacra	A	kVp	80,0	--	90,0	--
		mAs	200,0	--	139,0	--
		DFp	72,0	--	85,5	--
pelvis	AP	kVp	79,0	75,0	83,6	79,7
		mAs	111,0	77,0	70,6	84,3
		DFp	95,0	87,0	79,7	85,9
abdomen sin cont.	AP	kVp	75,0	67,0	81,0	81,0
		mAs	131,0	72,0	78,3	31,4
		DFp	77,0	71,0	85,8	93,8
abdomen con cont.	AP	kVp	77,0	69,0	81,0	81,0
		mAs	133,0	74,0	91,2	30,6
		DFp	77,0	70,0	85,8	93,8

Tabla XLII

En los estudios de columna lumbar, pelvis y abdomen, se recomendó modificar la distancia desde el foco a la película para que fuera de 115 cm. Asimismo, se recomendó el uso de tensiones de 80 kVp en los estudios de abdomen, de 80 a 85 kVp en las proyecciones AP de la columna lumbar y de la pelvis, y de 90 a 95 kVp en las LA de la columna lumbar y de la unión lumbosacra.

Las modificaciones introducidas tanto en los procedimientos como en los equipos han permitido que en los casos más favorables (tórax y abdomen), las reducciones de dosis globales desde el sistema de imagen convencional en la fase I, hasta el de RC en la fase II se cifren en promedio en un 88,7% para los estudios de tórax (figura 35), en un 60,6% en el caso de las exploraciones de la columna lumbar (figura 36), y en un 80,8% para los estudios de abdomen (figura 37) (Velasco, 1994).

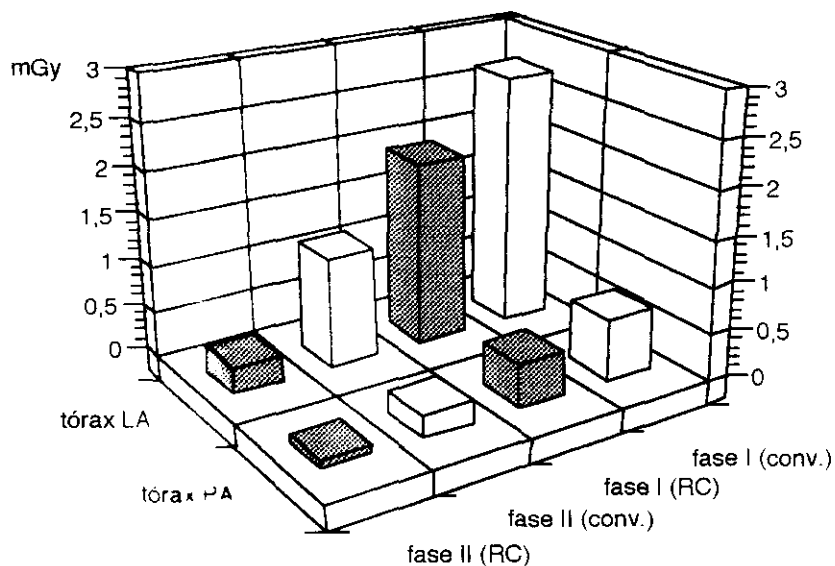


Figura 35

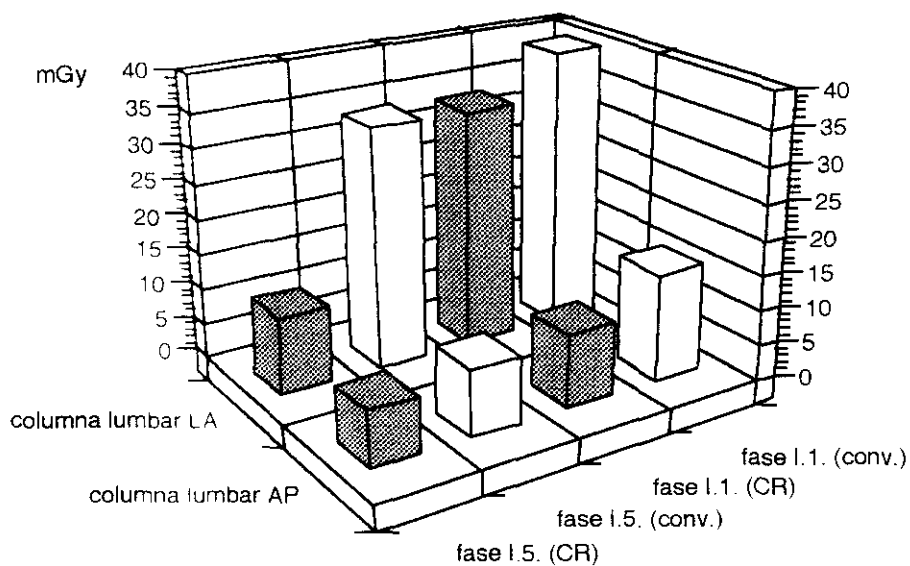


Figura 36

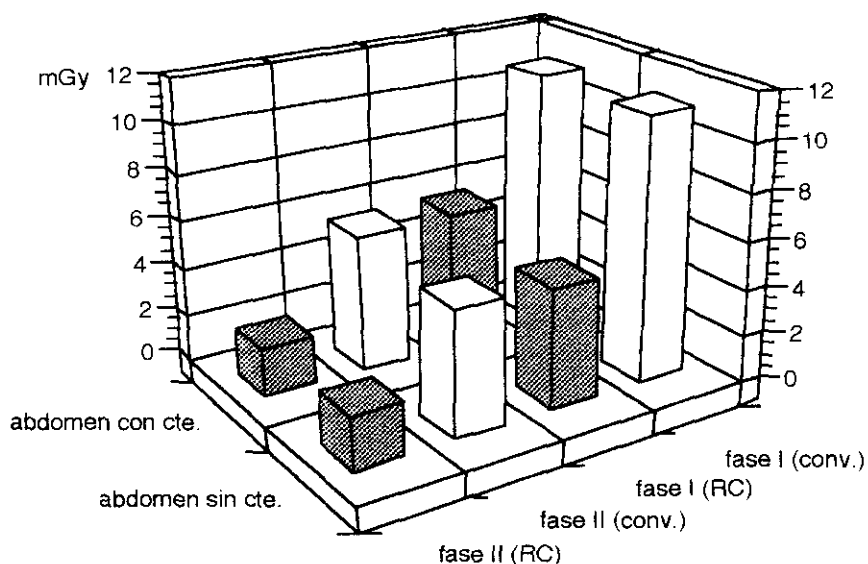


Figura 37

En principio, con la utilización del sistema RC se podrían conseguir mayores ahorros de dosis, por ejemplo, utilizando tensiones aún mayores y postprocesando la imagen obtenida en la estación de trabajo, para mejorar el contraste.

2. Calidad de imagen.

2.1. Resultados de la evaluación en imágenes de objetos de test.

En el marco del programa piloto de CCA, se procedió a verificar extensamente la calidad de la imagen con objetos de test (Leeds TOR-CDR para radiografía general y TOR-MAX, para mamografía). Se midió la resolución espacial y el umbral de sensibilidad a alto y bajo contraste, y se calificó la imagen obtenida como buena, aceptable o mala, según los criterios indicados en el apartado 6. del Anexo III. En la tabla XLIII, se presentan los resultados globales de los CCA de imagen con objetos de test, realizados en un total de 30 salas de radiología general (incluyendo equipos telemandados) de 6 centros sanitarios de la CM.

	BUENA CALIDAD DE IMAGEN	CALIDAD DE IMAGEN ACEPTABLE	MALA CALIDAD DE IMAGEN
RESOLUCION ESPACIAL	18 (58%)	8 (26%)	5 (16%)
UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE	18 (58%)	13 (42%)	
UMBRAL DE SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE	21 (75%)	7 (25%)	

Tabla XLIII

En el HUSC se evaluó la calidad de la imagen con este procedimiento en 16 salas. La resolución espacial fue calificada como buena en el 50% de los casos, como aceptable en el 31% de los casos y como mala en el 50% restante. La percepción de objetos de bajo contraste, fue a su vez calificada como buena en el 50% de las salas, y como aceptable en el 50% de las salas restantes. Por último, y también en las 16 salas del HUSC, el umbral de sensibilidad para objetos de alto contraste fue calificado como aceptable en el 43% de las salas evaluadas, y como buena en el 57%.

2.2. Resultados de la evaluación con criterios de calidad de las imágenes clínicas en el Servicio de Radiodiagnóstico del hospital “Príncipe de Asturias” (evaluación de un sistema de radiografía computarizada). Discusión.

En el apartado 1.4. se ha visto como la RC ha permitido reducir las dosis en la mayoría de las exploraciones evaluadas en el servicio de radiodiagnóstico del HPA. No obstante, es preciso comprobar si esas reducciones de dosis se han obtenido a costa de una disminución de la calidad de las imágenes, o por el contrario, ésta ha sido similar con ambos sistemas de imagen (Busch, 1992). Además, la calidad de imagen debe ser concretada siempre en el contexto del criterio diagnóstico, teniendo siempre el radiólogo la última palabra (Vañó, 1992b).

Antes de la realización de la evaluación dosimétrica que es parte básica de éste

trabajo, el equipo de radiólogos del HPA había valorado la fiabilidad diagnóstica de la RC en estudios de tórax y mamografía (entre otros), comparándola con la de la técnica convencional. En las exploraciones de tórax, se pudo comprobar como a pesar de la menor resolución espacial de las imágenes digitales, la fiabilidad diagnóstica era similar a la de las imágenes analógicas (Montero, 1992).

También se había comprobado la capacidad diagnóstica de las mamografías digitales, viendo que cuando se hacía uso de la estación de trabajo, era similar a la de las convencionales. Las imágenes digitales presentaban un mejor contraste, a pesar de la menor resolución espacial (Fernández, 1992; Brettle, 1994), incluso de soportes de alta resolución (el fabricante especifica una resolución espacial de 5 pl/mm para el soporte utilizado, mientras que los sistemas de imagen convencional llegan a 15 pl/mm).

En este trabajo, y como complemento de las medidas dosimétricas realizadas, se procedió a calificar las imágenes con arreglo a los CCI propuestos por un grupo de expertos de la UE (CEC, 1990b), según la metodología expuesta en el apartado 5. y las calificaciones de la tabla XVI.

A partir de todas las observaciones realizadas según el procedimiento descrito en el apartado 5, para cada una de las proyecciones evaluadas, se han obtenido las puntuaciones promedio de la tabla XLIV.

En la figura 38, se presentan estos mismos resultados en modo gráfico, para su mejor comprensión.

La calidad de la imagen obtenida con el sistema de RC ha sido calificada en promedio, como un 8,1% superior a la obtenida con el sistema de imagen basado en película fotográfica. Las ventajas mayores del sistema de RC, en cuanto a calidad de

EXPLORACION	PROYECCION	SISTEMA DE IMAGEN	Nº CCI	PUNTUACION PROMEDIO	RESULTADO (%)*
tórax	AP	convencional	9	7,5	82,8
	AP	RC	9	8,6	95,3
	A	convencional	4	3,3	81,9
	A	RC	4	3,8	95,0
mamografía	CC	convencional	4	3,1	78,0
	C	RC	4	3,3	82,8
	B	convencional	4	2,8	71,0
	A	RC	4	3,6	88,8
columna lumbar	AP	convencional	7	6,0	86,3
	AP	RC	7	6,3	90,3
	A	convencional	7	5,2	74,4
	A	RC	7	5,5	79,1
unión lumbosacra	A	convencional	4	3,2	80,8
	A	RC	4	3,8	94,5
pelvis	AP	convencional	7	6,0	86,4
	AP	RC	7	6,2	88,1
abdomen sin cont.	AP	convencional	5	4,0	80,5
	AP	RC	5	4,3	85,9
abdomen con cont.	AP	convencional	6	4,7	77,5
	AP	RC	6	5,0	83,3

* Porcentaje total de CCI observados en esta proyección.

Tabla XLIV

imagen, han sido detectadas en las exploraciones del tórax (entre un 13,1 y un 13,8% mejor), y en las proyecciones LA de la unión lumbosacra (un 14,5% mejor). Esta última proyección fue calificada aplicando los CCI específicos propuestos para esta proyección, a la proyección LA de columna lumbar obtenida con el sistema de RC. Es preciso recordar que en el Servicio de Radiodiagnóstico del HPA, cuando se utiliza el sistema digital de imagen, no se obtiene una imagen específica de la unión

lumbosacra.

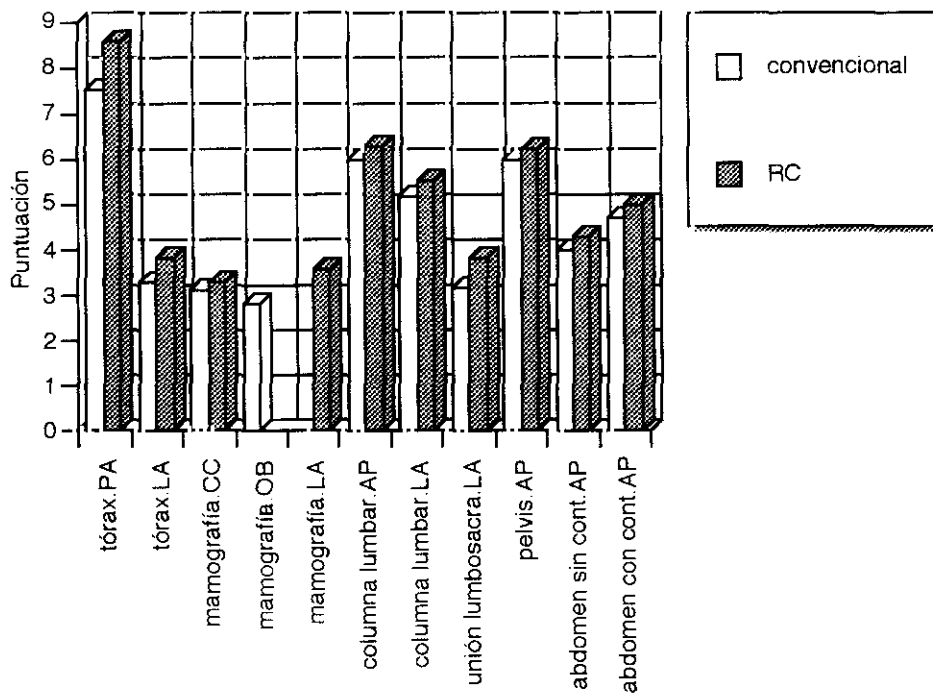


Figura 38

En el caso de las mamografías digitales, la calidad de la imagen ha sido calificada con los CCI aplicables a esta modalidad, como un 5,8% superior a la obtenida con la película convencional utilizada.

También se ha querido comparar ambos sistemas de imagen, considerando para cada proyección de cada tipo de estudio, el porcentaje de imágenes que obtenían las máximas puntuaciones. Es decir, en qué medida cada sistema de imagen ha permitido obtener imágenes con una calidad óptima. Nuevamente, los resultados (figura 39) se inclinan mayoritariamente a favor del sistema digital de imagen, observándose importantes diferencias a su favor en las exploraciones del tórax, y en las proyecciones LA de la unión lumbosacra. El sistema de imagen convencional, sólo destaca de cara a obtener más imágenes "perfectas", en el caso de las proyecciones AP del abdomen urológico (antes de inyectar el medio de contraste), y muy ligeramente en las proyecciones AP y LA de las exploraciones de la columna lumbar.

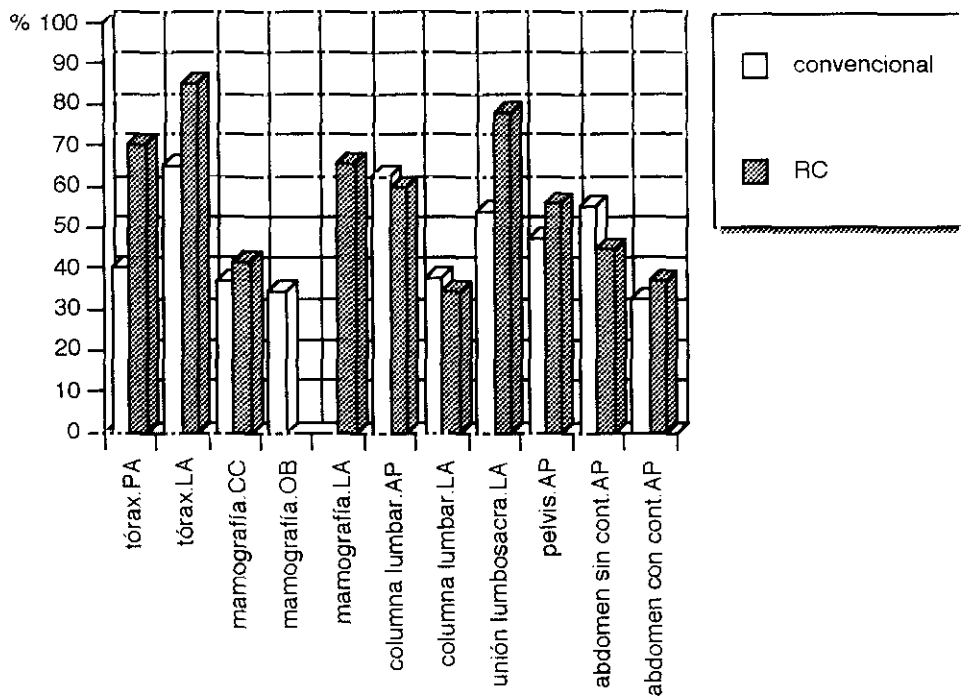
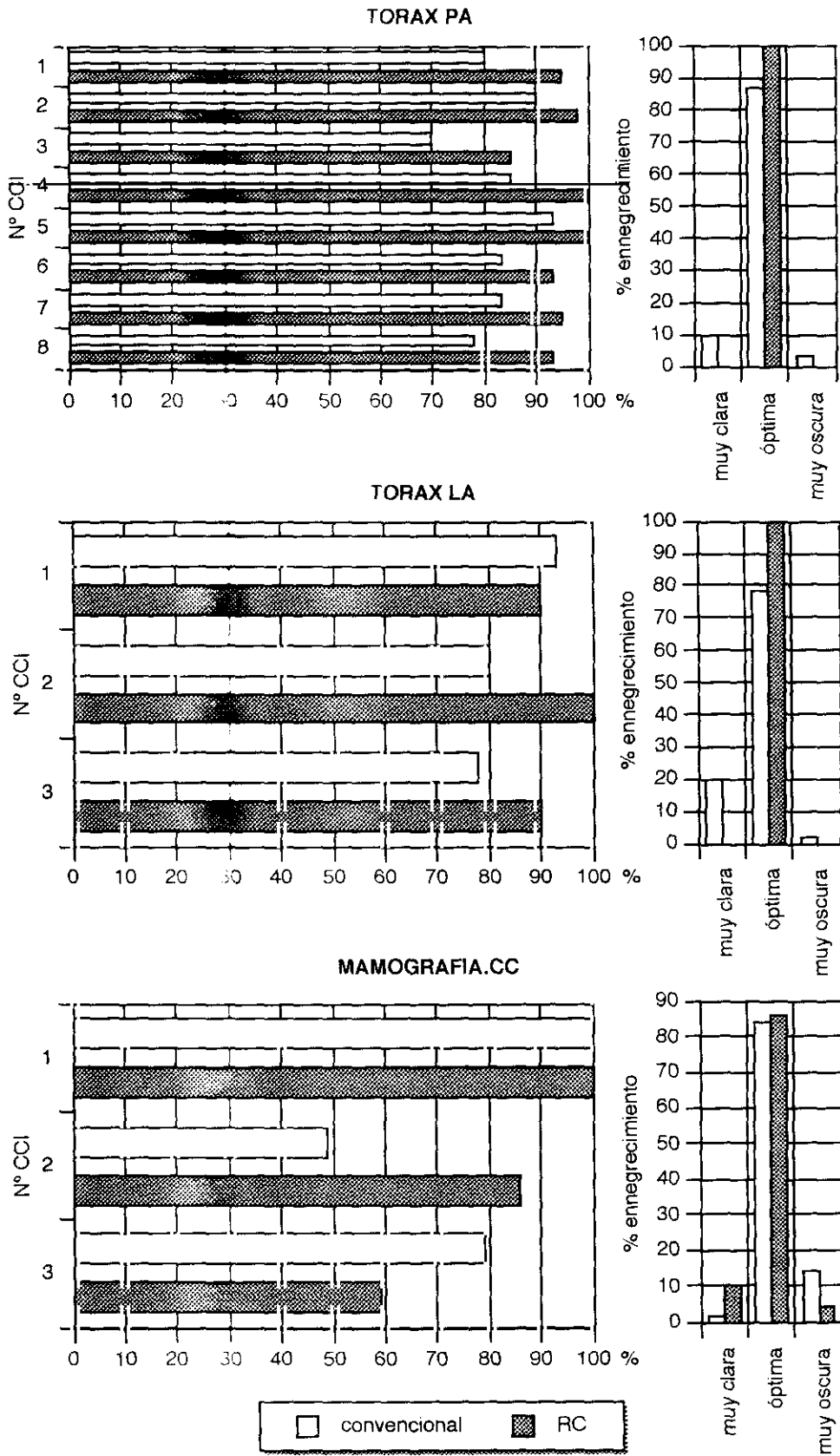


Figura 39

Además de los resultados globales de calidad de imagen, también se han analizado los resultados individuales para cada CCI (figura 40), y los relativos al ennegrecimiento de la película o imagen.

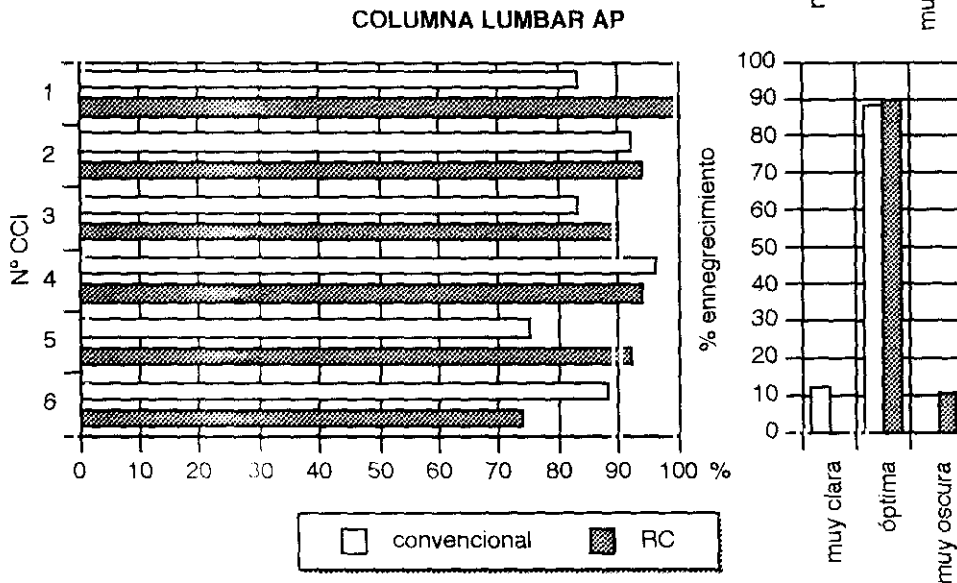
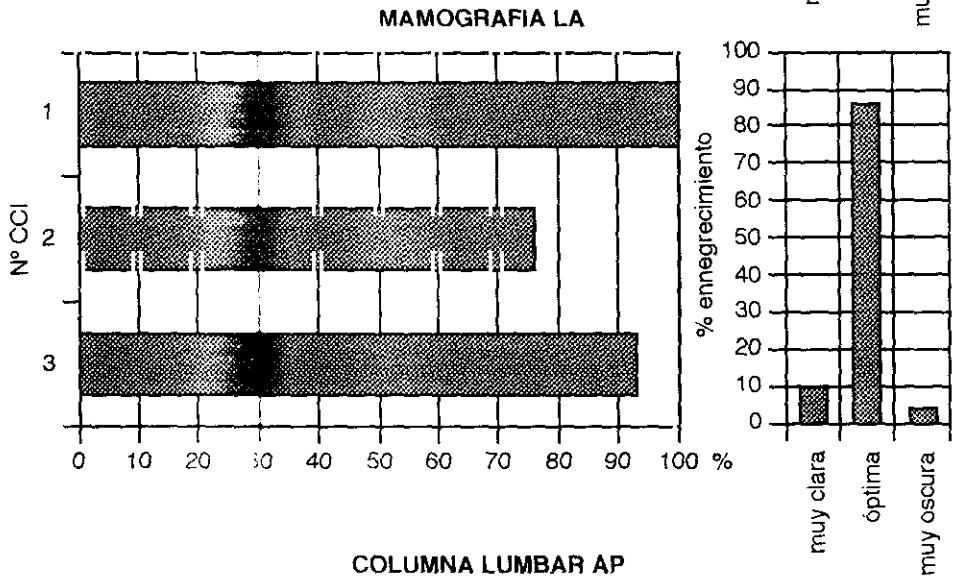
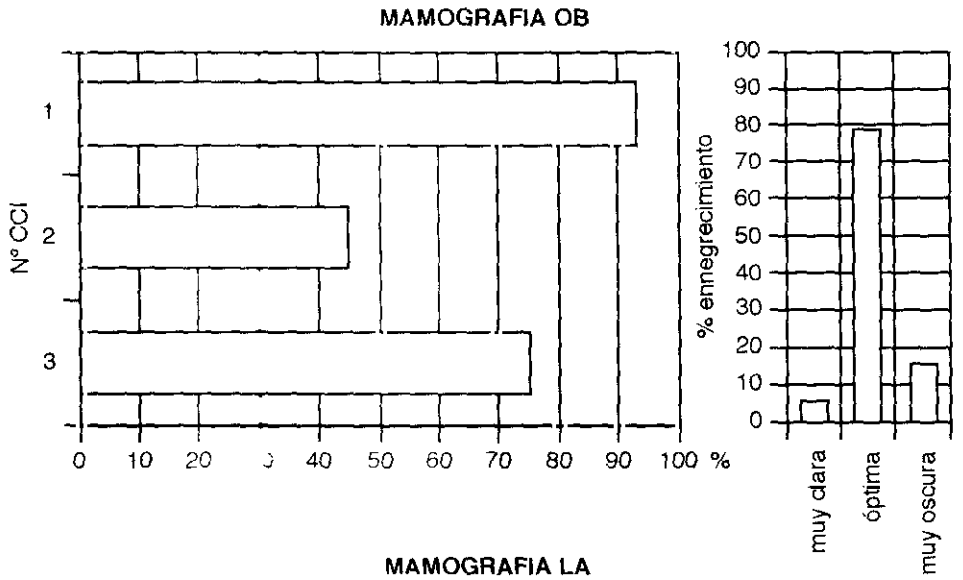
En la proyección AP del tórax, los cuatro primeros CCI dependen de la correcta posición del paciente, y su cumplimiento es necesario para que puedan cumplirse los cuatro últimos. Las imágenes obtenidas con el sistema de RC, han obtenido mejor calificación en todos los casos. Además, las imágenes digitales presentan la ventaja añadida de permitir ver mejor la línea pleuro-ácigos-esofágica (de difícil detección cuando se usa un sistema convencional de imagen).

La proyección LA del tórax normalmente sirve para confirmar los hallazgos radiológicos de la proyección PA, por lo que aporta menos información, y por lo tanto se le aplican menos CCI (Maccia, 1993a). En esta proyección, los dos primeros CCI también dependen de la correcta posición del paciente. En cuanto al tercero, la



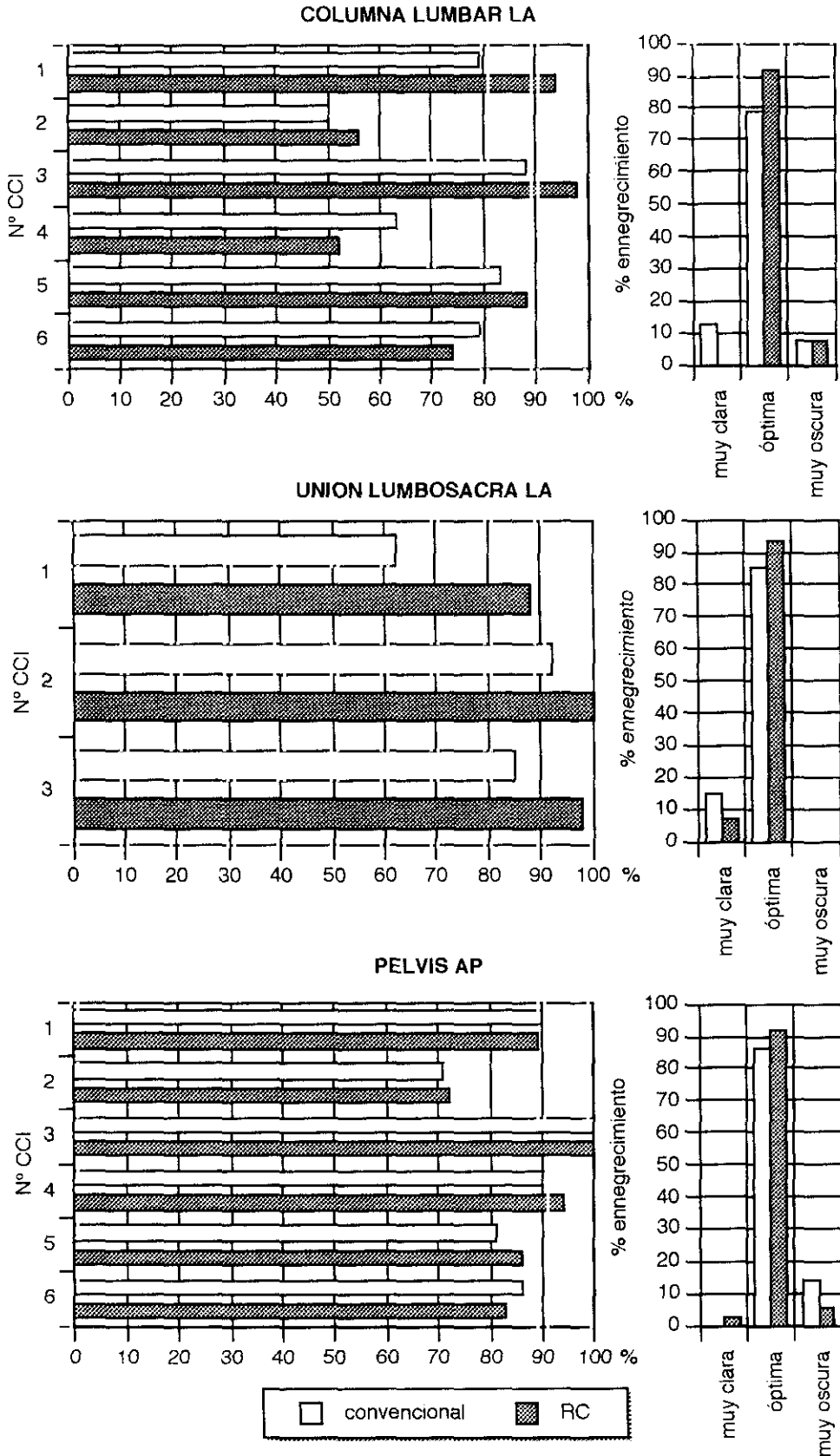
NOTA: los números en ordenadas indican los CCI propuestos por el grupo de expertos de la UE (apartado 5)

Figura 40



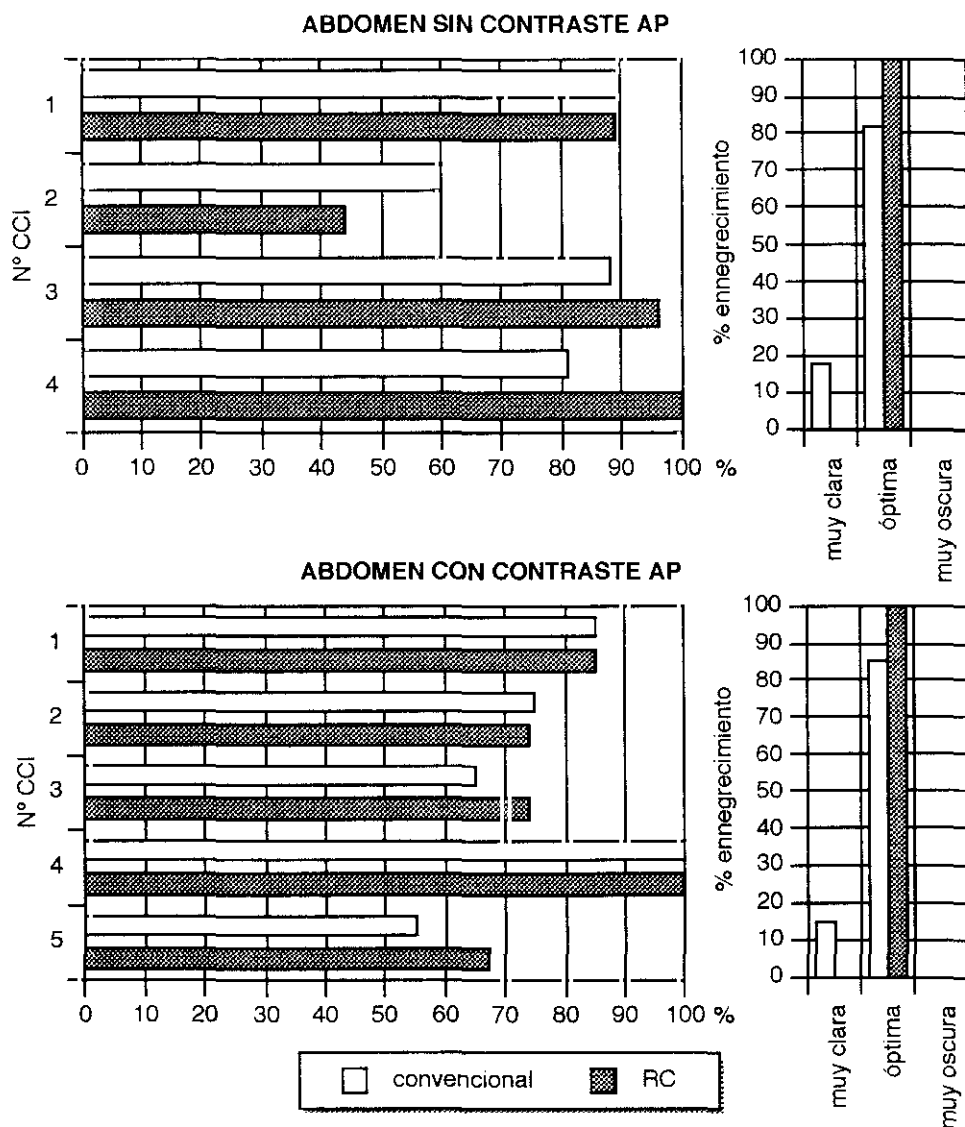
NOTA: los números en ordenadas indican los CCI propuestos por el grupo de expertos de la UE (apartado 5)

Figura 40



NOTA: los números en ordenadas indican los CCI propuestos por el grupo de expertos de la UE (apartado 5.)

Figura 40



NOTA: los números en ordenadas indican los CCI propuestos por el grupo de expertos de la UE (apartado 5.)

Figura 40

puntuación obtenida por el sistema de RC ha sido mejor que la del sistema convencional.

En las mamografías, el primer CCI se cumplió en el 100% de las proyecciones CC con los dos sistemas de imagen, y también en la proyección LA digital. El segundo CCI, es decir, la reproducción visualmente nítida de la piel y del tejido subcutáneo, se cumplió con más frecuencia con el sistema digital de imagen. El último CCI depende del posicionamiento correcto de la mama, y no del tipo de sistema de

imagen empleado.

Los CCI tercero y cuarto de la proyección AP de la exploración de la columna lumbar dependen de la correcta posición del paciente. El cumplimiento del primer CCI depende más del sistema de imagen, y con el sistema de RC ha sido detectado en el 100% de los casos. El último CCI, referido a la reproducción de los tejidos blandos, presenta mejores resultados con el sistema de imagen convencional. No obstante, en este último caso se han detectado diferencias en las respuestas de los distintos observadores, derivadas de la interpretación subjetiva del CCI. En particular, la indefinición sobre si es preciso ver uno o los dos músculos psoas. Además, la sombra del músculo del psoas es muy difícil de ver, incluso en una imagen perfecta (Maccia, 1993a).

La aplicación del segundo CCI de la proyección LA de la columna lumbar, también ha planteado dudas en cuanto a su interpretación, que han tenido como resultado una de las puntuaciones más bajas obtenidas individualmente por un CCI (con los dos sistemas de imagen). Debido a la divergencia producida por el foco, es muy difícil que la superposición se produzca en todos los extremos posteriores de las vértebras de forma exacta. Además, aunque el CCI habla de superposición exacta, en la práctica, la definición es demasiado vaga y el radiólogo termina aplicando su propio juicio (Maccia, 1993a).

Las imágenes digitales de la proyección LA de la columna lumbar, obtienen puntuaciones bastante mejores para los CCI primero y tercero, y peores para el último CCI, que al igual que ocurría en la proyección AP, se refiere a la reproducción de los tejidos blandos adyacentes. Se puede pensar, que en lo referente a tejidos blandos, y para los estudios de la columna lumbar, el sistema convencional de imagen sea mejor, al menos cuando las imágenes digitales son procesadas de forma automática (y no en la estación de trabajo).

La proyección LA de la unión lumbosacra sirve por lo general para confirmar hallazgos radiológicos de la LA de la columna lumbar, razón por la que tiene menor número de CCI (Maccia, 1993a). Todos los CCI correspondientes a esta proyección se han verificado con mayor frecuencia en las imágenes obtenidas con el sistema de RC. El primero de los CCI aplicable a esta zona anatómica, depende del posicionamiento del paciente, y no del tipo de sistema de imagen. En cualquier caso, se ha visto que el sistema de RC permitió la visualización del contorno anterior del sacro en el 100% de los casos, y la observación de la reproducción de las piezas vertebrales del sacro superior en prácticamente todas las ocasiones, resultados siempre mejores que los obtenidos con imágenes convencionales.

En las exploraciones de la pelvis hay que destacar la puntuación baja obtenida por los dos sistemas de imagen en el segundo CCI. En la proyección AP de la pelvis, siempre resulta difícil ver el sacro superior, por la inclinación del mismo y la superposición de estructuras que se produce.

En cuanto a las proyecciones AP de los abdómenes urológicos antes de inyectar el medio de contraste, el sistema de RC ha obtenido menor puntuación que el convencional en el segundo CCI. La observación de éste CCI, depende mucho de los gases y restos fecales que tenga el paciente, lo que posiblemente justifique las puntuaciones en cualquier caso bajas de ambos sistemas de imagen.

Después de inyectar el medio de contraste, se han obtenido unas imágenes de abdomen en proyección AP, en las que los CCI segundo y tercero han vuelto a plantear dudas en cuanto a su interpretación, en el sentido de que no se sabía si se debía comprobar en uno o en los dos lados, la reproducción visualmente nítida de la pelvis renal y de los cálices, y la reproducción de la unión pelviureteral. Como consecuencia de las dudas anteriores, se ha observado un cumplimiento menor para estos dos CCI. También el quinto CCI se observó en menos ocasiones, lo que

seguramente se debió al momento en que se obtuvo la imagen durante la realización de la urografía intravenosa. Si no se espera el tiempo suficiente para que se produzca la repleción completa de la vejiga con medio de contraste, no se observará la reproducción completa de la misma.

En lo referente al ennegrecimiento de las imágenes, la evaluación ha demostrado que con el sistema de RC se obtienen unos resultados significativamente mejores que con el convencional, en todos los casos.

Por último, se ha analizado la respuesta dada a los CCI en función del observador. Todas las proyecciones fueron examinadas por tres observadores, y en algunos casos, por un cuarto radiólogo que examinó las imágenes inmediatamente después de ser obtenidas, y al tiempo que hacía el correspondiente informe radiológico. Todos estos especialistas tenían experiencia previa en la lectura de casos radiológicos, con la finalidad de valorar la fiabilidad diagnóstica y evaluar la calidad de las imágenes.

En la figura 41, se presentan los porcentajes de CCI observados por cada radiólogo en cada una de las proyecciones. En general, y para todas las exploraciones evaluadas, el observador A detectó el $84,5 \pm 11,7\%$ de los CCI, el observador B el $78,9 \pm 11,3\%$, y el observador C, el $87,7 \pm 7,6\%$.

Durante el desarrollo del "2nd European Trial", se observó que cuando se producían respuestas discordantes entre los observadores, las causas podían ser las siguientes: falta de acuerdo respecto a la definición del CCI, un juicio subjetivo, o una escasa experiencia calificando un CCI determinado (Maccia, 1993a). Las respuestas por parte de los distintos observadores, se pueden considerar como similares, y cuando se ha producido alguna discordancia, a sido debida a la interpretación subjetiva del CCI.

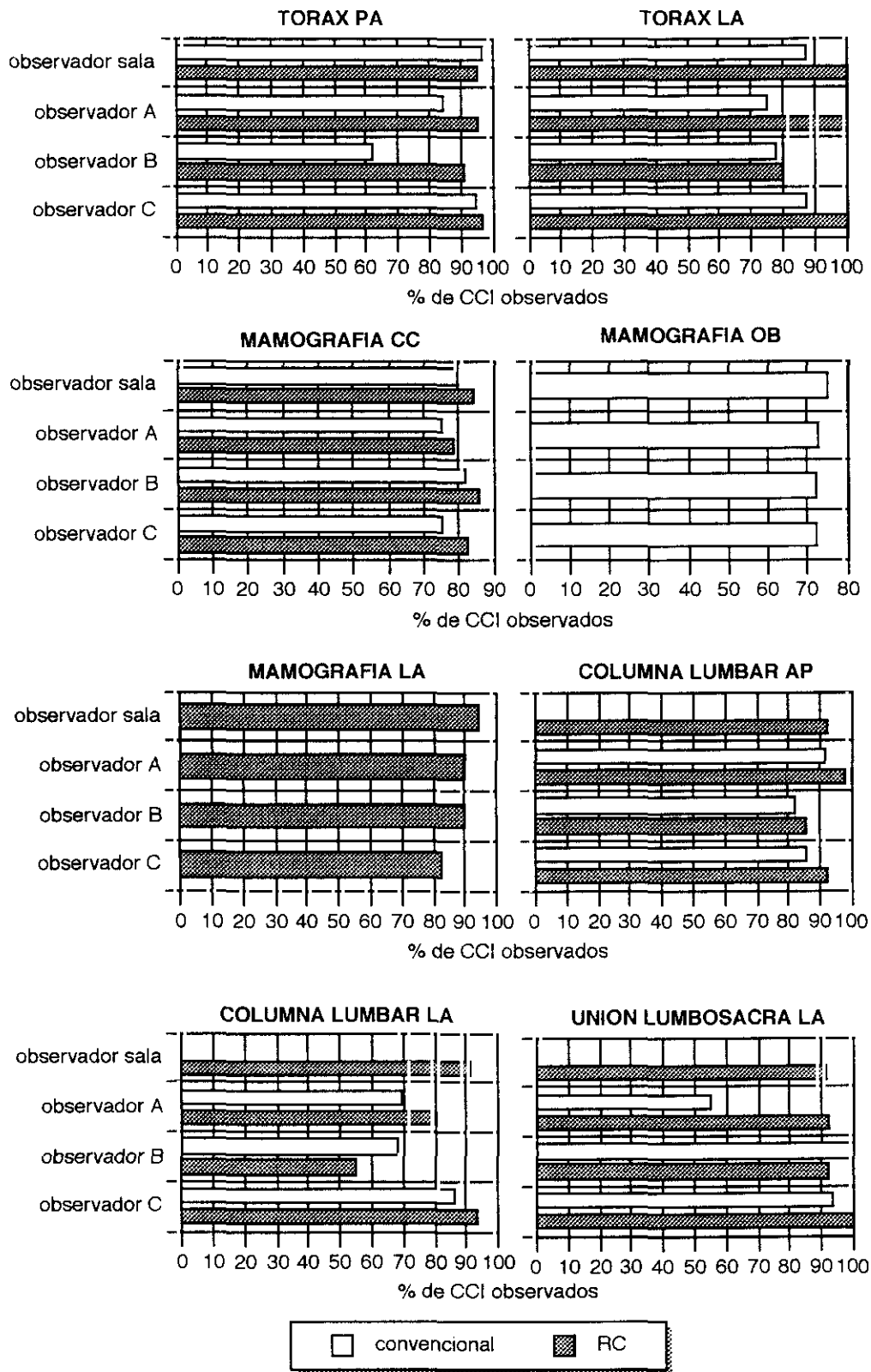


Figura 41

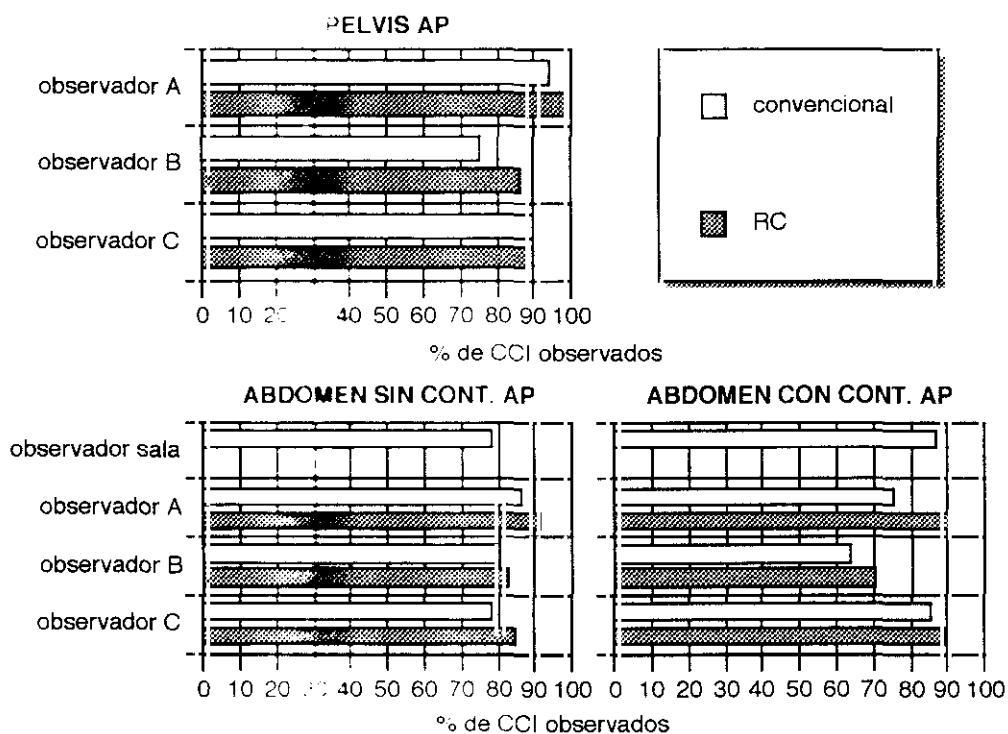


Figura 41

3. Protocolos de exploración (grafía) en estudios “complejos”.

Se entiende como radiografías rutinarias a aquellas proyecciones que son realizadas automáticamente por el operador cuando se le solicita la realización de un determinado tipo de estudio, sin darle información adicional en la petición. La limitación de estas imágenes rutinarias es un método muy bueno para reducir las dosis en estas exploraciones (NRPB, 1990). Teniendo en cuenta lo que los operadores consideran como protocolo estándar de un estudio “complejo”, es decir, el formado por una serie de radiografías rutinarias, se han comparado los protocolos de exploración empleados en distintos centros sanitarios para exploraciones del aparato digestivo y urinario. En estos tipos de exploraciones radiológicas, hay que sumar a las grandes variaciones en las dosis impartidas a los pacientes por cada imagen obtenida (entre distintos centros y operadores), otras variaciones también grandes en cuanto al número y tamaño de las imágenes que se hacen como parte del protocolo estándar.

3.1. Esófagogastroduodenal.

El objetivo principal de una exploración con contraste del aparato digestivo, es la obtención de imágenes en las que se visualice bien la mucosa. En el estudio GDD, se explora el aparato digestivo desde el esófago hasta el ángulo de Treitz, con proyecciones del esófago, estomago y duodeno.

El estudio puede comenzar con una primera radiografía "simple" del abdomen (antes de administrar el medio de contraste), que resulta útil ante la sospecha de lesiones agudas como perforación gástrica o duodenal, ingestión de cuerpos extraños, bezoares, y presencia de abscesos o vólvulos (Sánchez Alvarez-Pedrosa, 1986). Ninguno de los seis centros sanitarios en los que se han recogido los protocolos de los estudios GDD (Anexo IV) realiza rutinariamente esa proyección.

El estudio del esófago, se puede hacer con el paciente en bipedestación y con proyecciones oblicuas anteriores, o con el paciente en decúbito prono con la mesa en posición horizontal (cuando su estado de salud es peor)(Op Den Orth, 1979). En cinco de los centros encuestados se explora el esófago, en principio con el paciente en bipedestación. En otro de los centros, el esófago sólo es explorado fluoroscópicamente, sin obtener radiografías.

En cuanto al procedimiento técnico para obtener las imágenes, para visualizar bien la mucosa es preferible seleccionar tensiones altas (de 120 kVp o más), tiempos de exposición cortos (para evitar la aparición de borrosidad por movimiento), y focos finos (Op Den Orth, 1979). Hay que destacar, que sólo uno de los centros encuestados utiliza bajos voltajes (entre 90 y 106 kVp). En este caso, a pesar de utilizar película ortocromática, se imparten dosis más elevadas, estimadas en 3.616 cGy x cm², en términos del producto dosis-área en grafía.

El número de imágenes rutinarias obtenidas por exploración de GDD ha variado entre 6 y 11 (figura 42), según el centro encuestado.

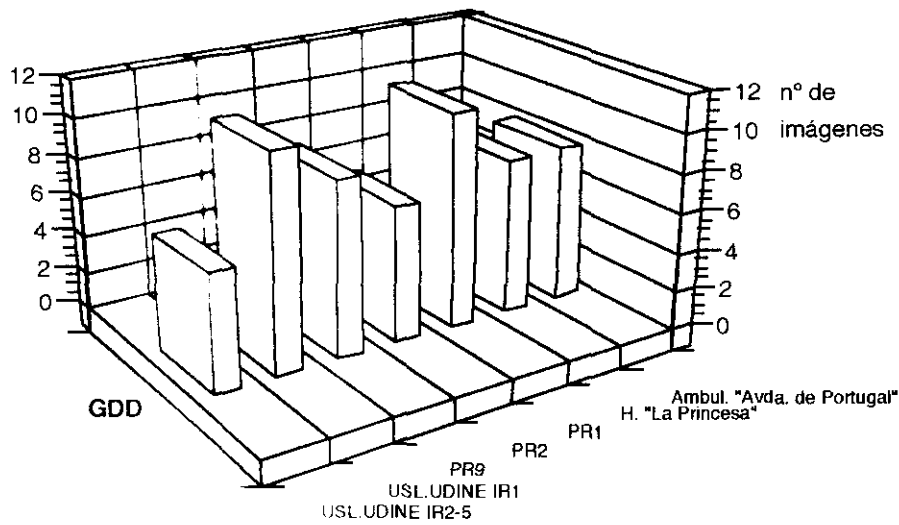


Figura 42

3.2. Tránsito intestinal.

El estudio radiológico denominado tránsito intestinal (TI) tiene como finalidad la exploración del intestino delgado. En cuatro centros sanitarios, se han recogido los protocolos utilizados en los TI (Anexo IV), obteniendo un número de imágenes por estudio muy similar en los cuatro casos. No obstante, en dos de ellos, el TI se hace a continuación de un GDD, elevando el número total de imágenes hasta 23 (figura 43). En este sentido, C. Sánchez Alvarez-Pedrosa (1986) recomienda hacer siempre el TI, sin un GDD previo.

En los resultados de la encuesta realizada, se ha visto como ninguno de los cuatro centros hacían una radiografía "simple" del abdomen como comienzo del protocolo rutinario de un TI. Según Harned (1980), la realización de esa radiografía sólo contribuiría al diagnóstico en el 8% de los casos. C. Sánchez Alvarez-Pedrosa (1986), considera que es importante hacer una radiografía "simple" del abdomen en

los casos en los que se sospechen procesos obstructivos del intestino delgado.

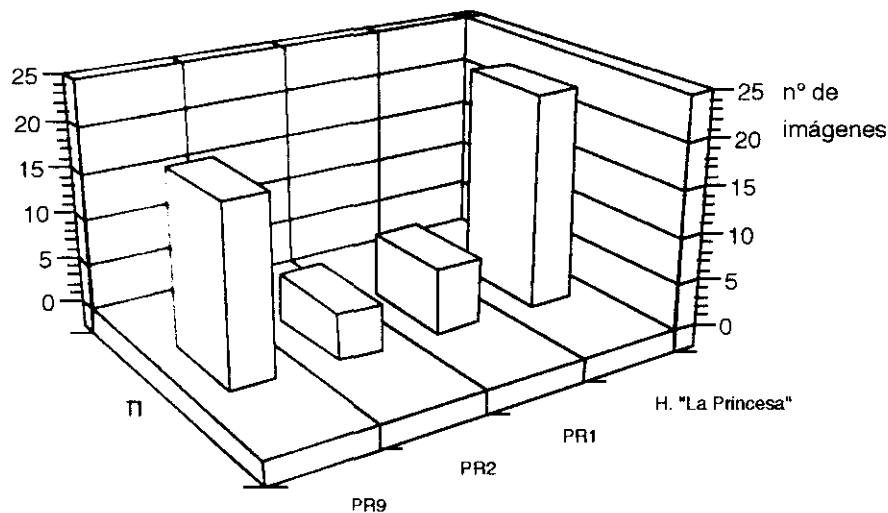


Figura 43

En lo referente a la tensión, el procedimiento técnico utilizado para obtener las imágenes es muy similar en tres de los casos (entre 120 y 124 kVp). En cambio, en uno de los centros se seleccionan entre 76 y 106 kVp, y se imparten unas dosis estimadas en $7.330 \text{ cGy} \times \text{cm}^2$ (en términos del producto dosis-área en grafía), a pesar de usar película ortocromática. La utilización de tensiones más elevadas seguramente reduciría las dosis impartidas por imagen en este centro hasta valores similares a los de los otros centros evaluados.

3.3. Enema opaco.

El EO se suele realizar ante sospecha de neoplasia, enfermedad diverticular o inflamatoria del colon, y es útil en prácticamente todas las enfermedades que afectan intrínseca o extrínsecamente al colon (ACR, 1991a).

En cuanto al número de imágenes que se obtienen, los protocolos recogidos (Anexo IV) son muy similares en los siete centros sanitarios encuestados. En dos casos no hacen la radiografía "simple" de abdomen, imagen que resulta útil para poder

excluir contraindicaciones a la realización del EO, como el megacolon tóxico (complicación de enfermedad inflamatoria), y que además sirve para demostrar la existencia de calcificaciones, cambios de tamaño de órganos, gas y otras alteraciones en órganos (Sánchez Alvarez-Pedrosa, 1986).

El “American College of Radiology” recomienda expresamente la obtención de la imagen del colon postevacuación (ACR, 1991). No obstante, en uno de los centros encuestados no se obtiene rutinariamente esa imagen. En este caso concreto, hay cierta polémica. El NRPB, después de hacer una encuesta en 62 hospitales del Reino Unido, ha recomendado excluir esta proyección de la práctica habitual, pues parece ser que de este modo no se comprometería la calidad diagnóstica de la exploración (NRPB, 1990).

En cuanto a la técnica radiográfica, se recomienda seleccionar tensiones altas (100 a 120 kVp), tiempos cortos y sistemas de imagen de alta sensibilidad (ACR, 1991a; Altaras, 1980; Cittadini, 1986). Nuevamente, en uno de los centros evaluados se utilizan tensiones inferiores (65 a 70 kVp) y valores superiores de mAs, lo que resulta en valores estimados del producto dosis-área más elevados (8.787 cGy x cm²), incluso a pesar de emplear un sistema de imagen de alta sensibilidad. Del mismo modo que en las exploraciones de TI, la utilización de tensiones más elevadas seguramente reduciría las dosis impartidas por imagen hasta valores similares a los de los otros centros evaluados.

3.4. Urografía intravenosa.

La UIV consiste en la observación de radiografías del riñón y del aparato urinario antes y después de una inyección intravascular de medio de contraste. Se examina el parénquima renal y las vías urinarias desde los cálices hasta la vejiga con el fin de detectar anomalías anatómicas o funcionales del aparato urinario (ACR,

1991b). Es el método diagnóstico de elección para el estudio radiológico del aparato urinario, y la primera exploración a realizar, ante hematuria, disuria o masa abdominal (Sánchez Alvarez-Pedrosa, 1986).

La radiografía “simple” de abdomen permite detectar masas, calcificaciones y cuerpos extraños, por lo que se considera esencial en el estudio del aparato urinario. Los cortes tomográficos de ambos riñones permiten ver el parénquima renal y detectar masas renales (Dalla Palma, 1989; Sánchez Alvarez-Pedrosa, 1986), y las radiografías postmicciones de la vejiga, permiten ver la mucosa de la misma y evaluar el residuo postmiccional (Sánchez Alvarez-Pedrosa, 1986).

El NRPB después de hacer una encuesta a radiólogos de 62 hospitales del Reino Unido, ha estimado que en las UIV, la imagen obtenida en el primer minuto, y las postmicciones tienen un rendimiento diagnóstico escaso, por lo que considera que sería mejor no hacerlas. Además, en opinión de este Organismo no deberían superarse las seis imágenes en total (NRPB, 1990).

En un trabajo realizado sobre 283 UIV por un grupo italiano (Dalla Palma, 1989), se ha visto que la radiografía hecha a los 7 minutos de la inyección de contraste, es la de más utilidad para el diagnóstico, por lo que se considera imagen “clave”.

En la encuesta realizada a cinco centros sanitarios (Anexo IV), se ha comprobado que los protocolos eran en todos los casos similares tanto en el número de imágenes obtenidas, como en las proyecciones y tensiones empleadas. Es de destacar en uno de los centros, la realización habitual de tres tomografías renales en cada UIV, para detectar masas renales.

4. Controles de calidad de los equipos.

4.1. Resultados obtenidos en centros del programa piloto de control de calidad.

Discusión.

En el marco del programa piloto de GC, realizado por el grupo de investigadores de la CFM, se hicieron entre 1989 y 1992, 183 CCA en 91 salas de 25 centros (entre los que también se incluía al HUSC). En cada CCA se comprobaron varios parámetros, dependiendo del elemento evaluado (Anexo III). Las verificaciones abarcaron a toda la cadena de formación de la imagen, desde el tubo de rayos X hasta los negatoscopios. En la tabla XLV se indica el número de centros y salas visitados, según el elemento verificado.

CONTROLES DE CALIDAD	Nº DE CENTROS	Nº DE SALAS
equipos (tubos y generadores)	15	57
sistemas de fluoroscopia + intensificadores de imagen y sistemas de TV)	4	14
tomógrafos convencionales	3	4
mamógrafos	19	19
calidad de imagen (con objetos de test)	14	32

Tabla XLV

Teniendo en cuenta los márgenes de tolerancia indicados en el Anexo III, se ha visto que algún parámetro no cumplía con los mismos, en el 64% de los CCA de tubos y generadores, y en el 56% de los CCA de mamógrafos. Además, la mayoría de los sistemas de fluoroscopia (intensificador de imagen y sistema de TV) presentaban alguna anomalía, estando en buen estado el 38,9%, en un estado regular el 11,1%, y precisando atención urgente el 50% (Vañó, 1991a). Se entiende por anomalía, a aquella situación en la que el parámetro verificado no cumplía con los márgenes de tolerancia establecidos al efecto.

Los CCA de los tubos de rayos X y de los generadores representaron el mayor volumen de trabajo, por este motivo, en la tabla XLVI se indican los parámetros más comúnmente verificados, y las veces en que se detectaron anomalías en los mismos.

CONTROLES DE CALIDAD DE EQUIPOS (TUBOS DE RAYOS X Y GENERADORES).

PARAMETRO EVALUADO	Nº DE CONTROLES	CON ANOMALIAS	SIN ANOMALIAS
CHR	34	23	11
filtración	32	21	11
coincidencia campo de luz - campo de radiacion	21	9	12
perpendicularidad y centrado	20	14	6
tamaño del foco	5	--	--
exactitud de la tensión de pico	50	31	19
exactitud del tiempo de exposición	41	22	19
reproducibilidad de la tensión de pico	19	18	1
reproducibilidad de los tiempos de exposición	17	15	2
reproducibilidad de la dosis	17	16	1
linealidad con el tiempo de exposición	11		
linealidad con la corriente	20	20	9
forma de onda	16	--	--
comprobación del exposímetro automático	1	--	--

Tabla XLVI

Como puede observarse, la coincidencia campo de luz - campo de radiación, es el parámetro que más frecuentemente se desvió de las tolerancias fijadas (57%). Le siguen en importancia, la exactitud del tiempo de exposición (46%), la exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (38%), y la filtración (34%).

En aquellas salas en las que se repitieron los CCA en diferentes momentos de su historia (dentro del programa piloto de GC), merece la pena analizar la evolución de los parámetros verificados:

- en un caso en el que se detectó un desajuste de los tiempos de exposición, y en otro en el que el kVp estaba también desajustado, al repetir el CCA, las anomalías detectadas inicialmente, ya estaban corregidas.

- persistían las anomalías con el tiempo, en una sala en la que se detectó que la coincidencia del campo de luz con el campo de radiación no era adecuada; en tres salas en las que además la perpendicularidad y el centrado del haz, también presentaban desajustes; en otra sala en la que los tiempos de exposición y el kVp presentaban desviaciones superiores a los márgenes de tolerancia fijados (en el anexo III); y en una sala en la que los tiempos de exposición estaban desajustados, y además precisaba una filtración adicional de 1.5 mm de Al.

En determinadas ocasiones, se ha podido comprobar, cómo a pesar de hacer CCA y detectar alguna anomalía, la complicada burocracia de algunos centros sanitarios visitados, ha hecho que las acciones correctivas recomendadas sean emprendidas con mucho retraso. Por este motivo en ciertas salas, cuando se volvió a hacer un CCA, se detectó que persistía la anomalía.

- por último, se comprobó cómo con el tiempo se habían deteriorado los ajustes de la coincidencia del campo de luz con el de radiación, y de la perpendicularidad y centrado del haz correspondientes al equipo radiológico de una sala; y la exactitud de los tiempos de exposición correspondientes al generador de otra sala. En este último caso, la anomalía detectada no se consideró importante, ya que habitualmente se utilizaba el CAE, que estaba correctamente ajustado.

Cuando se hacen CCA rutinarios cada cierto tiempo, puede ser normal la aparición de alguna anomalía. Los equipos de radiodiagnóstico, con el uso habitual, van deteriorándose, de forma que en sucesivos CCA puede observarse como ciertos parámetros se van degradando. Esta situación debe ser considerada normal, y por lo

tanto, debe ser tenida en cuenta al planificar los CCA.

El intervalo de tiempo entre el primer y el segundo CCA fue en promedio, de 9,6 meses. Es de destacar que en todos los casos transcurrieron 13 meses entre la primera y la segunda comprobación de la coincidencia del campo de luz con el de radiación, y de la perpendicularidad y centrado del haz.

En cuanto a las procesadoras, se evaluaron 48 unidades¹, pudiendo comprobar que el 30% de las películas eran reveladas en condiciones inadecuadas (Llorca, 1993b).

Por último, se verificaron un total de 262 negatoscopios¹ (en esta etapa del programa de GC y dentro de una muestra casi tres veces mayor) en seis centros sanitarios, y se obtuvieron unos valores promedio de brillo de 951 cd/m², y de uniformidad del 34 % (Llorca, 1993b), valores ambos que se desvían mucho de los valores recomendados y de las tolerancias fijadas en el anexo III. Además, en prácticamente todos los controles se recomendó la limpieza de los difusores, y en la mayoría, el cambio de los tubos fluorescentes.

4.2. Resultados obtenidos en el Servicio de Radiodiagnóstico del hospital “Príncipe de Asturias” (evaluación de un sistema de radiografía computarizada).

Discusión.

Se hicieron CCA de los equipos de las cuatro salas del servicio de radiodiagnóstico del HPA, en las que se hacían las exploraciones consideradas en la

¹ Estos resultados corresponden a la última muestra evaluada por el Grupo de investigadores de la CFM. En términos globales, el número de negatoscopios y procesadoras evaluados ha sido mayor, y ya se han publicado los resultados (Vañó, 1991a; Guibelalde, 1990).

evaluación del sistema de RC. En primer lugar, se verificaron todos los tubos de rayos X y generadores incluidos en el estudio, comprobando los siguientes parámetros:

- primera capa hemirreductora (CHR).
- filtración total.
- coincidencia campo de luz - campo de radiación.
- perpendicularidad y centrado del haz de rayos X.
- exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (kVp).
- exactitud del tiempo de exposición.
- reproducibilidad de las condiciones seleccionadas (tiempo de exposición y kVp).
- medida de los rendimientos.
- reproducibilidad de los rendimientos.
- linealidad con el tiempo de exposición.
- linealidad con la corriente (mA).
- reciprocidad de mAs.

Los resultados de estos CCA se presentan en la tabla XLVII, indicando las anomalías detectadas en cada equipo.

Con los resultados de estos CCA se avisó a los servicios de mantenimiento correspondientes, para que procedieran a la corrección de las anomalías señaladas, y posteriormente, se comprobó con CCA que esas anomalías habían sido corregidas. En la sala dedicada a la exploración del tórax, la filtración total del tubo de rayos X se estimó que era inicialmente de 2,1 mm de Al. Después de su corrección, la filtración total era de 3 mm de Al. En el caso del tubo de rayos X de la sala dedicada a exploraciones de la columna lumbar y de la pelvis, la filtración total inicial era de 2,3 mm de Al, y pasó a ser de 3,2 mm de Al, después de la optimización.

EQUIPO	AÑO DE INSTALACION	TIPO DE ESTUDIO	ANOMALIAS
generador GE MSX 811, tubo GE	1987	tórax	filtración total insuficiente
mamógrafo CGR Sencrographe 500T	1987	mamografía	--
generador SIEMENS Siquantos 1012E, tubo SIEMENS	1987	columna lumbar, unión lumbosacra y pelvis	filtración total insuficiente, falta de exactitud en la selección de 120 kVp
generador PHILIPS Medico 50-CP, tubo PHILIPS	1987	abdomen urológico	--

Tabla XLVII

También se examinaron las dos procesadoras del servicio, y se eligió la más adecuada para revelar las placas radiográficas convencionales, durante la evaluación del sistema de RC. En ambas procesadoras, se valoraron durante un total de 20 días (4 semanas), los siguientes parámetros:

- temperatura.
- velo.
- índice de sensibilidad.
- índice de contraste.

Se comprobó que las dos procesadoras se encontraban dentro de las tolerancias indicadas para el velo, índice de contraste y temperatura en el Anexo III. En cuanto al índice de sensibilidad, la procesadora 1 superó el día 12, el $\pm 10\%$ de desviación en relación con el valor obtenido el primer día del control. Lo mismo ocurrió con la procesadora 2, los días 10 y 11. En esos mismos días, se observa también en las dos procesadoras, un descenso paralelo en los valores del índice de contraste, lo que

podría significar un regenerado insuficiente, una mala preparación del revelador o un volumen de solución inicial excesivo. No obstante, teniendo en cuenta la morfología de las gráficas obtenidas (figura 44) y que en general ambas se encontraban dentro de tolerancias, se optó por aconsejar la utilización de la procesadora del tipo “luz de día” (procesadora 2) existente en este servicio, se puede decir que presentó unos parámetros de funcionamiento más estables. Los picos detectados en los valores medidos de la temperatura del revelador se debieron al momento en que fue controlada la procesadora en esos días (al comienzo de la jornada laboral).

Uno de los aspectos más importantes de la comparación de los sistemas de imagen convencional y digital, era la evaluación de la calidad de la imagen hecha por los radiólogos. Todas las imágenes obtenidas (convencionales y digitales) fueron observadas en los negatoscopios, donde se verificó el cumplimiento de los CCI. Por este motivo, fue preciso seleccionar los negatoscopios más adecuados para la observación y calificación de las imágenes.

Se procedió a examinar los 5 bloques de 10 negatoscopios existentes en el servicio de radiodiagnóstico, y a seleccionar los que presentaban mejores características de brillo, uniformidad e iluminación ambiental.

En la figura 45 se presentan, a modo de ejemplo, los resultados de las medidas hechas en uno de los dos bloques seleccionados. En este caso particular, se aconsejó el uso de los negatoscopios números 1, 2, 3, 4, 5, 9 y 10 del bloque, ya que en promedio presentaban un brillo de $1.793 \pm 115 \text{ cd/m}^2$, y una uniformidad del $15,7 \pm 1,6\%$. Las unidades 1, 3 y 6 presentaban a la simple observación, un color de luz distinto de los que estaban al lado. No obstante, el 1 y el 3 fueron seleccionados ya que eran de los mejores en cuanto a brillo (1.852 cd/m^2 y 2024 cd/m^2 respectivamente) y uniformidad ($15,0\%$ y $16,9\%$ respectivamente). El número 6 fue desechado por presentar una uniformidad del 21%. Finalmente, la iluminación ambiental frente a los dos bloques

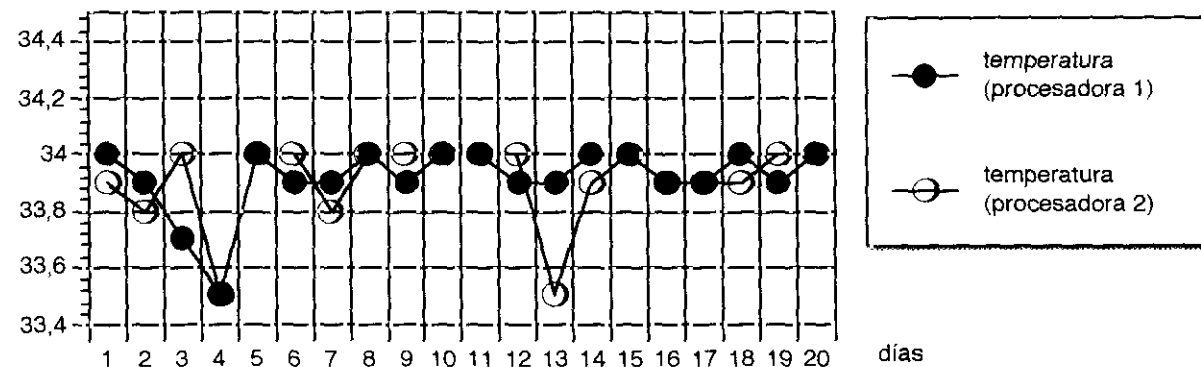
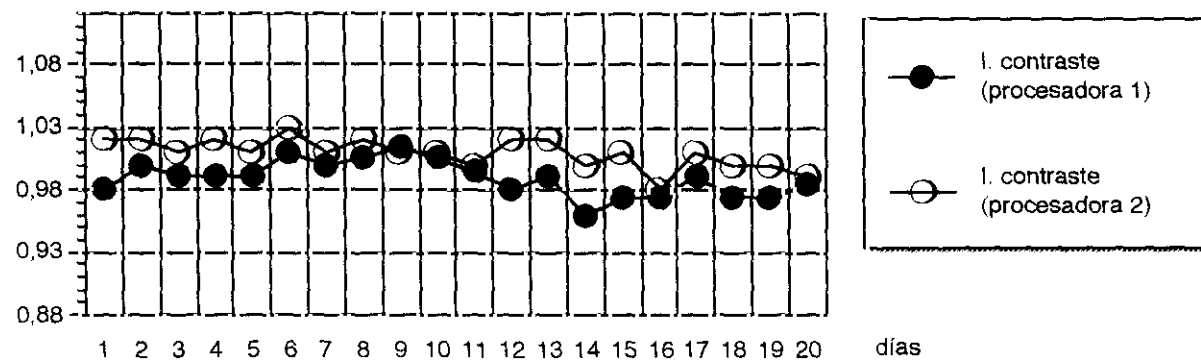
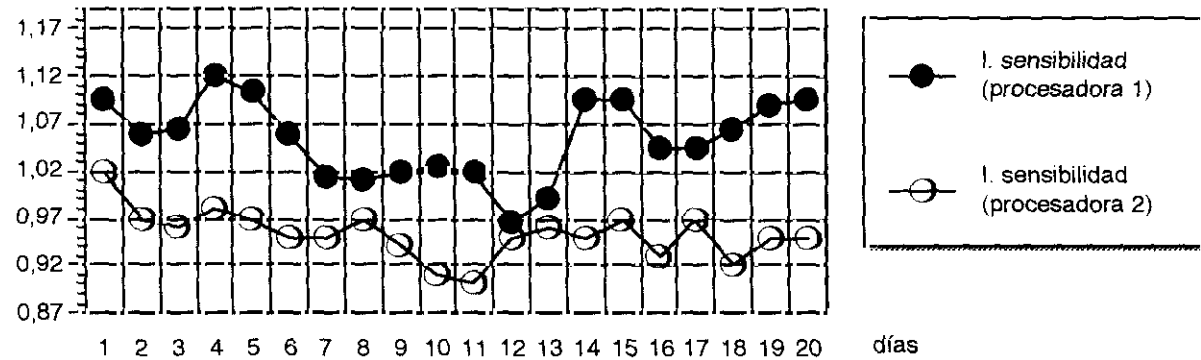
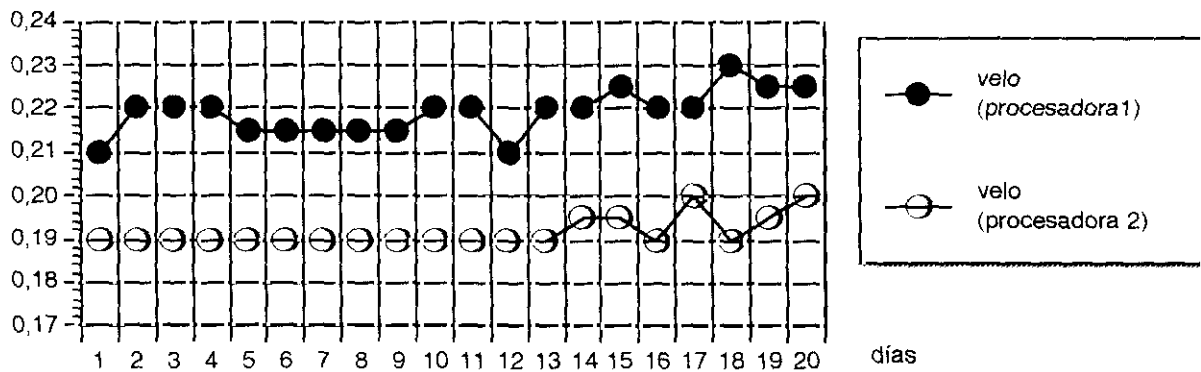


Figura 44

seleccionados fue de 40 lux, menos adecuada que la de los otros bloques examinados, aunque se consideró que las mejores características de brillo y uniformidad de los

negatoscopios de estos bloques, hacían aconsejable su selección, aún a pesar de tener peores condiciones de iluminación ambiental.

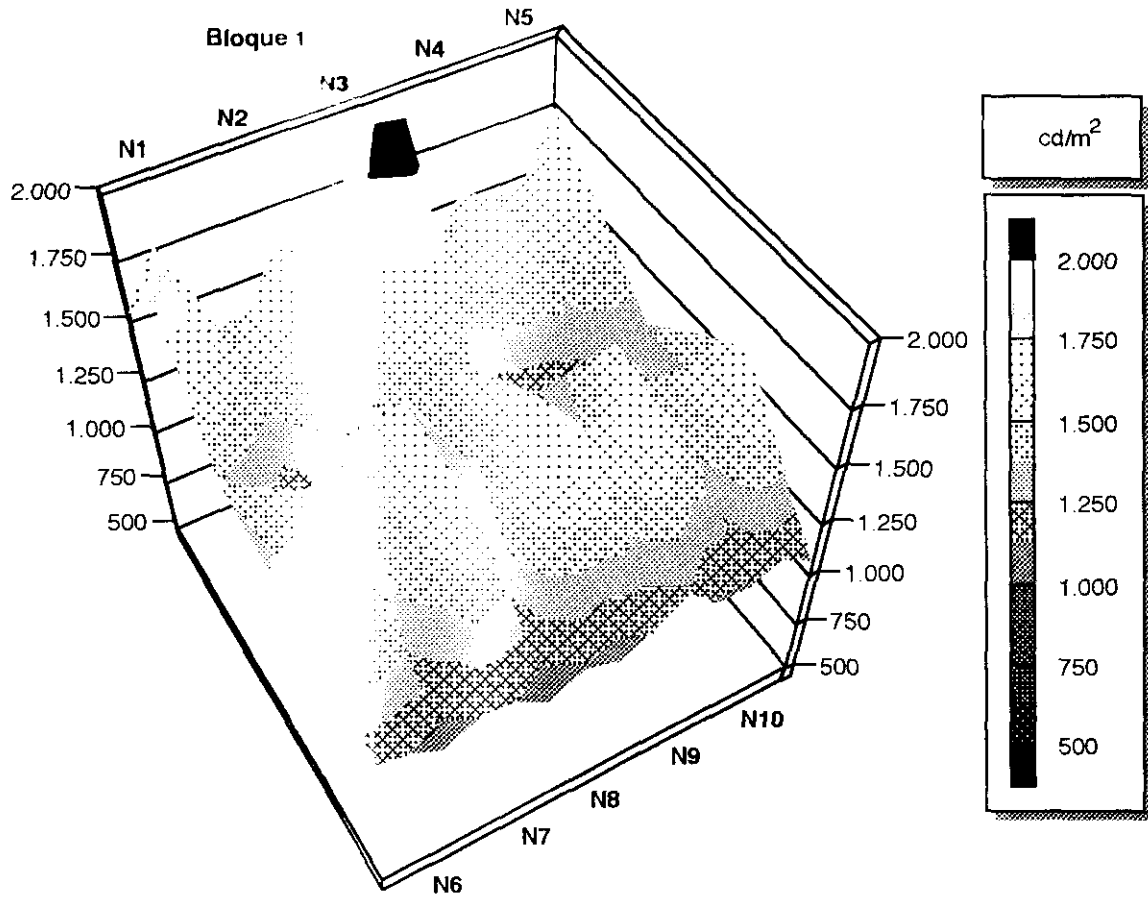


Figura 45

CONCLUSIONES.

1. El número total de exploraciones radiológicas hechas en el HUSC, es similar en promedio, al que se ha observado en el mismo período de tiempo (1986 a 1990), en los países con nivel de salud I de la clasificación de UNSCEAR. Además, los resultados dosimétricos obtenidos en este centro, pueden considerarse representativos de la situación de la radiología hospitalaria española, dadas las dimensiones y características del centro investigado.

2. El aumento observado en 1990, en la dosis efectiva colectiva debida al radiodiagnóstico practicado en el HUSC (un 16%), se debió fundamentalmente a la contribución de las angiografías (un 33%). En 1990, el número de angiografías realizadas aumentó el 62% (respecto a 1989), debido a la mayor demanda para este tipo de estudios y a la entrada en funcionamiento de una nueva sala dedicada a su realización.

3. La introducción en 1990, del equipo para angiografía con tecnología digital, ha hecho que el número de imágenes por estudio haya aumentado globalmente un 18% (con respecto al año anterior). El aumento observado en éste parámetro, utilizando sistemas digitales para angiografía, ha sido similar al observado por otros autores.

4. La dosimetría a pacientes y el programa piloto de GC iniciados en 1986 y 1989, respectivamente, han evidenciado importantes reducciones de dosis en el HUSC. En 1990 y sin considerar las angiografías, la dosis efectiva colectiva disminuyó con respecto a 1989 más de un 5%, a pesar de que el número de estudios aumentó un 4%. Esto avala plenamente la efectividad del programa de GC emprendido.

5. También como consecuencia de la aplicación del programa de GC en el HUSC, se ha estimado que el coste sanitario derivado del riesgo radiológico asociado a la dosis

colectiva debida al radiodiagnóstico, presentó en 1990 un aumento de sólo un 5%, y fue menor al observado en años anteriores (aumento del 13%, en promedio) en base a la estimaciones realizadas.

6. Las angiografías (periféricas y cardiopulmonares), y las exploraciones de TAC, representaron cerca del 10% de los estudios realizados en 1990 y contribuyeron en un 60% a la dosis colectiva correspondiente al radiodiagnóstico del HUSC. Por lo tanto, en estos tipos de exploraciones radiológicas procede aplicar con especial cuidado los esfuerzos en cuanto a GC.

7. Los estudios “complejos” del aparato digestivo representaron (en promedio desde 1986 hasta 1990) el 2% de las exploraciones realizadas en el HUSC y el 14% de la contribución a la dosis efectiva colectiva. El CCA de los sistemas de escopia permitió que en estas exploraciones disminuyeran: los tiempos medios empleados con la fluoroscopia, las dosis equivalentes efectivas por estudio, los valores promedio del producto dosis-área, todas las DS medidas con dosímetros de TL, y la contribución a la dosis efectiva colectiva (desde el 16% en 1989 hasta el 5% en 1990).

8. Se ha analizado la influencia que tiene la experiencia del facultativo en la realización de estudios “complejos” del aparato digestivo en el HUSC. El facultativo con más experiencia ha obtenido un 19,4% más de imágenes en los EO y un 17,9% más en los GDD, y ha utilizado la fluoroscopia (de forma intermitente o “pulsada”) un 22,5% menos de tiempo total en los EO y un 18,7% menos en los GDD. Teniendo en cuenta el criterio ALARA, puede concluirse que en las salas dedicadas a la realización de estudios “complejos” del aparato digestivo y en las que se forma a los futuros radiólogos, sólo se deben utilizar equipos que dispongan de sistemas de fluoroscopia con un funcionamiento correcto, y en los que ese funcionamiento sea comprobado periódicamente con CCA.

9. En lo relativo a las dosis correspondientes a “grafía” (en términos del producto dosis-área), se han detectado variaciones muy importantes en función del protocolo rutinario de exploración empleado en estudios “complejos” del aparato digestivo y del urinario, en los distintos centros sanitarios encuestados.

10. La medida de la DS en una muestra de 48 salas, ha demostrado que en proyecciones de estudios radiológicos de abdomen, columna lumbar y unión lumbosacra, cráneo, caderas y pelvis, y tórax se superaron los valores de referencia de la UE en más de la mitad de los casos. Las correcciones propuestas durante el “2nd European Trial” de 1991, y en la evaluación del sistema de RC en el HPA han demostrado que medidas sencillas y poco costosas, como aumentar la distancia utilizada habitualmente desde el foco a la película, utilizar mayores tensiones, o aumentar la filtración (dentro de los valores normalmente recomendados) han reducido significativamente las DS, hasta valores inferiores a los de referencia.

11. La experiencia obtenida en el “2nd European Trial” de 1991, y en la evaluación del sistema de RC en el HPA, ha demostrado la utilidad de las recomendaciones de la UE en cuanto a procedimientos técnicos de realización de las exploraciones y a equipos, para reducir considerablemente las DS. Además, el control de las dosis en los pacientes y el de calidad de las imágenes obtenidas, permiten obtener un indicador del nivel de calidad de una sala de radiodiagnóstico.

12. El sistema digital de imagen utilizado en el HPA, ha permitido conseguir reducir las DS en las exploraciones radiológicas evaluadas (excepto en las mamografías), entre un 16% y un 77%, con respecto al sistema convencional de imagen utilizado en ese centro sanitario. Estas reducciones de las dosis serían similares a las que se podrían obtener con un sistema de imagen convencional con mayor sensibilidad, pero con éste último, no se obtendrían las siguientes ventajas: eliminar la exposición a la radiación necesaria para obtener una imagen convencional de la unión lumbosacra en

proyección LA, y la casi nula tasa de repetición de imágenes.

13. En todas las proyecciones de las exploraciones evaluadas en el HPA (incluyendo también las mamografías), las imágenes obtenidas con el sistema digital han sido calificadas globalmente, como mejores que las imágenes obtenidas con el sistema convencional, de acuerdo con los CCI propuestos por el grupo de expertos de la UE.

14. Los CCA de los equipos de rayos X realizados a largo de este trabajo, han detectado anomalías en más del 50% de los casos. En la mayoría de las ocasiones, la corrección de las anomalías, ha resultado en reducciones de las dosis recibidas por los pacientes. Ha quedado demostrada la necesidad de aplicar rutinariamente programas de GC de modo que se preserven las mejoras conseguidas con los equipos nuevos y se mejore el rendimiento de los equipos más antiguos. En síntesis, se optimiza el radiodiagnóstico, se reducen las dosis, y el riesgo de que en el futuro se puedan presentar patologías derivadas del uso de las radiaciones ionizantes.

15. Los CCA permiten obtener mejores resultados en cuanto a optimización de la protección radiológica, cuando se hacen dentro de programas estructurados de GC, que también contemplen otros aspectos (como p.e., los procedimientos técnicos de realización de las exploraciones).

ANEXO I.

ANEXO I.

Agrupación de los estudios radiológicos realizados en el hospital universitario “San Carlos”, a efectos de estimaciones dosimétricas.

En los grupos de exploraciones que siguen a continuación, están todos los estudios incluidos en los listados facilitados por el propio hospital, con los códigos internos de identificación y las descripciones sucintas (los números indican las claves internas utilizadas en el HUSC). Sin embargo, es preciso señalar que en alguno de los grupos hay estudios con denominaciones poco “habituales”, y que durante el período de tiempo analizado (1986 a 1990), prácticamente no se hicieron, o se hicieron en un número no representativo (según la información presente en los listados suministrados). Es el caso, p.e. del estudio con denominación “stereotix con arpón” (solamente 1 exploración referenciada), o de los estudios denominados “venografía en cuña” (14 exploraciones), el “estudio hemodinámico” (4 exploraciones), el “estudio cine-radiográfico” (solamente 1 exploración), la “xeromamografía + axila” (11 exploraciones), o la “localización tumor mamario” (18 exploraciones).

1. Grupo de exploraciones de angiografía (ANGIO):

CABEZA

32 FLEBOGRAFIA ORBITARIA

173 ANGIOGRAFIA CEREBRAL (4 TRONCOS)

174 ANGIOGRAFIA SELECTIVA CAROTIDA INTERNA

175 ANGIOGRAFIA SELECTIVA CAROTIDA EXTERNA

176 ANGIOGRAFIA SELECTIVA CAROTIDA EXTERNA IZDA.

177 ANGIOGRAFIA SELECTIVA CAROTIDA INTERNA IZDA.

178 ANGIOGRAFIA SELECTIVA VERTEBRAL IZDA.

179 ANGIOGRAFIA SELECTIVA VERTEBRAL DCHA.

180 ANGIOGRAFIA CAROTIDA DCHA. (PUNCION)

181 ANGIOGRAFIA CAROTIDA IZDA. (PUNCION)

182 ANGIOGRAFIA CEREBRAL VIA BRAQUIAL

183 ANGIOGRAFIA CEREBRAL MAGNIFICACION

224 VENOGRAFIA TIROIDEA

TORAX

185 AORTOGRAFIA

186 AORTOGRAFIA TORACICA

188 CAYADO AORTICO

189 TRONCOS SUPRAORTICOS

190 ARTERIOGRAFIA PULMONAR

196 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA RAMAS CAYADO

197 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA BRONQUIAL

198 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA INTERCOSTAL

216 CAVOGRAFIA SUPERIOR

ABDOMEN

187 AORTOGRAFIA ABDOMINAL

193 ARTERIOGRAFIA PELVICA

199 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA TRONCO CELIACO

200 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA MESENTERICA SUPERIOR

201 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA MESENTERICA INFERIOR

202 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA HEPATICA

203 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA ESPLENICA

204 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA FRENICA

205 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA GASTRICA IZDA.

206 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA PANCREATICA DO...

207 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA GASTRODUODENAL

208 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA PANCREATICA-DUODENAL

209 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA RENAL

210 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA LUMBAR

211 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA ADRENAL

213 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA HIPOGASTRICA

217 CAVOGRAFIA INFERIOR

220 VENOGRAFIA RENAL

221 VENOGRAFIA HEPATICA LIBRE

223 VENOGRAFIA ADRENAL

226 VENOGRAFIA UTERINA

227 PORTOGRAFIA TRANSHEPATICA

228 UMBILICOGRAFIA

229 ESPLENOPORTOGRAFIA

232 ESTUDIO HEMODINAMICO HEPATICO

237 COLOCACION DE FILTRO EN CAVA

EXTREMIDADES

- 168 LINFOGRAFIA MIEMBRO INFERIOR
- 169 LINFOGRAFIA MIEMBRO SUPERIOR
- 191 ARTERIOGRAFIA MIEMBROS SUPERIORES
- 192 ARTERIOGRAFIA MIEMBROS INFERIORES
- 194 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA EXTREMIDAD SUPERIOR
- 195 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA EXTREMIDAD INFERIOR
- 214 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA MANO
- 215 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA PIE
- 218 VENOGRAFIA EXTREMIDAD SUPERIOR
- 219 VENOGRAFIA EXTREMIDAD INFERIOR

VARIOS

- 184 ANGIOGRAFIA MEDULAR
- 212 ARTERIOGRAFIA SELECTIVA GENITAL
- 222 VENOGRAFIA EN CEEVA
- 231 ESTUDIO HEMODINAMICO
- 233 TOMA DE MUESTRAS (CATETER VENOSO)
- 234 TOMA DE MUESTRAS (CATETER ARTERIAL)
- 235 EMBOLIZACION ARTERIAL
- 236 PERFUSION ARTERIAL
- 239 ESTUDIO CINE RADIOLOGICO
- 316 ANGIOPLASTIA A I.P.
- 317 ENDOPROTESIS
- 318 FIBRINOLISIS
- 326 STEREOTIX
- 327 STEREOTIX CON ARFON

2. Grupo de exploraciones de cráneo (CR):

- 4 CRANEO AP Y LATERAL
- 5 CRANEO, 4 PROYECCIONES
- 6 TOMOGRAFIAS DE CRANEO
- 19 SENOS PARANASALES (1 PLACA)
- 20 SENOS PARANASALES (3 O 4 PROYECCIONES)
- 303 CRANEO LATERAL

3. Grupo de exploraciones de columna cervical (CC):

- 35 COLUMNA CERVICAL (AP Y LATERAL)
- 36 COLUMNA CERVICAL (4 PROYECCIONES)
- 37 COLUMNA CERVICAL (ESTUDIO DINAMICO)

4. Grupo de exploraciones de columna dorsal (CD):

- 52 COLUMNA DORSAL (AP Y LATERAL)

5. Grupo de exploraciones de columna lumbar (CL):

- 53 COLUMNA LUMBAR (AP Y LATERAL)
- 54 COLUMNA LUMBAR (4 PROYECCIONES)
- 55 COLUMNA SACROCOCCIGEA

6. Grupo de exploraciones de tórax (TOR):

- 140 TORAX (AP Y LATERAL)
- 141 TORAX SUPINO
- 142 TORAX LORDOTICA
- 143 TORAX OBLICUAS
- 144 TORAX DECUBITOS
- 145 TORAX CON PAPILEA
- 146 TOMOGRAFIA DE TORAX (COMPLETA)
- 172 EXAMEN PORTALMILN.CAMA
- 93 SERIE OBSTRUCTIVA (TORAX Y ABDOMEN)¹
- 313 TORAX Y ABDOMEN

7. Grupo de exploraciones de abdomen (AB):

- 92 ABDOMEN SIMPLI

¹ La serie obstructiva comprende la realización de una exploración de tórax con proyección PA y LA, y un abdomen simple en proyección AP. En el grupo 6 se incluye la exploración de tórax, y en el grupo 7 la de abdomen.

139 RETRONEUMOPERITONEO
93 SERIE OBSTRUCTIVA (TORAX Y ABDOMEN)¹
313 TORAX Y ABDOMEN

8. Grupo de exploraciones de enema opaco (EO):

101 ENEMA OPACO
102 ENEMA OPACO + AIRE
103 COLON CON AIRE (FISHER-WELLIN)
104 ENEMA POR ANO ARTIFICIAL

9. Grupo de exploraciones de esófagoduodenal (GDD):

96 GASTRODUODENAL
98 GASTRODUODENAL + FARMACOS Y AIRE
99 TRANSITO INTESTINAL AISLADO
100 TRANSITO INTESTINAL COMPLETO

10. Grupo de exploraciones de urografía intravenosa (UIV):

115 UROGRAFIA INTRAVENOSA
116 UROGRAFIA INTRAVENOSA CON PLACAS SIMPLES
117 UROGRAFIA INTRAVENOSA MINUTADA
118 UROGRAFIA INTRAVENOSA CON TOMOGRAFIA
119 UROGRAFIA PERFUSION (SIN TOMOGRAFIA)
120 UROGRAFIA PERFUSION (CON TOMOGRAFIA)
121 UROGRAFIA CON TOMOGRAFIAS OBLICUAS
123 UROGRAFIA + PROYECCIONES ACCESORIAS
124 CONTROLES TARDIOS
129 UROGRAFIA ANTEROGRADA
130 UROGRAFIA ASCENDENTE
133 CINE-UROGRAFIA
311 UROGRAFIAS ADULTOS INGRESADOS
312 UROGRAFIAS ADULTOS AMBUL.

¹ La serie obstructiva comprende la realización de una exploración de tórax con proyección PA y LA, y un abdomen simple en proyección AP. En el grupo 6 se incluye la exploración de tórax, y en el grupo 7 la de abdomen.

11. Grupo de exploraciones de caderas y pelvis (CYP):

- 57 PELVIS AP
- 58 CADERA UNILATERAL (AP Y LATERO AXIAL)
- 59 CADERA BILATERAL (AP Y LATERO AXIAL)
- 60 SACROILIACAS
- 61 CADERA (QUIROFANO)
- 87 RADIOPELVIMETRIA (2 PROYECCIONES)

12. Grupo de exploraciones de extremidades (EXT):

- 62 FEMUR (AP Y LATERAL)
- 63 TIBIA (AP Y LATERAL)
- 64 RODILLA (AP Y LATERAL)
- 65 ROTULA (AXIAL)
- 66 TOBILLO (AP Y LATERAL)
- 67 PIE (DORSO PLANTAR Y LATERAL)
- 68 DEDO (EXTREMIDAD INFERIOR)
- 69 ARTICULACION ACROMIO-CLAVICULA
- 70 ARTICULACION ESCAPULO-HUMERAL
- 71 HOMBRO (2 PROYECCIONES)
- 72 ESCAPULA (2 PROYECCIONES)
- 73 CLAVICULA
- 74 HUMERO (2 PROYECCIONES)
- 75 CODO (2 PROYECCIONES)
- 76 ANTEBRAZO (2 PROYECCIONES)
- 77 MANO O MUÑECA
- 78 PROYECCION ESPECIAL DE MUÑECA
- 79 DEDO (EXTREMIDAD SUPERIOR)
- 80 EDAD OSEA
- 81 MEDICION DE MIEMBROS
- 82 SERIE METASTASICA
- 83 SERIE REUMATICA
- 84 SERIE OSEA (RENAL, TOTAL, ETC.)
- 90 TOMOGRAFIAS DE HUESOS (NO CRANEO)
- 91 ARTROGRAFIA

13. Grupo de exploraciones de TAC (TAC):

CABEZA

273 TAC DE CRANIO SIN CONTRASTE

274 TAC DE CRANIO CON CONTRASTE

269 TAC DE SENOS SIN CONTRASTE

270 TAC DE SENOS CON CONTRASTE

ORBITA

271 TAC DE ORBITAS SIN CONTRASTE

272 TAC DE ORBITAS CON CONTRASTE

COLUMNA CERVICAL

267 TAC DE CUELLO SIN CONTRASTE

268 TAC DE CUELLO CON CONTRASTE

TORAX

241 TAC DE MEDIASTINO SIN CONTRASTE

242 TAC DE MEDIASTINO CON CONTRASTE

243 TAC DE MEDIASTINO EN DECUBITO LATERAL

244 TAC DE PULMON SIN CONTRASTE

245 TAC DE PULMON CON CONTRASTE

246 TAC DE PULMON EN DECUBITO LATERAL

ABDOMEN

247 TAC DE HIGADO SIN CONTRASTE

248 TAC DE HIGADO CON CONTRASTE

249 TAC DE HIGADO EN DECUBITO LATERAL

250 TAC DE PANCREAS SIN CONTRASTE

251 TAC DE PANCREAS CON CONTRASTE

252 TAC DE PANCREAS EN DECUBITO LATERAL

253 TAC DE RIÑON SIN CONTRASTE

254 TAC DE RIÑON CON CONTRASTE

255 TAC DE RIÑON EN DECUBITO LATERAL

256 TAC DE RETROPERITONEO SIN CONTRASTE

257 TAC DE RETROPERITONEO CON CONTRASTE

258 TAC DE RETROPERITONEO EN DECUBITO LATERAL

PELVIS

259 TAC DE PELVIS SIN CONTRASTE

260 TAC DE PELVIS CON CONTRASTE

261 TAC DE PELVIS EN DECUBITO LATERAL

262 TAC DE PELVIS EN DECUBITO PRONO

EXTREMIDADES

263 TAC DE MIEMBROS SUPERIORES SIN CONTRASTE

264 TAC DE MIEMBROS SUPERIORES CON CONTRASTE

265 TAC DE MIEMBROS INFERIORES SIN CONTRASTE

266 TAC DE MIEMBROS INFERIORES CON CONTRASTE

14. Grupo de exploraciones de mamografía (MAM):

156 PUNCION QUISTICA DE MAMA

158 MAMOGRAFIA (1 MAMA)

159 MAMOGRAFIA (2 MAMAS)

160 GALACTOGRAFIA (1 O 2 MAMAS)

319 LOCALIZACION TUMOR MAMARIO

15. Grupo de exploraciones de pediatría (PED):

1 AGUJEROS OPTICOS

2 ARTICULACIONES TEMPORO-MAXILARES

4 CRANEO AP Y LATERAL

5 CRANEO, 4 PROYECCIONES

7 CUELLO PARTES Blandas

8 HUESOS FACIALES

9 HUESOS NASALES

11 CUERPO EXTRANO EN OJO CRISTAL DE COMBERG

12 MANDIBULA UNILATERAL

13 MANDIBULA BILATERAL

14 MASTOIDES, 2 PROYECCIONES

15 MASTOIDES, 3 O MAS PROYECCIONES

17 ORBITA

19 SENOS PARANASALES (1 PLACA)

20 SENOS PARANASALES (3 O 4 PROYECCIONES)

21 TOMOGRAFIAS DE SENOS Y ORBITAS

22 SILLA TURCA (SIMPLE)

24 DACRIOCISTOGRAFIA

25 NASOFARINGOGRAFIA

35 COLUMNA CERVICAL (AP Y LATERAL)

36 COLUMNA CERVICAL (4 PROYECCIONES)

37 COLUMNA CERVICAL (ESTUDIO DINAMICO)
38 CHIARNELA OCCIPTAL (AP Y LATERAL)
39 CHIARNELA TOMOGRAFIAS
42 MIELOGRAFIA CERVICAL
43 MIELOGRAFIA DORSAL O LUMBAR
46 ESTERNON SIMPLE
48 COSTILLAS UNILATERAL
49 COSTILLAS BILATERAL
50 COLUMNA TOTAL (TELERRADIOGRAFIA AP)
51 COLUMNA TOTAL (AP Y LATERAL)
52 COLUMNA DORSAL (AP Y LATERAL)
53 COLUMNA LUMBAR (AP Y LATERAL)
54 COLUMNA LUMBAR (4 PROYECCIONES)
55 COLUMNA SACROCOXIGEA
57 PELVIS AP
58 CADERA UNILATERAL (AP Y LATERAL AXIAL)
59 CADERA BILATERAL (AP Y LATERAL AXIAL)
60 SACROILIACAS
61 CADERA (QUIROFANO)
62 FEMUR (AP Y LATERAL)
63 TIBIA (AP Y LATERAL)
64 RODILLA (AP Y LATERAL)
65 ROTULA (AXIAL)
66 TOBILLO (AP Y LATERAL)
67 PIE (DORSO PLANTAR Y LATERAL)
68 DEDO (EXTREMIDAD INFERIOR)
69 ARTICULACION ACROMIO-CLAVICULAR
70 ARTICULACION ESCAPULO-HUMERAL
71 HOMBRO (2 PROYECCIONES)
72 ESCAPULA (2 PROYECCIONES)
73 CLAVICULA
74 HUMERO (2 PROYECCIONES)
75 CODO (2 PROYECCIONES)
76 ANTEBRAZO (2 PROYECCIONES)
77 MANO O MUÑECA
78 PROYECCION ESPECIAL DE MUÑECA
79 DEDO (EXTREMIDAD SUPERIOR)
80 EDAD OSEA
81 MEDICION DE MIEMBROS

82 SERIE METASTASICA
83 SERIE REUMATICA
84 SERIE OSEA (RENAL, TOTAL, ETC.)
85 COLUMNA DORSO-LUMBAR ESTUDIO DINAMICO
89 TOMOGRAFIA DE COLUMNA (2 PROYECCIONES)
90 TOMOGRAFIAS HUESOS (NO CRANEO)
91 ARTROGRAFIA
92 ABDOMEN SIMPLE
94 ESOFAGO CERVICAL
95 ESOFAGO CERVICAL
96 GASTRODUODENAL
99 TRANSITO INTESTINAL AISLADO
100 TRANSITO INTESTINAL COMPLETO
101 ENEMA OPACO
105 COLECISTOGRAFIA ORAL
107 COLANGIOGRAFIA INTRAVENOSA
108 COLANGIOGRAFIA OPERATORIA
110 CATETERIZACION DEL COLEDOCO
112 COLANGIOGRAFIA TUBO DE KHER
114 PANCREATOGRAFIA
115 UROGRAFIA INTRAVENOSA
124 CONTROLES TARDIOS
125 CISTOGRAFIAS
127 URETROCISTOGRAFIA RETROGRADA
128 URETROCISTOGRAFIA PERMICCIONAL
131 NEFROSTOMIA
132 CONTRASTE POR TUBO NEFROSTOMIA
135 PLACAS EN QUIROFANO
136 HISTEROSALPINGOGRAFIA
137 GINECOGRAFIA Y NEUMOPELVIGRAFIA
140 TORAX (AP Y LATERAL)
141 TORAX SUPINO
142 TORAX LORDOTICA
143 TORAX OBLICUAS
144 TORAX DECUBITOS
145 TORAX CON PAPILLA
146 TOMOGRAFIA DE TORAX (COMPLETA)
150 BRONCOGRAFIA
152 PUNCION BIOPSIA PULMONAR

170 FISTULOGRAFIA
171 RADIOSCOPIA
172 EXAMEN PORTATIL EN CAMA
216 CAVOGRAFIA SUPERIOR
217 CAVOGRAFIA INFERIOR
218 VENOGRAFIA EN EXTREMIDAD SUPERIOR
219 VENOGRAFIA EN EXTREMIDAD INFERIOR
306 GASTRODUODENAL EN NIÑOS
307 ENEMA OPACO EN NIÑOS
308 UROGRAFIA EN NIÑOS
313 TORAX Y ABDOMEN

16. Grupo de exploraciones "otros" (OTR):

CRANEO

1 AGUJEROS OPTICOS
2 ARTICULACIONES TEMPORO-MAXILARES
3 TOMOGRAFIA DE TEMPORO-MAXILAR
7 CUELLO PARA PARTES BLANDAS
8 HUESOS FACIALES
9 HUESOS NASALES
10 DETECCION CUERPO EXTRAÑO EN OJO (SIMPLE)
11 CUERPO EXTRAÑO EN OJO CRISTAL DE COMBERG
12 MANDIBULA UNILATERAL
13 MANDIBULA BILATERAL
14 MASTOIDES, 4 PROYECCIONES
15 MASTOIDES, 3 O MAS PROYECCIONES
16 TOMOGRAFIAS DE MASTOIDES
17 ORBITA
18 PNEUMO ORBITARIA
21 TOMOGRAFIAS DE SENOS Y ORBITA
22 SILLA TURCA (SIMPLE)
23 SILLA TURCA (TOMOGRAFIA)
24 DACRIOCISTOGRAFIA
25 NASOFARINGOGRAFIA
26 TOMOGRAFIAS DE CAVUM
27 GLANDULAS SALIVARES (SIMPLE)
28 SIALOGRAFIA

- 29 NEUMOENCEFALOGRAFIA
- 31 CONDUCTO AUDITIVO CON CONTRASTE
- 33 VENTRICULOGRAFIA
- 34 CISTERNOGRAFIA
- 38 CHARNELA OCCIPITAL (AP Y LATERAL)
- 39 CHARNELA TOMOGRAFIAS
- 148 TOMOGRAFIAS DE FARINGE
- 149 LARINGOGRAFIAS

COLUMNA

- 40 MIELOGRAFIA TOTAL (CONTRASTE IODADO)
- 41 MIELOGRAFIA TOTAL (GAS CON TOMOGRAFIA)
- 44 RADICULOGRAFIA
- 50 COLUMNA TOTAL (FERRADIOGRAFIA AP)
- 51 COLUMNA TOTAL (AP Y LATERAL)
- 56 ESCOLIOSIS (ESTUDIO COMPLETO)
- 85 COLUMNA DORSO LUMBAR (ESTUDIO DINAMICO)
- 88 TOMOGRAFIA DE COLUMNA (1 PROYECCION)
- 89 TOMOGRAFIA DE COLUMNA (2 PROYECCIONES)
- 299 COLUMNA SIN CONTRASTE
- 300 COLUMNA CON CONTRASTE

MIELOGRAFIA CERVICAL

- 42 MIELOGRAFIA CERVICAL

MIELOGRAFIA DORSO LUMBAR

- 43 MIELOGRAFIA DORSAL O LUMBAR

TORAX

- 45 ARTICULACION ESTERNO-CLAVICULA
- 46 ESTERNON SIMPLE
- 47 ESTERNON TOMOGRAFIAS
- 48 COSTILLAS UNILATERAL
- 49 COSTILLAS BILATERAL
- 150 BRONCOGRAFIA
- 151 CEPILLADO BRONQUIAL
- 152 PUNCION BIOPSIA PULMONAR

TRACTO GASTROINTESTINAL

- 94 ESOFAGO CERVICAL
- 95 ESOFAGO AISLADO
- 97 DUODENOGRAMA HIPOTONICA
- 105 COLECISTOGRAFIA ORAL
- 107 COLANGIOGRAFIA INTRAVENOSA

108 COLANGIOGRAFIA OPERATORIA
109 COLANGIOGRAFIA PERCUTANEA
110 CATETERIZACION DEL COLEDOCO
111 EXTRACCION DE CALCULOS
112 COLANGIOGRAFIA TUBO DE KEHR
113 OPACIFICACION TOTAL
114 PANCREATOGRAMA
153 PUNCION BIOPSIA PANCREAS
302 PUNCION HEPATICA

UROLOGIA

131 NEFROSTOMIA
132 CONTRASTE POR TUBO NEFROSTOMIA
134 TOMOGRAFIAS DE RIÑON SIN CONTRASTE
155 PUNCION QUISTE DE RIÑON

CISTOGRAFIA

125 CISTOGRAFIAS
126 CISTOGRAFIAS CON TOMOGRAFIAS
127 URETROCISTOGRAFIA RETROGRADA
128 URETROCISTOGRAFIA PERMICCIONAL

HISTEROSALPINGOGRAFIA

136 HISTEROSALPINGOGRAFIA

MAMOGRAFIA

162 XEROMAMOGRAFIA + AXILA

GINECOLOGIA

137 GINECOGRAFIA Y NEUMOPELVIGRAFIA

RESTO (RADIOSCOPIA)

171 RADIOSCOPIA
86 RADIOGRAFIA PARTES BLANDAS
135 PLACAS EN QUIROFANO
147 TOMOGRAFIAS LOCALIZADAS
154 PUNCION BIOPSIA ADENOPATIA
157 PUNCION DIAGNOSTICA
170 FISTULOGRAFIA
238 ESTUDIO PIEZA QUIRURGICA
240 ESTUDIO CON MAGNIFICACION
301 CAVERNOGRAFIA
314 DEFERENTOGRAFIA
315 SIMPATHECTOMIA

ANEXO II.

ANEXO II.

Formularios.

1. Formulario "CONTROL DE EXPLORACIONES Y PROTOCOLOS. RESUMEN DIARIO DE SALA".

2. Instrucciones y formulario para exploraciones de tórax, adaptado del documento de la CE XII/173/90, sobre criterios de las imágenes en radiodiagnóstico y del European Trial 1991.

3. Formulario "DOSIMETRIA A PACIENTES. ESTUDIOS SIMPLES".

4. Formulario "ESTUDIOS COMPLEJOS. ENCUESTA PROTOCOLOS DE EXPLORACION".

5. Formulario "DOSIMETRIA A PACIENTES EN RADIODIAGNOSTICO. DATOS DE EXPLORACIONES COMPLEJAS" (GDD, TI, EO y UIV).

6. Formulario "GARANTIA DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO. CONTROL DE CALIDAD Y MEDIDAS DOSIMETRICAS".

INSTRUCCIONES (TORAX)

El cuestionario tiene como finalidad la comprobación tanto de los criterios de calidad como de la dosimetría, y está estructurado como sigue:

- La sección **A** (la primera hoja separada) se refiere al equipo empleado para la realización de un determinado tipo de exploración, y **debe ser rellenado** (por un técnico, por ej.) **sólo una vez** para cada 10 pacientes:
- Las secciones **B** y **C** se refieren respectivamente a los datos del paciente y a la dosimetría, y **deben ser rellenados** (por un técnico, por ej.) **para cada paciente**;
- Las secciones **D** se refieren a los criterios de imagen y **deben ser rellenadas** (por un radiólogo) **para cada paciente y para cada proyección**.

Para ser consecuente con el documento de Criterios de Imagen de la CCE (Junio 1990), la selección de los pacientes debe hacerse según las siguientes reglas:

- Pacientes con una o más de las proyecciones especificadas;
- Peso individual del paciente: 65 kg - 75 kg.

Primer Paciente:

- 1) Completar la sección **B** del cuestionario. Elegir un número secuencial desde 1 a 10 para la numeración del paciente.

Primer Tipo de Proyección (por ej. PA):

- 2) Una vez que se ha colocado al paciente, medir el espesor del paciente en el centro del haz de rayos X y poner el valor en la sección **C**.
- 3) **Antes** de la exposición y **sólo para una placa de ésta proyección**, pegar un dosímetro TL (termoluminiscencia) en la piel del paciente lo más próximo posible al punto donde el centro del haz de rayos X incide en el paciente.
- 4) Efectuar la exploración empleando la técnica radiográfica habitual.
- 5) **Después** de la exposición, pegar el dosímetro en la hoja de datos de dosis, sección **C** del cuestionario, y rellenar los datos.
- 6) Procesar la película como de costumbre (en la procesadora habitual).
- 7) Colocar la radiografía (en la que se ha efectuado la medida de la dosis), en un negatoscopio.
- 8) Rellenar la sección **D** del cuestionario de modo que refleje lo más exactamente posible lo que se ve en la radiografía.

Segundo Tipo de Proyección (por ej. LA): **volver al paso número 2.....8.**

Segundo Paciente: volver al paso número 1.....8 y seguir.

C) CRITERIOS DE IMAGEN (a ser cumplimentado por el radiólogo)

C. 1. Especificar la indicación clínica para esta exploración:

.....
.....

PROYECCION PA

C. 2. Detallar si la radiografía cumple con los siguientes criterios de imagen:

Realización en inspiración profunda (se valorará por la posición de las costillas sobre el diafragma bien 6 anteriormente o 10 posteriormente) e interrumpiendo la respiración.

SI NO

Reproducción simétrica del tórax

SI NO

Borde central de los emoplatos fuera de los campos pulmonares.

SI NO

Reproducción de toda la caja torácica por encima del diafragma.

SI NO

Reproducción del sistema vascular en todo el pulmón, especialmente de los vasos periféricos.

SI NO

Reproducción visualmente nítida de la tráquea y bronquios proximales, el contorno del corazón y la aorta.

SI NO

Reproducción visualmente nítida del diafragma y de los ángulos costofrénicos.

Visualización de la zona retrocardiaca del pulmón y del mediastino.

SI NO

C. 3. Ennegrecimiento de la película: muy clara
 óptima
 muy oscura

C. 4. ¿Responde la radiografía a la sospecha clínica?

SI NO

En caso negativo, ¿por qué?

.....
.....

PROYECCION LATERAL

C. 5. Detallar si la radiografía cumple con los siguientes criterios de imagen:

Realización en inspiración profunda y con respiración interrumpida.

SI NO

Brazos levantados por encima del tórax.

SI NO

Reproducción visualmente nítida del contorno posterior del corazón, aorta, mediastino, tráquea, diafragma, esternón y columna dorsal.

SI NO

C. 6. Ennegrecimiento de la película: muy clara

óptima

muy oscura

C. 7. ¿Responde la radiografía a la sospecha clínica?

SI NO

En caso negativo, ¿por qué?

.....
.....

C. 8. Especificar el diagnóstico

.....
.....
.....

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

SEXO	EDAD	EXPLORACION	PROY*	DIST. FOCO PIEL	DIST. FOCO PELICULA	TAMAÑO PLACA O CAMPO	kVp	mAs

PEGAR AQUI EL DOSIMETRO

DOSIMETRIA A PACIENTES EN RADIODIAGNOSTICO

CENTRO _____
 SALA _____
 OPERADOR _____
 FECHA _____

DATOS DE EXPLORACIONES COMPLEJAS

NUMERO DE REGISTRO		FASE DEL CONTROL	
--------------------	--	------------------	--

DATOS PACIENTE			
NOMBRE (INICIALES)			
SEXO	M	U	
EDAD (AÑOS)			
PESO (kg)			
TALLA (cm)			

TIPO DE ESTUDIO			
ESOFAGO-GASTRODUODENAL		UROGRAFIA INTRAVENOSA	
EMEMA OPACO		TRANSITO INTESTINAL	
DISTANCIA FOCO-PIEL			
DIST. FOCO-PELICULA			

ESCOPIA
kVp MEDIOS
mA MEDIOS
TIEMPO (min)

DATOS RADIOLOGICOS

DISP. NUM.	ZONA IRRADIADA	PROV.	kVp	mA s	TAMANO PLACA cm x cm	TAMANO IMAGEN EN LA PELICULA	DOSIS x AREA (cGy.cm ²)		DISP. NO UTIL	CAL. IMAG. (3)	OBSERVACIONES
							GRAFIA	ESCOPIA			
1											
2											
3											
4											
5											
6											
7											
8											
9											
10											
11											
12											
13											
14											

(1) REFLEJE TODOS Y CADA UNO DE LOS DISPAROS REALIZADOS INCLUSO AQUELLOS QUE SEA NECESARIO REPETIR. SEÑALE CON UNA CRUZ AQUELLOS DISPAROS NO VALIDOS.

(2) SI SE HA MEDIDO.

(3) B=BUENA, R=REGULAR, M=MALA.

(2) DOSIMETRIA TL (mGy)

DOSIS MAMA IZQ.		DOSIS MAMA DER.	
DOSIS ESCAP. IZQ.		DOSIS ESCAP. DER.	
DOSIS TESTICULOS		DOSIS TIROIDES	

FISICA MEDICA - FACULTAD DE MEDICINA - UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

MODELO: TDL02 - 148990

CONTROL DE CALIDAD

COMPROBACION DE LA TENSION

SELECCIONADA									
MEDIDA (foco fino)									
MEDIDA (foco grueso)									

COMPROBACION DEL TIEMPO DE EXPOSICION

SELECCIONADO									
MEDIDO									

MEDIDA DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA

FILTRACION AÑADIDA NOMINAL:.....

FILTRACION TOTAL NOMINAL:.....

TENSION SELECCIONADA:.....

mm Al.	Exposición

VALOR DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA:.....

FILTRACION ESTIMADA:.....

ANEXO III.

ANEXO III.

Metodología empleada para la realización de los controles de calidad.

1. Tubos de rayos X y generadores.

1.1. Primera Capa Hemirreductora (CHR) y filtración.

La CHR se mide añadiendo filtros de aluminio al haz de rayos X y midiendo la atenuación que estos producen. Se hace media docena de disparos con tensión fija, e interponiendo, en la zona más próxima del cabezal del tubo, espesores crecientes de Al (en intervalos de 0,5 mm, a partir de 1 mm), a partir del segundo disparo. La salida del tubo (mGy, mR o cualquier otra unidad) se representa en escala logarítmica frente al espesor de Al (utilizando papel semilogarítmico o con ayuda de un ordenador). Se puede conocer la CHR con precisión, observando sobre la gráfica la distancia en mm que separa un punto de otro con ordenada mitad, en un tramo rectilíneo de la gráfica.

Por medio de tablas adecuadas que relacionan la CHR con la filtración, para unos datos concretos de generador (tipo de rectificación) y tensión de trabajo a la que se ha medido la CHR, se obtiene el valor de la filtración total.

TOLERANCIA¹ : los valores de filtración total, deben cumplir con las siguientes tolerancias (UNE 20.569, 1975):

¹ En este anexo se indican las tolerancias utilizadas habitualmente en la realización de este trabajo, con sus referencias. En septiembre de 1993 se publicó (como documento de trabajo y discusión hasta 1994) el “Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en radiodiagnóstico” (SEFM & SEPR, 1993), que propone unas tolerancias en su mayoría similares a las empleadas por parte del grupo de investigadores de la CFM, y en algunos casos menos restrictivas.

- para equipos de rayos X que funcionan con tensiones iguales o inferiores a 50 kVp (exclusivamente para procedimientos como mamografía y excluyendo procedimientos de radiología dental), la filtración total deberá ser igual o superior a 0,5 mm de equivalente de Al.
- para equipos de rayos X que funcionan con tensiones iguales o inferiores a 70 kVp (exclusivamente para radiología dental con receptor de imagen intraoral), la filtración total debe ser igual o superior a 1,5 mm de equivalente de Al.
- para equipos de rayos X con un voltaje limitado que no excede de 30 kV, provisto de un blanco de Mo y especificado sólo para mamografía, la filtración total debe ser igual o superior a 0,03 mm Mo.
- para equipos de rayos X para otras aplicaciones, la filtración total debe ser igual o superior a 2,5 mm de equivalente de Al.

El grupo de expertos de la CCE también da recomendaciones sobre la filtración total que deben tener los tubos de rayos X, según los tipos de exploraciones (CEC, 1990b):

- exploraciones de tórax, columna lumbar, pelvis y abdomen (tracto urinario): debe ser mayor o igual a 3 mm de equivalente de Al.
- exploraciones de cráneo: debe ser mayor o igual a 2,5 mm de equivalente de Al.
- exploraciones de mama: debe ser de 0,3 mm de Mo o 0,5 mm de equivalente de Al.

1.2. Coincidencia campo de luz - campo de radiación.

Se coloca un chasis cargado con película, sobre la mesa y bajo el tubo de rayos X a una distancia foco-película de 100 cm. Sobre el chasis se coloca el test de coincidencia campo de luz - campo de radiación y se selecciona un campo luminoso que coincida con las marcas del objeto de test. Se hace un disparo con 50 kVp y 5 mAs o valores similares, se procesa la película impresionada de este modo y se miden las desviaciones, expresándola en porcentaje con el criterio de signos: + hacia arriba y hacia la derecha.

TOLERANCIA: la coincidencia de los ejes del campo de radiación y del campo luminoso debe ser tal, que el desalineamiento a lo largo de cualquiera de sus dimensiones no exceda del 2% de la distancia foco imagen y que la suma de los desalineamientos a lo largo de la longitud y anchura (sin considerar el signo) no exceda del 3.5% de la distancia foco imagen (RMI, U.S.A.). A la distancia foco película de 1 m, el descentrado debe ser inferior a 1 cm en cualquier dirección (Moore, 1987).

1.3 Perpendicularidad y centrado del haz de rayos X.

Esta verificación se realiza colocando el objeto de test de colimación sobre una película con su chasis (encima de la mesa), de modo que el centro del objeto coincida exactamente con la cruz que indica el centro del haz de luz. Sin mover el conjunto, se coloca sobre el objeto de test de colimación el de prueba de alineamiento del haz. Este último consiste en un cilindro de metacrilato con una marca en el centro de una de sus bases y una bola metálica de algunos mm de diámetro en la cara opuesta. La marca de la base del cilindro debe coincidir con el centro geométrico del otro objeto de test. El conjunto se expone con una tensión de 45 a 50 kVp y después, se procesa la película. La bola metálica debe proyectarse exactamente sobre la marca de la cara opuesta.

En el centro del objeto de test empleado hay dos círculos concéntricos, de modo que cuando la proyección de la bola cae dentro del círculo interior, la desviación encontrada es menor del 2%.

TOLERANCIAS: más del 2% de desviación se considera inaceptable y que necesita ser corregida lo antes posible (Moore, 1987).

1.4. Tamaño del foco.

El tamaño efectivo del foco determina la resolución. Hay varios procedimientos para medirlo:

- método del estenoscopio o micro-orificio (pin-hole): se radiografía el propio foco, haciendo pasar la radiación a través de un fino agujero hecho en una placa de plomo. Tanto el espesor del plomo, como el diámetro del agujero, como la forma de valorar la radiografía están normalizados (UNE 20-570, 1975).

- procedimiento de la estrella: al radiografiar la imagen de una rejilla formada por sectores circulares (cada sector opaco va seguido de otro transparente), a una cierta distancia del centro comienzan a no distinguirse los sectores, debido a la borrosidad causada por el foco al borde de cada sector. Dicho diámetro a partir del que deja de distinguirse la estrella (hacia dentro), depende en primer lugar del tamaño del foco en cada dirección, pero también de la relación de distancias (magnificación) del foco a la estrella y de ésta a la película. Por medio de sencillas relaciones matemáticas se deduce el tamaño del foco.

- procedimiento de rejillas paralelas: es un procedimiento similar al de la estrella, pero en lugar de sectores circulares se emplean rayas paralelas de plomo cada vez más juntas y más estrechas hasta que por borrosidad debida al

foco se hacen indistinguibles (las rayas se disponen en dos direcciones perpendiculares) para distinguir las dos direcciones perpendiculares del foco. Por este procedimiento se obtiene una curva llamada función de transferencia.

TOLERANCIAS: Las medidas del tamaño mínimo del foco (obtenidas por el método estenoscópico o del micro-orificio), no deben ser inferiores a la medida nominal. Las medidas del tamaño máximo no deben pasar el límite resultante de las tolerancias indicadas en la tabla XLVIII (UNE 20-570, 1975).

Foco	Medida nominal (mm)	Tolerancia (%)
Fino	< 0,8	0...+50
Pequeño	0,8 a 1,5	0...+40
Grande	> 1,5	0...+30

Tabla XLVIII

1.5. Exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (kVp).

Se coloca el kilovoltímetro digital sobre la mesa de exploración, y se centra con el campo luminoso proyectado. El campo de radiación se colima de forma que recubra la zona sensible del instrumento, excediendo algún cm de las dimensiones de la misma. Se hace un disparo (en las propias instrucciones de empleo del equipo hay una tabla de valores recomendados a seleccionar en el generador con el fin de estar dentro del margen de operación del detector) y se verifica el correcto funcionamiento del kilovoltímetro digital, reduciendo la carga si es necesario. El equipo lleva un sistema de filtros delante del detector sensible y presenta el resultado numéricamente en una pantalla. Habitualmente se hacen varios disparos sucesivos con intervalos de 10 kVp, comprobando las tensiones en el rango de utilización habitual del tubo. Las desviaciones encontradas entre los valores seleccionados y los medidos, se expresan en porcentajes.

TOLERANCIA: $\pm 10\%$ (IEC 601-2-7, 1987; R.D. 1252, 1985), aunque, dentro del programa de optimización, las desviaciones entre el valor del kVp seleccionado y medido han sido reducidas del 10 al 5%. En mamografía se considera que para 26-30 kVp la desviación debe ser menor de $\pm 4\%$ (CEC, 1992b).

1.6. Exactitud del tiempo de exposición.

Se coloca el medidor de tiempos de exposición sobre la mesa de exploración, y se centra con el campo luminoso proyectado. El campo de radiación se colima de forma que recubra la zona sensible del instrumento, excediendo algún cm sus dimensiones. Se hace un disparo (en las propias instrucciones de empleo del equipo suele haber una tabla de valores recomendados a seleccionar en el generador con el fin de estar dentro del margen de operación del detector) y se verifica el correcto funcionamiento del medidor de tiempos, reduciendo la carga si fuera necesario. El equipo presenta el resultado numéricamente en una pantalla.

Habitualmente se hacen varios disparos sucesivos para comprobar los tiempos de exposición en el rango de utilización habitual del tubo. Las desviaciones encontradas entre los valores seleccionados y los medidos, se expresan en porcentajes (en s en el caso de mamografía).

TOLERANCIA: $\pm 10\%$ para tiempos $>$ de 20 ms. No superará el porcentaje especificado por el fabricante para tiempos $<$ 20 ms (IEC 601-2-7, 1987; R.D. 1252, 1985). En mamografía la desviación debe ser de $\pm 10\%$ (IPSM, 1989). En el programa de optimización, las desviaciones aceptadas entre el valor de los tiempos seleccionados y medidos han sido reducidas del 10 al 5%.

1.7. Reproducibilidad de las condiciones seleccionadas (tiempo de exposición y kVp).

Se coloca el kilovoltímetro digital o el medidor de tiempos sobre la mesa y bajo el tubo de rayos X. El campo de radiación se colima de modo que recubra la zona sensible de la cámara, excediendo algún cm de sus dimensiones, y se hacen varios disparos, moviendo el selector correspondiente (en ambos sentidos) pero volviendo siempre al mismo valor anotando los valores medidos.

TOLERANCIA: $\pm 5\%$ (IEC 601-2-7, 1987), $\pm 2\%$ en el caso de la reproducibilidad de la tensión en mamografía (CEC, 1992b).

1.8. Reproducibilidad de la dosis.

Cuando X es la media de las dosis sucesivas y DE la desviación estándar, DE/X debe ser menor de 0.10, para cualquier técnica de las determinadas por la combinación tubo y generador.

TOLERANCIA: < 0.10 (IEC 601-2-7, 1987).

1.9. Linealidad con el tiempo de exposición.

Se coloca un medidor de exposición sobre la mesa, bajo el tubo de rayos X, y a una distancia foco - película de 100 cm. Se colima el campo de radiación de modo que éste recubra la zona sensible de la cámara, excediendo algún cm de las dimensiones de la misma, se hace un disparo y se anota el valor de exposición medido. Se hacen disparos sucesivos pasando a tiempos superiores (en equipos en los que sólo se puede seleccionar la carga, se anotan los valores de corriente de operación) anotando los lecturas e indicando si se producen cambios de foco. La exposición integrada debe

variar proporcionalmente al tiempo seleccionado. Los valores de exposición medidos se representan en papel milimetrado frente a los tiempos seleccionados y se observa si existe un trazado rectilíneo en tramos en los que no haya cambio de foco.

1.10. Linealidad con la corriente (mA).

Se coloca un medidor de exposición sobre la mesa bajo el tubo de rayos X a una distancia foco - película de 100 cm. Se colima el campo de radiación de modo que éste recubra la zona sensible de la cámara, excediendo algún cm de las dimensiones de la misma, se hace un disparo y se anota el valor de exposición medido. Se hacen disparos sucesivos pasando a tiempos superiores (en equipos en los que sólo se puede seleccionar la carga, se anotan los valores de corriente de operación) anotando las lecturas e indicando si se producen cambios de foco. La exposición integrada debe variar proporcionalmente a los mA seleccionados. Los valores de exposición medidos se representan en papel milimetrado frente a la corriente seleccionada y se observa si existe un trazado rectilíneo en tramos en los que no haya cambio de foco.

1.11. Reciprocidad de mAs.

La reciprocidad es el mantenimiento constante de una lectura de un medidor de exposición, al variar el mA y el tiempo, de modo que, el producto mAs permanezca constante. Se mide de forma similar a la linealidad, pero modificando en cada disparo realizado, el tiempo de exposición, o la corriente de forma que el producto mA x tiempo se mantenga constante. El buen funcionamiento se materializa en idénticas lecturas de la cámara.

TOLERANCIA: porcentaje de error medio admisible entre preselección y medida del 20% (R.D. 1252, 1985).

1.12. Forma de onda.

Se evalúa con una cámara de ionización o un detector de estado sólido y un oscilógrafo o sistema de registro apropiado. Se mide la variación de la dosis o la exposición con el tiempo, y a partir de esa variación, se obtiene la forma de onda.

Observando la forma de la onda se comprueba el valor máximo del pico inicial, y si el calentamiento del filamento es posterior al comienzo de la exposición; la pendiente máxima de la curva; y el rizado incluyendo la asimetría entre fases (en función del tipo de generador), por ejemplo, si hay pérdida de una fase en un generador trifásico.

1.13. Comprobación del exposímetro automático.

La exposición que recibe la película debe ser siempre la misma, cualquiera que sea el espesor del objeto, la tensión, o cualquier otra variable que modifique el tiempo de disparo y la exposición delante del objeto. Se coloca un medidor de exposición sobre la mesa, bajo el tubo de rayos X, y a una distancia de foco a película de 100 cm. Se colima el campo de radiación de modo que éste recubra la zona sensible de la cámara, excediendo algún cm de las dimensiones de la misma. Se seleccionan condiciones de carga y tensión representativas de un buen número de técnicas. El espesor del maniquí se variará poniendo distintas capas de metacrilato (0, 5 y 10 cm). Se hacen 9 radiografías, con tres valores diferentes de espesor y tres de kVp en cada caso (por ejemplo 60, 80 y 100 kV). Al mismo tiempo se mide la exposición delante del objeto y se miden las densidades ópticas de la película. A continuación se elaboran las gráficas siguientes:

- grupo de tres curvas (exposición delante del objeto en función de los kV). Una curva para cada espesor del objeto.

- grupo de tres curvas (exposición delante del objeto en función del espesor del objeto), una curva para cada kVp.

TOLERANCIA: máxima de $\pm 20\%$ del valor medio, siendo deseable que sea de $\pm 10\%$ (Moore, 1987).

1.14. Control de calidad de tomografía convencional. Altura y ángulo del plano del corte.

Para comprobar la altura del plano del corte, se emplea un dispositivo que tiene letras, números o cualquier otra figura, situados a distinta altura. Aquél que salga más nítido al efectuar una tomografía, será el que se halle en el plano del corte o muy próximo a él.

El ángulo del corte puede ser controlado por la misma figura observando si los números próximos al correspondiente a la altura del plano del corte se han representado con suficiente nitidez (ángulo de corte relativamente pequeño) o por el contrario aparecen con borrosidad significativamente mayor (ángulo de corte mayor).

TOLERANCIAS: ± 2 mm en lo referente a la altura del corte (Moore, 1987).

2. Equipos de fluoroscopia.

2.1. Máxima tasa de exposición al paciente.

Equipos con control manual: se fija la distancia entre el foco del tubo de rayos X y el tubo intensificador al mínimo. Se coloca la cámara de ionización a unos 20 cm de la mesa, perpendicular al haz de rayos X y sin que esté apoyada sobre ningún dispositivo para eliminar la radiación dispersa. Se expone con fluoroscopia y con las

condiciones técnicas habituales, anotando los kVp y mA. Se repite cada medida un par de veces.

TOLERANCIA: ≤ 5 R/m (ICRP, 1982).

2.2. Control automático de brillo.

Se coloca el filtro de 1 mm de Cu en el haz y se colima éste para que caiga dentro del mismo. Se coloca la cámara de ionización sobre la pantalla del tubo intensificador, y se mide la tasa de exposición en cada tamaño de campo disponible, repitiendo las medidas con tamaños de campo mayores. Cuando la tasa de exposición se mantiene constante mientras que los kV y los mA varían, significa que el Control Automático de Brillo funciona bien.

En los equipos en los que se seleccionan manualmente los kVp (los mA del tubo se controlan automáticamente), y en los que se controla de modo automático tanto la tensión como la corriente del tubo, el fabricante debe calibrar el control automático de brillo para obtener tasas de exposición fijas a la entrada del intensificador de imágenes, con valores comprendidos entre 300 y 500 $\mu\text{Gy/s}$ (Henshaw, T., 1992).

En circunstancias normales, las tasas de exposición a la entrada deberán ser <1 $\mu\text{Gy/s}$. En la mayoría de los casos, deberán realizarse las exploraciones con tasas de exposición a la entrada de alrededor de 0,4 $\mu\text{Gy/s}$ (Henshaw, T., 1992).

2.3. Amplitud de la señal de vídeo¹.

¹ En las pruebas que siguen, el monitor de TV debe mirarse a una distancia de unos 40 cm, directamente enfrente del usuario, bajo una iluminación ambiental normal y con el objeto de test colocado en el centro del campo.

Para visualizar y verificar la forma de onda de la señal de vídeo, se emplea un objeto de test que presenta una transición del blanco al negro bien definida. Se seleccionan 70 kVp y se coloca un filtro de Cu de 1 mm en el haz. Se coloca el objeto de test correspondiente, sobre la pantalla del intensificador de imagen, de modo que la imagen quede en el centro del campo, la zona oscura a la derecha de la TV y el borde de plomo en vertical. Con el osciloscopio ajustado adecuadamente, se mide el pulso de sincronización, el nivel de blanco y la amplitud de la señal de vídeo (nivel negro-nivel cresta de blanco) a 30, 60 y 100 μ /s.

Los fabricantes deben proporcionar los valores típicos de los diversos parámetros asociados con la señal del vídeo, como la amplitud máxima de la señal de vídeo, el nivel del negro y el pulso de sincronización. La amplitud de la señal de vídeo se mide para un intervalo de tasas de dosis a la entrada del intensificador y se representan gráficamente. La curva que resulta es similar a la curva característica de una película de rayos X.

Cuando el sistema está mal ajustado, la causa puede ser una amplitud inadecuada del voltaje, o un rango operativo incorrecto de la tasa de dosis (Henshaw, T., 1992).

2.4. Rango Dinámico (comprobación del monitor de TV - escala de grises).

Se utiliza una cuña escalonada que produce un intervalo de transmisiones de rayos X desde 0 a 100%, en escalones de 10%, cuando se emplea con rayos X de 70 kVp y filtro de Cu de 1 mm. El objeto incluye dos estructuras cuadradas que contienen discos para verificar la visibilidad de un nivel de contraste del 5% en las regiones de blanco máximo y de negro máximo de la imagen. También incluye una estructura circular alrededor de las anteriores para ver el grado de distorsión de la imagen (Henshaw, T., 1992).

Se seleccionan 70 kV y 60 $\mu\text{R/s}$. Se coloca el filtro de Cu de 1 mm, y el objeto de test sobre la pantalla del tubo intensificador. Se anota el número de escalones visibles. Se ajusta el brillo y el contraste de forma que los discos negro y blanco sean igualmente visibles, momento en el que el monitor estará ajustado correctamente.

2.5. Distorsión geométrica y tamaño del campo.

Se emplea un objeto de test compuesto por una malla de alambre con espaciamiento de 2 cm. Se coloca el filtro de 1 mm de Cu en el haz, y el objeto de test sobre la pantalla del tubo intensificador de imagen y se seleccionan 70 kV.

Para evaluar el tamaño del campo, se cuentan el número de cuadrados de 2 cm que aparecen en el campo de la imagen para cada uno de los tamaños disponibles de campo y se comparan los valores medidos con los valores nominales dados por el fabricante. El tamaño del campo deberá estar dentro del 10% del valor nominal (Henshaw, T., 1992).

La distorsión se estima midiendo las diagonales de las imágenes de los cuadrados centrales de 2 y 14 cm. Se admiten distorsiones de hasta el 10% (Henshaw, T., 1992).

2.6. Ruido (umbral de sensibilidad a bajo contraste).

Se emplea un objeto de prueba que consta de un conjunto de discos de Al y Cu con un diámetro de 1 cm y diversos espesores. Con rayos X de 70 kVp y con filtro adicional de Cu, proporciona contrastes de 0,5 a 16%. Se visualiza el objeto de test seleccionando varios valores de tasa de exposición a la entrada del intensificador (p.e. 15, 30, 60, 100 y 150 $\mu\text{R/s}$), y se anota el número de discos visibles en cada caso; se repite también con una imagen magnificada. El último disco visible corresponde al

umbral de contraste.

En los sistemas normales de fluoroscopia deben alcanzarse valores para el umbral de contraste, entre 2 y 4% para niveles intermedios de tasa de exposición. En los sistemas digitales se esperan valores del 0,5% (Henshaw, T., 1992).

2.7. Resolución.

La resolución límite del sistema se evalúa con un objeto de test de barras de plomo. Se selecciona una tensión baja (p.e. 40 - 50 kVp), y una alta tasa de dosis para evitar el ruido cuántico. Conviene realizar mediciones similares en las zonas superior, inferior, derecha e izquierda del campo, y repetir la comprobación con la imagen magnificada.

En sistemas nuevos debe obtenerse entre 1,6 y 1,8 pl/mm, y hasta 3 pl/mm en sistemas de alta resolución con 1250 líneas de TV. En cualquier caso, los sistemas con una resolución ≤ 1 pl/mm requieren corrección o sustitución (Henshaw, T., 1992).

2.8. Homogeneidad en la resolución.

Con una malla similar a la utilizada para comprobar el contacto cartulina-película en grafía y con unas condiciones similares a las utilizadas para realizar la prueba de contacto cartulina-película, es posible detectar una posible falta de uniformidad en la resolución según la zona de la imagen.

2.9. Umbral de sensibilidad a bajo contraste en función del tamaño.

Se emplea un objeto de test que tiene una serie de discos de diversos espesores y diámetros, con un haz de 70 kVp y con un filtro de 1 mm de Cu interpuesto. Se

producen una gama de contrastes conocidos y diferentes tamaños de detalles que van, desde 100% al 0,5% y de 11 a 0,25 mm. Se anota el número de discos de cada tamaño que se visualiza para un valor conocido de la tasa de dosis a la entrada del intensificador. Estos valores indican el umbral de contraste para cada tamaño de los detalles (Henshaw, T., 1992).

2.10. Pruebas de carácter invasivo.

Factor de conversión: “es la relación entre el valor medio de luminancia de la imagen de salida y el correspondiente valor medio de la intensidad de la exposición, medida en el plano de entrada de un intensificador de imagen electro-óptico” (UNE, 1981). Representa la eficiencia del intensificador de imágenes para convertir los rayos X en luz. Se determina mediante el cociente entre el brillo de la pantalla de salida del intensificador medida en candelas/m² y la tasa de exposición en la pantalla de entrada del intensificador medida en mR/s. La luminancia de la pantalla de salida se mide con un fotómetro con respuesta espectral parecida al ojo. Para realizar esta prueba, es necesario quitar la cámara de TV de la parte trasera del intensificador, por lo que sólo se hace en colaboración del Servicio de Mantenimiento del equipo.

Relación de contraste: se define como el cociente entre el valor del factor de conversión sin y con el disco de plomo. Cuanto mayor sea el valor de la relación de contraste, menor será la pérdida de contraste dentro del sistema. Es la medida del grado de pérdida de contraste que aparece dentro del intensificador, (p.e. la debida a una dispersión de los electrones acelerados dentro del intensificador). Se emplea un disco de plomo con un tamaño igual al 10% del área del campo de entrada del intensificador. El disco de plomo se coloca centrado en el haz en contacto con el intensificador, y se hace una segunda medida del factor de conversión.

Los valores típicos de estas medidas son factores de conversión entre 50 y 70

para los antiguos intensificadores de sulfuro de cadmio y zinc, y entre 90 y 120 para los actuales de yoduro de cesio. Un buen sistema debe tener un valor mínimo de 8 para la relación de contraste (Henshaw, T., 1992).

3. Procesadoras.

3.1. Control sensitométrico. Velo, velocidad y contraste.

Se pretende verificar la estabilidad del funcionamiento de la procesadora. El control se realiza mediante métodos sensitométricos, impresionando una película de una caja control con una serie de exposiciones conocidas, lo cual se traducirá tras el revelado en una escala de grises. Se ha empleado sensitómetros de luz que permiten que la impresión de la película se realice con luz azul o verde, en función de la sensibilidad espectral del tipo de película utilizada. La escala sensitométrica suele tener 21 escalones, estando calibrada de forma que entre dos escalones consecutivos tiene lugar un aumento en la exposición en un factor 2. Una vez que la película ha sido impresionada (en el caso de las películas con una sola emulsión, con el lado de ésta frente a la fuente luminosa), se procesa asegurándose de que la procesadora ha estado en funcionamiento al menos durante media hora. Posteriormente, utilizando un densitómetro, pueden medirse las densidades ópticas asociadas a cada escalón en la película procesada. La representación gráfica de estas medidas da lugar a la curva característica de la película (curva de sensibilidad), mediante la cual pueden determinarse las magnitudes: velo (valor de la densidad óptica de la película cuando se procesa sin ser expuesta), base+velo (primer escalón), velocidad o índice de sensibilidad (punto de la curva cuya densidad es 1) e índice de contraste (relacionado con la pendiente de la curva característica en su tramo lineal o latitud de la película).

Las condiciones de revelado afectan considerablemente a la forma de la curva característica y por tanto, a los parámetros anteriormente citados. Por ejemplo, un

ascenso de la temperatura del revelador provoca un aumento de velo y velocidad, y una variación de contraste. El contraste puede aumentar o disminuir dependiendo de que el valor de la temperatura se acerque o aleje de su valor óptimo. La contaminación del revelador da lugar a un aumento en velo y velocidad con una considerable disminución en el contraste. Una tasa de refuerzo insuficiente del revelador se manifiesta en forma de una disminución gradual de velocidad y contraste.

En la práctica no es imprescindible realizar la lectura de los 21 escalones; basta con tomar 3 valores: en el primer escalón (que corresponde a la base+velo), en el escalón cuyo valor de densidad sea más próximo a 1 (A) y en el escalón de valor más cercano a 2 (B). El valor A corresponde a la velocidad y el valor B-A representa una medida del contraste. Para realizar el control, debe partirse de unos valores de referencia que se obtienen promediando los correspondientes, al menos, a 10 películas, impresionadas y procesadas en un mismo día, tomando las medidas en los mismos escalones en el resto de las películas que diariamente se impresionen y procesen a lo largo del control. Una vez reveladas las películas, deben tomarse las temperaturas correspondientes a los líquidos de procesado, especialmente la del revelador, dada la relación que ésta tiene con los valores de velo, velocidad y contraste. Realizadas las lecturas, se representan gráficamente las variaciones que diariamente se produzcan respecto a los valores de referencia. Como complemento al control sensitométrico del procesado, también puede resultar aconsejable pasar diariamente una película con un velo uniforme próximo a 1 (que puede conseguirse con un disparo de 70 kVp, 2 mAs a 1 m) por cada procesadora para detectar posibles puntos de suciedad en los rodillos de la procesadora que no se detectan en la tira sensitométrica.

TOLERANCIAS: las desviaciones de la densidad medida en la base+velo, en el índice de sensibilidad y en el índice de contraste no deberán ser superiores al 10% (5% en mamografía con película azul estándar (CEC, 1992b)), en relación con las

valores medidos en el control inicial. Desviaciones entre el 10 y el 20% darán lugar a las correcciones oportunas, y se considera inaceptables valores superiores al 20% (Moore, 1987).

3.2. Medida del pH.

Es el indicador más simple de una química correcta. Mide el nivel de alcalinidad del baño revelador y la acidez del fijador. Se controla usando un pHmetro, viendo que tanto el revelador como el fijador están en buenas condiciones.

TOLERANCIAS: pH del revelador de $10,5 \pm 0,5$; pH del fijador de $4,5 \pm 0,5$ (Moore, 1987).

3.3. Control del tiempo total de procesado.

Se introduce una película en la procesadora y se pone en marcha el cronómetro cuando suena la señal. Cuando la película salga y esté libre del último rodillo de arrastre, se para el cronómetro.

TOLERANCIA: debe coincidir con el tiempo fijado por el fabricante (Moore, 1987).

3.4. Control de la temperatura de revelado.

Se miden las temperaturas introduciendo el termómetro o la sonda en el centro de las cubas. Deberán hacerse ajustes iniciales de temperatura cuando se produzcan cambios en el tipo de película.

TOLERANCIAS: $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ para la temperatura del revelador, $\pm 2^{\circ}\text{C}$ la del

fijador, y la del agua debe encontrarse entre 20 y 25°C (Moore, 1987). Las temperaturas medidas deben ser comparadas con las indicadas por el fabricante de la procesadora. La temperatura del revelador deberá ser estable, la temperatura del fijador siempre inferior a la del revelador y la agitación de los baños adecuada .

4. Negatoscopios.

4.1. Brillo y uniformidad.

Las medidas se hacen con la sonda en contacto con los negatoscopios. El equipo utilizado mide iluminación (en LUX) y ha sido previamente calibrado para conocer a partir de este valor, el brillo del negatoscopio (en candelas/m²). Los resultados son medidos en LUX. El paso a candelas/m² se realiza dividiendo este valor por un factor 2. Cada negatoscopio se divide en nueve rectángulos iguales. Se hacen medidas en cada uno de los nueve rectángulos, a una distancia no inferior a los 5 cm del borde del negatoscopio. Los valores se indican desde el primer rectángulo superior izquierdo hasta el inferior derecho recorriendo el negatoscopio de izquierda a derecha y de arriba a abajo. La desviación relativa máxima se evalúa como, la diferencia entre los valores máximos y mínimos, dividida por el valor medio.

Los problemas que se encuentran con mayor frecuencia son: fluorescente fundido, fluorescente parpadeante, distintos tonos/colores de luz, plástico sucio.

TOLERANCIAS: El nivel de brillo óptimo es de 1500 candelas/m² (Bäum, 1982; Hartman, 1989), 1000 candelas/m² serían aceptables (Guibelalde, 1990) refiriéndose al valor del brillo en el centro del negatoscopio. La última versión del documento sobre Criterios de Calidad de Imagen elaborado por un grupo de expertos de la Comunidad Europea señala 2000 cd/m² el valor mínimo de brillo que debe tener un negatoscopio (equivalente a 4000 LUX) (CEC, 1990b). En mamografía, se

considera adecuado un brillo entre 1300 y 2000 cd/m² (CEC, 1992b).

En cuanto a la uniformidad de la iluminación, ésta no debe variar en toda la superficie del negatoscopio más de un 10% (WHO, 1982; Moores, 1987), 15% sería aceptable (Guibelalde, 1990).

4.2. Iluminación ambiental de las salas.

El valor de 100 lux es un valor de referencia en el puesto de lectura (30 cm del negatoscopio) estando éste apagado para obtener una acomodación y visión óptima de los negatoscopios sin deslumbramiento o reflexiones. Se sugiere que la iluminación ambiental no sea ni demasiado intensa (produce reflexiones sobre la superficie difusora) ni escasa (el negatoscopio produciría deslumbramientos).

TOLERANCIA: 100 lux a 30 cm de la superficie del negatoscopio (CEC, 1990b; CEC, 1992b).

5. Control de cartulinas de refuerzo. Test de contacto cartulina-película.

Con un entramado de cobre (con un reticulado de p.e. 3 mm) se hace un test que pone de manifiesto contactos defectuosos entre cartulina y película. Hay que exponer el chasis a un disparo de rayos X (50 kVp, 2 mAs, 1 m) para obtener una densidad de 1,5. En las zonas de mal contacto, la imagen del entramado de cobre aparecerá borrosa y mal definida. Al realizar esta prueba, también es posible detectar entradas de luz o artefactos por falta de limpieza en la cartulina.

6. Calidad de imagen.

6.1. Resolución espacial.

Esta verificación se realiza colocando el objeto de test de calidad de imagen sobre una película con su chasis (encima de la mesa). El conjunto se expone con una tensión de 50 kVp, y después se procesa la película. Se visualiza la película así impresionada en un negatoscopio en condiciones de iluminación adecuadas y con una lupa “cuenta hilos” se cuenta el número de grupos de barras (zona central del objeto de test). Con las tablas dadas por el fabricante, se deducen los pares de líneas por milímetro (pl/mm).

En mamografía: se coloca el objeto de test sobre un maniquí de perspex de 3,5 cm de espesor. Se hace un disparo y se mide la resolución espacial según las indicaciones del fabricante del objeto de test.

TOLERANCIA: se considera que la calidad de imagen es buena cuando se observan más de 6 pl/mm, aceptable cuando se visualizan 5 o 6 pl/mm y es mala cuando se ven menos de 5 pl/mm (Vañó, 1993b). En mamografía debe ser > 14 pl/mm en ambas direcciones (CEC, 1992b).

6.2. Umbral de sensibilidad (alto y bajo contraste).

Esta verificación se realiza colocando el objeto de test de calidad de imagen sobre una película con su chasis (encima de la mesa). Se filtra el haz de rayos X colocando una lámina de 1 mm de cobre. El conjunto se expone con una tensión de 50 kVp, y después se procesa la película. Se visualiza la película así impresionada en un negatoscopio en condiciones de iluminación adecuadas. Se procede a contar el número de objetos de alto y de bajo contraste que se visualizan.

En mamografía: se coloca el objeto de test sobre un maniquí de perspex de 3,5 cm de espesor. Se hace un disparo y se mide el umbral de sensibilidad según las indicaciones del fabricante del objeto de test.

TOLERANCIA: cuando se visualizan más de 10 objetos se considera que la calidad de imagen es buena, entre 8 y 10 sería aceptable, y menos de 8 objetos, significa mala calidad de imagen (Vañó, 1993b) En mamografía deben verse detalles de 5-6 mm con contraste del 1,3% (CEC, 1992b).

Instrumentación utilizada para control de calidad.

Se ha empleado para la realización de los distintos controles de calidad, el siguiente material:

- Cámara plana de ionización, modelo Rad-check Plus 06-526 (Victoreen Inc.).
- Electrómetro y cámara plana de transmisión DIAMENTOR (PTW Freiburg).
- Electrómetro y cámara de ionización DALI 7733 (PTW Freiburg).
- Kilovoltímetro Digital kVp Meter II 07-473 (Nuclear Associates)
- Kilovoltímetro para mamografía (RMI).
- Digital X-Ray Timer (Victoreen Inc.)
- Multímetro 4000-M (Victoreen Inc.).
- Equipo integrado de control de calidad DIGI-X (RTI Electronics).
- Test de colimación y alineamiento 07-661 y 07-662 (RMI).
- Test de tamaño de foco 07-591 (RMI).
- Hojas de Al de 0,3 y 0,4 mm con pureza mayor del 99,5%.
- Hojas de Al de 1 mm y de 1,5 mm de espesor.
- Test de Leeds TOR (CDR).
- Test de Leeds para mamografía TOR (MAX)
- Test de tomografía, mod. 132 (RMI).

- Lupa "cuenta hilos".
- Rejilla de contacto (Victoreen Inc.).
- Sensitómetro (Victoreen Inc.).
- Densitómetro (Victoreen Inc.).
- Densitómetro X-Rite.
- Termómetro digital.
- Cronómetro.
- Higrómetro.
- pHmetro.
- Luxómetro (fotómetro) PHYWE.
- Planchas de metacrilato de 5 y 10 cm de espesor.
- Maniquí de metacrilato de 15 x 32 cm.
- Conjunto de tests "Leeds X-Ray Test Objects" para fluoroscopia (incluyen filtro de 0,5 mm de Cu para la comprobación del factor de conversión y la relación de contraste; también un filtro de 1 mm de Cu para el resto de las pruebas, con la excepción del control del Factor de Conversión).
- Osciloscopio.

ANEXO IV.

ANEXO IV.

Simulación de protocolos de realización de estudios “complejos”.

1. Exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (kVp).

Con el fin de utilizar kVp reales, se comenzó verificando las tensiones para seleccionar, durante la simulación, aquellas que coincidían con las reales recopiladas con el formulario “ESTUDIOS COMPLEJOS - ENCUESTA PROTOCOLO DE EXPLORACION” (tabla XLIX).

kVp seleccionados	kVp reales	kVp efectivos
63	60	60,7
66	64	63,6
68	65	65,6
70	68	67,7
72	70	69,9
78	76	75,7
93	90	90,7
103	100	100,6
109	106	105,9
113	110	109,5
124	120	120,1

Tabla XLIX

2. Producto dosis-área medido en cada imagen (“grafía”).

kVp	mAs	tamaño imagen 1 (cm)	tamaño imagen 2 (cm)	cGy x cm ²
60	150	24	30	414
60	180	24	30	500
60	180	30	40	737
60	180	35	43	850
60	250	24	30	700
60	250	30	40	1.040
60	250	35	43	1.188
64	210	18	24	375
65	150	35	43	735
65	200	24	30	766
65	210	15	24	402
65	CAE	24	30	125
65	CAE	30	40	206
65	CAE	35	43	262
68	252	30	40	1.333
68	252	35	35	1.400
68	252	35	43	1.524
70	69	35	43	532
70	110	24	30	411
70	200	35	43	1.283
70	210	35	43	1.348
70	252	15	24	478
70	252	24	30	955
70	336	15	24	727
70	336	18	24	733
70	CAE	24	30	103
70	CAE	30	40	171
70	CAE	35	43	214
76	210	35	35	1.466
90	48	12	35	159
90	50.4	12	35	167
100	12	8	30	30
100	67.2	24	30	505
106	67.2	12	15	225
106	67.2	24	30	580

kVp	mAs	tamaño imagen 1 (cm)	tamaño imagen 2 (cm)	cGy x cm2
110	3.3	24	30	31
110	3.4	10	40	13
110	4.5	24	30	39
110	16	8	30	46
110	CAE	10	40	15
110	CAE	12	18	8
110	CAE	24	30	27
110	CAE	35	35	55
120	3.4	13	20	11
120	5.8	24	30	59
120	12	24	30	112
120	12	35	35	190
120	12	35	43	243
120	12.5	20	30	97
120	12.5	24	30	116
120	12.5	35	43	244
120	13.7	24	30	139
120	16	12	15	39
120	16	15	24	84
120	16	24	30	169
120	16	35	43	272
120	16.9	13	20	55
120	18.6	10	20	46
120	20	15	24	100
120	20	24	30	201
120	20	30	40	299
120	20	35	35	306
120	20	35	43	356
120	25	15	24	125
120	25	24	30	252
120	25	30	40	371
120	25	35	35	379
120	25	35	43	546
120	30	12	15	76
120	30	12	43	189

kVp	mAs	tamaño imagen 1 (cm)	tamaño imagen 2 (cm)	cGy x cm ²
120	30	24	30	302
120	30	35	35	475
120	30	35	43	633
120	32	15	24	161
120	40	24	30	384
120	40	35	43	804
120	CAE	9	12	4
120	CAE	10	20	7
120	CAE	12	15	7
120	CAE	13	20	9
120	CAE	15	24	12
120	CAF	18	24	15
120	CAE	24	30	24
120	CAE	30	40	40
120	CAE	35	43	51
120	CAE	35	35	45

Tabla L

Cuando se selecciona el control automático de exposición (CAE), los niveles de exposición para obtener un ennegrecimiento determinado, dependen de la sensibilidad del conjunto película-hoja reforzadora empleado. No se conocía la sensibilidad del conjunto película-hoja utilizado en los centros que utilizaban CAE, en los que se recogió el protocolo. Por este motivo, los valores del producto de la dosis por el área, sólo se presentan como orientación.

El equipo de rayos X utilizado para simular los disparos (“grafía”) de estudios “complejos”, no permitía seleccionar tensiones superiores a 120 kVp, razón por la que, también a título indicativo, se utilizaron los cGy x cm² obtenidos con 120 kVp, para simular disparos hechos con tensiones superiores (a 130 kVp la mayoría). Es lógico pensar que con 130 kVp se obtendrían valores de dosis por el área mayores.

TIPO DE ESTUDIO: GDD

CENTRO: H. "La Princesa"

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFpl	cGy x cm2			
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN	IMAGEN										
1	1	pliegues gástricos											12	15	120	30						76		
	2	"											12	15	120	30	De 12 a 30 mAs.					76		
	3	"											12	15	120	30						76		
	4	"											12	15	120	30						76		
2	1	esófago											12	43	120	30						189		
	2	"											12	43	120	30						189		
	3	"											12	43	120	30	La imagen n° 7 (estómago LA) también se hace en ocasiones en un tamaño de 24 x 30.					189		
3	1	bulbo duodenal			1								12	15	120	30						76		
	2	"			1								12	15	120	30						76		
	3	"			1								12	15	120	30						76		
	4	"			1								12	15	120	30						76		
4	1	estómago			1								24	30	120	30						302		
5	1	bulbo duodenal		1									12	15	120	30						76		
	2	"		1									12	15	120	30						76		
	3	"		1									12	15	120	30						76		
	4	"		1									12	15	120	30						76		
6	1	estómago		1									24	30	120	30						302		
7	1	estómago				1					1		35	43	120	30						633		
			0	5	5	1	0	0	0	0	1	0	0											2.716

3. Producto dosis-área en "grafía", en estudios "complejos".

CENTRO: PRI

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO			kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN									
1	1	esófago	1									1		10	40	110	CAE			105	15	
	2	"	1									1		10	40	110	CAE			105	15	
	3	"	1									1		10	40	110	CAE			105	15	
2	1	estómago		1								1		24	30	110	CAE			105	27	
3	1	estómago		1			1							24	30	110	CAE			105	27	
4	1	esófago-estómago			1				1					13	20	120	CAE			105	9	
	2	"			1				1					13	20	120	CAE			105	9	
	3	"			1				1					13	20	120	CAE			105	9	
5	1	estómago			1							1		24	30	120	CAE			105	24	
6	1	estómago				1					1			24	30	120	CAE			105	24	
7	1	bulbo duodenal				1					1			13	20	120	CAE			105	9	
	2	"				1					1			13	20	120	CAE			105	9	
	3	"				1					1			13	20	120	CAE			105	9	
8	1	bulbo duodenal		1								1		10	20	120	CAE			105	7	
	2	"		1								1		10	20	120	CAE			105	7	
	3	"		1								1		10	20	120	CAE			105	7	
	4	"		1								1		10	20	120	CAE			105	7	

3 6 4 4 0 1 3 4 9 0

229

CENTRO: PR2

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2	
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN									
1	1	esófago			1							1		8	30	100	12			100		30
	2	"			1							1		8	30	100	12			100		30
	3	"			1							1		8	30	100	12			100		30
2	1	estómago (con aire) Hampton		1								1		24	30	120	12			100		112
3	1	bulbo duodenal (con papilla)				1					1			15	24	120	25			100		125
	2	"				1					1			15	24	120	25			100		125
4	1	bulbo duodenal (con aire)		1							1			15	24	120	16			100		84
	2	"		1							1			15	24	120	16			100		84
5	1	estómago (con papilla)			1					1				24	30	120	12			100		112
6	1	estómago			1						1			24	30	120	16			100		169
0 3 5 2 0 0 1 2 7 0																					901	
1	1	esófago			1							1		8	30	110	16			100		46
	2	"			1							1		8	30	110	16			100		46
	3	"			1							1		8	30	110	16			100		46
2	1	estómago (con aire) Hampton		1								1		24	30	124	20			100		201
3	1	bulbo duodenal (con papilla)				1					1			15	24	124	32			100		161
	2	"				1					1			15	24	124	32			100		161
4	1	bulbo duodenal (con aire)		1							1			15	24	124	25			100		125
	2	"		1							1			15	24	124	25			100		125
5	1	estómago (con papilla)			1					1				24	30	124	20			100		201
6	1	estómago			1						1			24	30	124	25			100		252
0 3 5 2 0 0 1 2 7 0																					1.364	

* En este centro (PR2) se presentan dos protocolos, por los distintos valores de mAs que pueden utilizar.

CENTRO: PR9

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	esófago	1							1			12	35	90	50,4	420	0,12			167
	2	"								1			12	35	90	50,4	420	0,12			167
	3	"					1						12	35	90	50,4	420	0,12			167
2	1	estómago	1				1						24	30	100	67,2	420	0,16			505
3	1	estómago		1						1			24	30	100	67,2	420	0,16			505
4	1	estómago			1					1			24	30	100	67,2	420	0,16			505
5	1	bulbo duodenal		1									12	15	106	67,2	420	0,16			225
	2	"		1									12	15	106	67,2	420	0,16			225
	3	"		1									12	15	106	67,2	420	0,16			225
	4	"		1									12	15	106	67,2	420	0,16			225
6	1	bulbo duodenal			1								12	15	106	67,2	420	0,16			225
	2	"			1								12	15	106	67,2	420	0,16			225
	3	"			1								12	15	106	67,2	420	0,16			225
	4	"			1								12	15	106	67,2	420	0,16			225
			2	5	5	0	0	2	0	0	4	0	Utilizan película FUJI SUPER HRG (línea verde).								3.816

CENTRO: USL UDINE (sala IR1-4)

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	esófago	1								1		12	15	130	CAE					7
	2	"	1								1		12	15	130	CAE					7
	3	"	1								1		12	15	130	CAE					7
	4	"	1								1		12	15	130	CAE					7
2	1	estómago				1					1		24	30	130	CAE					24
3	1	bulbo duodenal				1					1		12	15	130	CAE					7
	2	"				1					1		12	15	130	CAE					7
	3	"				1					1		12	15	130	CAE					7
	4	"				1					1		12	15	130	CAE					7
4	1	bulbo duodenal				1					1		9	12	130	CAE					4
	2	"				1					1		9	12	130	CAE					4
	3	"				1					1		9	12	130	CAE					4
	4	"				1					1		9	12	130	CAE					4
5	1	estómago		1							1		24	30	130	CAE					24
6	1	estómago		1					1				24	30	130	CAE					24
7	1	fundus gástrico				1				1			18	24	130	CAE					15
8	1	bulbo duodenal		1							1		9	12	130	CAE					4
	2	"		1							1		9	12	130	CAE					4
	3	"		1							1		9	12	130	CAE					4
	4	"		1							1		9	12	130	CAE					4
9	1	estómago	1						1				24	30	130	CAE					24
10	1	estómago	1							1			24	30	130	CAE					24
11	1	intestino delgado		1					1				35	35	130	CAE					45

6 7 0 10 0 0 3 2 18 0

268

CENTRO: USL UDINE (sala IR2-5)

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFpl	cGy x cm2	
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN									
1	sólo escopia	esófago	1					1							95							
2	1	estómago		1					1				24	30	110	CAE						27
3	1	estómago	1						1				24	30	110	CAE						27
4	1	bulbo duodenal	1							1			12	18	110	CAE						8
	2	"		1						1			12	18	110	CAE						8
5	sólo escopia	intestino delgado		1																		
			3	3	0	0	0	1	2	0	2	0										

70

TIPO DE ESTUDIO: TI

CENTRO: H. "La Princesa"

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP/DFp	cGy x cm2	
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	pliegues gástricos											12	15	120	30					76
	2	"											12	15	120	30					76
	3	"											12	15	120	30					76
	4	"											12	15	120	30					76
2	1	esófago											12	43	120	30					189
	2	"											12	43	120	30					189
	3	"											12	43	120	30					189
3	1	bulbo duodenal				1							12	15	120	30					76
	2	"				1							12	15	120	30					76
	3	"				1							12	15	120	30					76
	4	"				1							12	15	120	30					76
4	1	estómago				1							24	30	120	30					302
5	1	bulbo duodenal				1							12	15	120	30					79
	2	"				1							12	15	120	30					79
	3	"				1							12	15	120	30					79
	4	"				1							12	15	120	30					79
6	1	estómago				1							24	30	120	30					302
7	1	estómago							1				35	43	120	30					633
8	1	intestino				1				1			35	43	120	16					272
9	1	ileon terminal											12	15	120	16					39
	2	"											12	15	120	16					39
	3	"											12	15	120	16					39
	4	"											12	15	120	16					39
			0	6	5	1	0	1	0	1	0	0									428

En este estudio se incluye un estudio gastroduodenal previo. El tránsito intestinal incluye las 5 imágenes de las placas nº 8 y 9. El producto de la dosis por el área total indicado, es el correspondiente a esas dos placas.

En el estudio del ileon terminal se pueden incluir de 2 a 4 imágenes en la placa de 24 x 30.

CENTRO: PR1

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	estómago		1							1		24	30	120	CAE			105		24
2	1	estómago			1						1		24	30	120	CAE			105		24
3	1	intestino			1				1				24	30	120	CAE			105		24
4	1	intestino			1				1				30	40	120	CAE			105		40
5	1	intestino			1				1				30	40	120	CAE			105		40
6	1	FID (con compresión)		1							1		15	24	120	CAE			105		12
	2	"		1							1		15	24	120	CAE			105		12
0 3 4 0 0 0 3 0 4 0																					176

CENTRO: PR2

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen (a los 30')			1				1				35	43	120	12			100		243
2	1	abdomen (a los 60')			1				1				35	43	120	12			100		243
3	1	abdomen (a los 120')			1				1				35	43	120	12			100		243
4	1	ileon terminal		1				1					15	24	120	16			100		84
	2	"		1							1		15	24	120	16			100		84
0 2 3 0 0 1 3 0 1 0																					897
1	1	abdomen (a los 30')			1				1				35	43	124	16			100		272
2	1	abdomen (a los 60')			1				1				35	43	124	16			100		272
3	1	abdomen (a los 120')			1				1				35	43	124	16			100		272
4	1	ileon terminal		1				1					15	24	124	20			100		100
	2	"		1							1		15	24	124	20			100		100
0 2 3 0 0 1 3 0 1 0																					1.016

* En este centro (PR2) se presentan dos protocolos, por los distintos valores de mAs que pueden utilizar.

CENTRO: PR9

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO					DFP/DFp	cGy x cm2				
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN	kVp	mAs	mA	ms						
1	1	esófago	1								1					12	35	90	50,4	420	0,12		167
	2	"									1					12	35	90	50,4	420	0,12		167
	3	"							1							12	35	90	50,4	420	0,12		167
2	1	estómago	1						1							24	30	100	67,2	420	0,16		505
3	1	estómago		1							1					24	30	100	67,2	420	0,16		505
4	1	estómago			1						1					24	30	100	67,2	420	0,16		505
5	1	bulbo duodenal		1												12	15	106	67,2	420	0,16		225
	2	"		1												12	15	106	67,2	420	0,16		225
	3	"		1												12	15	106	67,2	420	0,16		225
	4	"		1												12	15	106	67,2	420	0,16		225
6	1	bulbo duodenal			1											12	15	106	67,2	420	0,16		225
	2	"			1											12	15	106	67,2	420	0,16		225
	3	"			1											12	15	106	67,2	420	0,16		225
	4	"			1											12	15	106	67,2	420	0,16		225
7	1	estómago		1					1							35	35	76	210	420	0,5		1.466
8	1	abdomen			1					1						35	35	76	210	420	0,5		1.466
9	1	abdomen (a la 1/2 h)			1					1						35	35	76	210	420	0,5		1.466
10	1	abdomen (a 1 h)			1					1						35	35	76	210	420	0,5		1.466
11	1	abdomen (a 1 h y 1/2)			1					1						35	35	76	210	420	0,5		1.466

2 6 9 0 0 3 4 0 4 0 Utilizan película FUJI SUPER HRG (línea verde). 7.330

Se puede hacer hasta 2 imágenes más, con las características de las nº 9, 10 y 11.

TIPO DE ESTUDIO: EO

CENTRO: Ambul. "Avda. de Portugal"

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2		
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN										
1	1	abdomen		1				1					35	43	70	69			110	76	532		
2	1	recto-sigma		1				1					24	30	120	12,5			110	76	116		
3	1	ángulo hepático		1							1		20	30	120	12,5			110	76	97		
	2	ángulo esplénico		1							1		20	30	120	12,5			110	76	97		
4	1	abdomen		1				1					35	43	125	40			110	76	804		
5	1	abdomen			1				1				35	43	125	12,5			110	76	244		
6	1	abdomen postevacuación		1				1					35	43	125	12,5			110	76	244		
7	1	recto				1					1		24	30	135	40			110	76	384		
			0	6	1	1	0	4	1	1	2	0											2.518

CENTRO: H. "La Princesa"

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2		
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN										
1	1	recto-sigma											24	30	120	20					201		
2	1	ángulo esplénico											24	30	120	20					201		
3	1	ángulo hepático											24	30	120	20					201		
4	1	ciego (con compresión)											24	30	120	20					201		
5	1	colon			1				1				35	43	120	20					356		
6	1	abdomen postevacuación											35	43	120	20					356		
7	1	recto-sigma (angulada)											30	40	120	20					299		
8	1	colon				1					1		35	35	120	20					306		
			0	0	1	1	0	0	1	1	0	0											2.121

1	1	recto-sigma										24	30	120	25					252
2	1	ángulo esplénico										24	30	120	25					252
3	1	ángulo hepático										24	30	120	25					252
4	1	ciego (con compresión)										24	30	120	25					252
5	1	colon			1				1			35	43	120	25					546
6	1	abdomen postevacuación										35	43	120	25					546
7	1	recto-sigma (angulada)										30	40	120	25					371
8	1	colon				1				1		35	35	120	25					379
0 0 1 1 0 0 1 1 0 0																			2.850	

* En este centro (II. "La Princesa") se presentan dos protocolos ya que pueden utilizar 20 o 25 mAs.

CENTRO: PR1

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen		1				1					35	43	65	CAE			105		262
2	1	ampolla rectal		1						1			24	30	120	CAE			105		24
3	1	ampolla rectal				1					1		24	30	120	CAE			105		24
4	1	ampolla rectal		1						1			24	30	120	CAE			105		24
5	1	ángulo esplénico		1						1			24	30	120	CAE			105		24
6	1	ángulo hepático		1						1			24	30	120	CAE			105		24
7	1	válvula ileocecal		1				1					15	24	120	CAE			105		12
	2	"		1				1					15	24	120	CAE			105		12
8	1	abdomen			1				1				35	43	120	CAE			150		51
9	1	ampolla rectal (angulada 20°)			1					1			30	40	120	CAE			105		40
10	1	abdomen postevacuación			1				1				35	43	120	CAE			105		51
0 7 3 1 0 3 2 1 5 0																					548

CENTRO: PR2

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen		1				1				35	43	65	150				100		735
2	1	recto-sigma		1						1		24	30	120	16				100		169
3	1	recto-sigma		1						1		24	30	120	16				100		169
4	1	ángulo esplénico		1						1		24	30	120	16				100		169
5	1	ángulo hepático		1						1		24	30	120	16				100		169
6	1	conjunto abdomen			1				1			35	43	120	12				100		243
7	1	abdomen postevacuación			1				1			35	43	120	12				100		243
0 5 2 0 0 1 2 0 4 0																				1.897	
1	1	abdomen		1				1				35	43	70	200				100		1.283
2	1	recto-sigma		1						1		24	30	124	25				100		252
3	1	recto-sigma		1						1		24	30	124	25				100		252
4	1	ángulo esplénico		1						1		24	30	124	25				100		252
5	1	ángulo hepático		1						1		24	30	124	25				100		252
6	1	conjunto abdomen			1				1			35	43	124	20				100		356
7	1	abdomen postevacuación			1				1			35	43	124	20				100		356
0 5 2 0 0 1 2 0 4 0																				3.003	

* En este centro (PR2) se presentan dos protocolos, por los distintos valores de mAs que pueden utilizar.

CENTRO: PR9

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2		
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN										
1	1	abdomen		1				1					35	43	70	210	420	0,5			1.348		
2	1	sigma-recto (angulada CC)			1					1			18	24	70	336	420	0,8			733		
3	1	sigma			1						1		15	24	70	336	420	0,8			727		
	2	"			1						1		15	24	70	336	420	0,8			727		
4	1	ángulos hepático y esplénico			1						1		15	24	65	210	420	0,5			402		
	2	"			1						1		15	24	65	210	420	0,5			402		
5	1	abdomen			1					1			35	35	68	252	420	0,6			1.400		
6	1	abdomen postevacuación			1					1			35	43	68	252	420	0,6			1.524		
7	1	proyección de Fischer											35	43	68	252	420	0,6			1.524		
											0	1	7	0	0	1	3	0	4	0	Utilizan película FUJI SUPER HRG (línea verde).		8.787

CENTRO: USL UDINE (sala IR1-4)

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2		
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN										
1	1	recto			1						1		24	30	130	CAE					24		
2	1	recto-sigma			1						1		24	30	130	CAE	En ocasiones se hace una rotación primero a decúbito LAD y después a decúbito LAI (sólo con fluoroscopia).				24		
3	1	recto-sigma	1								1		24	30	130	CAE					24		
4	1	recto-sigma		1							1		24	30	130	CAE					24		
5	1	recto-sigma		1							1		24	30	130	CAE					24		
6	1	colon ascendente		1							1		24	30	130	CAE					24		
7	1	abdomen		1						1			35	35	130	CAE					45		
8	1	abdomen	1							1			35	35	130	CAE					45		
9	1	ángulo esplénico	1								1		24	30	130	CAE					24		
10	1	ángulo hepático	1								1		24	30	130	CAE					24		
11	1	abdomen postevacuación		1							1		35	35	130	CAE					45		
											4	5	2	0	0	2		1	3	5	0		

CENTRO: U.SL. UDINE (sala IR2-5)

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2			
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN											
1	1	abdomen		1						1				35	35	110	CAE					55		
2	1	abdomen	1							1				35	35	110	CAE					55		
3	1	recto-sigma		1							1			24	30	110	CAE					27		
4	1	recto-sigma		1							1			24	30	130	CAE					24		
5	1	ángulo hepático	1								1			24	30	110	CAE					27		
6	1	ángulo esplénico	1								1			24	30	110	CAE					27		
			3	3	0	0	0	0	0	2	1	3	0											215

TIPO DE ESTUDIO: UIV

CENTRO: H. "La Princesa"

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen		1				1					35	43	60	180					850
2	1	riñones											30	40	60	180					737
3	1	5 min.											35	43	60	180					850
4	1	15 min.											35	43	60	180					850
5	1	vejiga											24	30	60	180					500
			0	1	0	0	0	1	0	0	0	0									3.787
1	1	abdomen		1				1					35	43	60	250					1.188
2	1	riñones											30	40	60	250					1.040
3	1	5 min.											35	43	60	250					1.188
4	1	15 min.											35	43	60	250					1.188
5	1	vejiga											24	30	60	250					700
			0	1	0	0	0	1	0	0	0	0									5.304

*De 60 a 70 kVp, y de 180 a 250 mAs.
*La imagen n° 4 en ocasiones se hace en un tamaño 30 x 40 o de 3.5 x 4.3.

* En este centro (H. "La Princesa") se presentan dos protocolos, por los distintos valores de mAs que pueden utilizar.

CENTRO: PR1

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen		1				1					35	43	70	CAE			105		214
2	1	abdomen (con contraste)		1				1					35	43	70	CAE			105		214
3	1	riñones		1				1					30	40	70	CAE			105		171
4	1	abdomen (con contraste)		1				1					35	43	70	CAE			105		214
5	1	vejiga		1				1					24	30	70	CAE			105		103
6	1	vejiga postmiccional		1				1					24	30	70	CAE			105		103
			0	6	0	0	0	6	0	0	0	0									1.019

CENTRO: PR2

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen		1				1					35	43	65	150			100		735
2	1	abdomen 5'		1				1					35	43	65	150			100		735
3	1	abdomen 15'		1				1					35	43	65	150			100		735
4	1	abdomen 30'		1				1					35	43	65	150			100		735
5	1	vejiga		1				1					24	30	60	150			100		414
6	1	vejiga postmiccional		1				1					24	30	60	150			100		414
0 6 0 0 0 6 0 0 0 0 0																					3.768
1	1	abdomen		1				1					35	43	70	200			100		1.283
2	1	abdomen 5'		1				1					35	43	70	200			100		1.283
3	1	abdomen 15'		1				1					35	43	70	200			100		1.283
4	1	abdomen 30'		1				1					35	43	70	200			100		1.283
5	1	vejiga		1				1					24	30	65	200			100		766
6	1	vejiga postmiccional		1				1					24	30	65	200			100		766
0 6 0 0 0 6 0 0 0 0 0																					6.664

* En este centro (PR2) se presentan dos protocolos, por los distintos valores de mAs que pueden utilizar.

CENTRO: PR9

Nº	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN								
1	1	abdomen		1				1					35	43	68	252	420	0,6			1.524
2	1	5'		1				1					35	43	68	252	420	0,6			1.524
3	1	15"		1				1					35	43	68	252	420	0,6			1.524
4	1	30"		1				1					35	43	68	252	420	0,6			1.524
5	1	vejiga postmiccional		1				1					18	24	64	210	420	0,5			375
0 5 0 0 0 5 0 0 0 0 0																					6.471
6	1	vejiga		1							1		15	24	70	252	420	0,6			478
7	2	"		1							1		15	24	70	252	420	0,6			478
0 7 0 0 0 5 0 0 2 0																					7.427

En el caso de patología prostática, se hacen también las imágenes n° 6 y 7.

Utilizan película FUJI SUPER HRG (línea verde).

CENTRO: USL UDINE (sala IR1-2)

N°	SERIACION	AREA EXPLORADA	POSICION PACIENTE					ENTRADA DEL HAZ					TAMAÑO		kVp	mAs	mA	ms	DFP	DFp	cGy x cm2		
			BP	Ds	DP	DL	OT	AP	PA	LA	OB	OT	IMAGEN										
1	1	abdomen		1				1					35	43	70	CAE						214	
2	1	tomografía riñones		1				1					24	30	70	110	110	1				411	
3	1	tomografía riñones		1				1					24	30	70	110	110	1				411	
4	1	tomografía riñones		1				1					24	30	70	110	110	1				411	
5	1	riñones (transversa)		1				1					24	30	70	CAE						103	
6	1	abdomen		1				1					35	43	70	CAE						214	
7	1	vejiga		1				1					24	30	70	CAE						103	
7	1	vejiga postmiccional		1				1					24	30	70	CAE						103	
			0	8	0	0	0	8	0	0	0	0											1,970

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

ACR, 1991a. ACR for performance of adult barium enema examinations. American College of Radiology ACR Standards.

ACR, 1991b. ACR Standard for excretory urography. American College of Radiology ACR Standards.

ALTARAS, J., PARRELLA, R.E., 1980. L'esame radiologico del colon. Atlante di radiologia del colon e del retto. Ed. Libreria Cortina, Verona. Giesen - Alemania.

ARRANZ, L., 1993. Perspectivas de la protección radiológica ante el desarrollo de las nuevas tecnologías médicas con radiaciones ionizantes. Radioprotección, N° 1, 31-44.

BANCO DE ESPAÑA, 1993. Informe Cuentas Financieras de la Economía Española (1983-1992).

BÄULM, A., 1982. WHO-Training Workshop on Quality Control and Assurance in Diagnostic Radiology. Practical Exercises: Film Processing and Viewing Equipment (Bundesgesundheitsam. Institut für Strahlenhygiene).

BEENTJES, L.B., & TIMMERMANS, C.W.M., 1990. Age and sex specific radiographic examination frequency in the Netherlands. The British Journal of Radiology, Vol. 63, 691-697.

BENINSON, D., & SOWBY, D., 1985. Age and sex dependent weighting factors for medical irradiation. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 11, No. 1, 57-60.

BLUME, H. & KAMIYA, K., 1987. Auto-ranging and normalization versus histogram

modification for automatic processing of digital radiography. SPIE Med. Imaging, No. 767, 371-383.

BRETTLE, D.S., WARD, S.C., PARKIN, G.J.S., COWEN, A.R. & SUMSION, H.J., 1994. A clinical comparison between conventional and digital mammography utilizing computed radiography. The British Journal of Radiology, Vol. 67, No. 797, 464-468.

BUSCH, H.P. & GEORGI, M. (Eds.), 1992. Digital Radiography. Workshop Quality Assurance and Radiation Protection. Mannheim, 7-9 May.

CALZADO, A., VAÑO, E., MORAN, P., CASTELLOTE, C., RUIZ, S., & GONZALEZ, L., 1991. Estimation of doses to patients from "complex" conventional X-ray examinations. The British Journal of Radiology, Vol. 64, 539-546.

CALZADO, A., RUIZ SANZ, S. & MELCHOR, M., 1992. Estudio dosimétrico de los exámenes diagnósticos con tomografía computerizada en la Comunidad Autónoma de Madrid 1991. Cátedra de Física Médica, Departamento de Radiología y Medicina Física, Facultad de Medicina, Universidad Complutense, 28040 Madrid.

CAMERON, J.R., SUNTHARALINGAM, N. & KENNEY, G.N., 1968. Thermoluminescent Dosimetry. University of Wisconsin, Madison.

CASSELDEN, P.A., 1988. Ocular lens dose in cerebral vascular imaging. The British Journal of Radiology, Vol. 61, 202-204.

CEC, 1990a. Radiation Protection Research and Training Programme. Review. Radiation Protection Programme 1960-89. Synopsis of results 1985-89. CEC. EUR 13200 EN.

CEC, 1990b. *Criterios de Calidad de las Imágenes de Radiodiagnóstico*. Documento de Trabajo, junio de 1990, 2ª edición (CEC, Brussels).

CEC, 1992a. *Criterios de Calidad de las Imágenes de Radiodiagnóstico en Pediatría*. Programa Comunitario de Protección contra las Radiaciones. Sociedad Europea de Radiología Pediátrica (Lake Starnberg Group). Proyecto de Documento de Trabajo. Junio de 1992.

CEC, 1992b. *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*. Ref. V/775/92 (2).

CHU, W.K., FERGUSON, S., WUNDER, B., SMITH, R. & VANHOUTTE, J.J., 1982. A two year reject/retake profile analysis in paediatric radiology. *Health Physics*, Vol. 42, 53-59.

CITTADINI, G., COLAGRANDE, C., CORSI, M., FANUCCI, A., MODESTO, A., ROLLANDI, G.A., RUSSO, S., SILVESTRI, E. & VECCHIOLI, A., 1986. *Tecnica di studio a doppio contrasto del tubo digerente. La via italiana*. ECIG, Genova.

CUNNINGHAM, J.D., HOWETT, D. & HONE, C., 1988. *Survey of diagnostic radiology in the Republic of Ireland*. The Nuclear Energy Board, Dublin.

DALLA PALMA, L., STACUL, F., POZZI-MUCELLI, F., CONTENUTO, G. & PADOVENI, R., 1989. Urography: optimization of the technique to lower patient exposure. *Optimization of image quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. (B. M. Moores, B. F. Wall, H. Eriskat et al., eds.). British Institute of Radiology, Report 20, 200-202.

DANCE, D.R., 1990. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation

of mean glandular breast dose. *Physics in Medicine & Biology*. Vol 35, No. 9, 1.211-1.219.

DREXLER, G., PANZER, W., WIDENMAN, L., WILLIAMS, G., & ZANKL, M., 1984. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part III: Organ Doses in X-ray Diagnosis. GSF-Bericht S-1026. Gesellschaft für Strahlen-und Umweltforschung MBH, München, Germany.

DREXLER, G., 1992. The dosimetric quantities in the new ICRP recommendations. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 43, No. 1/4, 93-98.

FAULKNER, K. & BRAMALL, G., 1985. Radiation doses received by patients during barium meal investigations under automatic brightness control. *The British Journal of Radiology*, Vol. 58, 31-34.

FAULKNER, K., KOTRE, C.J. & LAVALLE, M.I., 1989. Image quality and radiation dose in digital fluorography. *Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. (B.M. Moores, B.F. Wall, H. Eriskat et al., eds.). British Institute of Radiology, Report 20. 156-158.

FERNANDEZ, M.I., FRAILE, E., MARTEL, J., CARDENAS, J.L., JIMENEZ, D., MONTERO, D. & MARTIN SANTOS, F.J., 1992. Mamografía digital con soporte de imagen luminiscente y fotoestimulable por láser. *Radiología*, Vol. 34, 511-519.

GARCIA, J.M., 1990. Automatización en dosimetría biológica. I Reunión Internacional sobre Dosimetría Biológica. Hospital General "Gregorio Marañón", Madrid, 30 de noviembre y 1 de diciembre de 1990.

GETERUD, K., LARSSON, A. & MATTSSON, S., 1989. Radiation dose to patients and personnel during fluoroscopy at percutaneous renal stone extraction. *Acta. Radiol.* 30, 201-206.

GFIRNER, H. & SCHENK, 1992. Low dose LiF thermoluminescence dosimetry for use in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 43, No 1/4, 171-174.

GONZALEZ, L. & VAÑO, E., 1988. Proyecto sobre evaluación de riesgos y control de calidad en instalaciones de radiodiagnóstico. I. Planteamiento del proyecto. *Radiología*, Vol. 30, No. 5, 273-278.

GREENE, R.E. & OESTMANN, J.W., 1992. *Computed digital radiography in clinical practice*. Thieme Medical Publishers. New York.

GUIBELALDE, E., VAÑO, E. & LLORCA, A.L., 1990. Quality assurance of viewing boxes: proposal for establishing minimum requirements and results from a Spanish quality control programme. *The British Journal of Radiology*, Vol. 63, 564-567.

GUIBELALDE, E., FERNANDEZ, F.M., VAÑO, E., LLORCA, A. & RUIZ, M.J., 1994. Image quality and patient dose for different screen-film combinations. *The British Journal of Radiology*, Vol. 67, 166-173.

HARNED, R.K., WOLF, G.L. & WILLIAMS, S.M., 1980. Preliminary abdominal films for gastrointestinal examinations: How efficacious?. *Gastrointest. Radiol.*, 5, 343-347.

HART, D. & WALL, B.F., 1990. Study of causes of variation in doses to patients from X-ray examinations. NRPB-M212.

HART, D. & SHRIMTON, P.C., 1991. The significance of patient weight when comparing X-ray room performance against guideline levels of dose. *The British Journal of Radiology*, Vol. 64, 771-772.

HATRMAN, E. & STIEVE, F. E., 1989. Quality Control of Radiographic Illuminators and Associated Viewing Equipment. BIR Report 18 (BIR, London), 135-137.

HENSHAW, T., 1992. Intensificadores de imagen. Sistemas de TV. Curso sobre: Garantía de Calidad y Protección Radiológica en Radiodiagnóstico: Calidad de Imagen y Reducción de Dosis. ERPET (European Radiation Protection Education and Training). CIEMAT. Instituto de Estudios de la Energía, Madrid, noviembre de 1992.

HENTSCHEL, F., 1989. Risiko und Stellenwert der konventionellen Myelographie unter Berücksichtigung der Strahlenbelastung des Patienten. *Psychiatr., Neurol. Med. Psychol.* 41, 31-37.

HORTON, D., COOK, A.M. & TAYLOR, A.D., 1992. Audit in action: significant reduction of double-contrast barium enema screening time with no loss of examination quality. *The British Journal of Radiology*, Vol. 65, 507-509.

HOSKINS, P.R. & WILLIAMS, J.R., 1992. Influence of the radiologist grade on fluoroscopic patient dose. *The British Journal of Radiology*, Vol. 65, 1.119-1.123.

HUDA, W. & BISSESSUR, K., 1990. Effective dose equivalents, H_e , in diagnostic radiology. *Medical Physics*, Vol. 17, No. 6, 998-1.003.

HUDA, W., McLELLAN, J. & McLELLAN, Y., 1991. How will new definition of "effective dose" modify estimates of dose in diagnostic radiology?. *J. Radiol. Prot.*, 11, 241-247.

HUGHES, S., 1993. Radiation exposure in the UK. NRPB Radiological Protection Bulletin, No. 145, 10-12.

IAEA, 1986. Biological Dosimetry: Chromosomal Aberration Analysis for Dose Assessment. Technical Reports Series No. 260. Viena.

ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Annals of the ICRP, Vol. 1, No. 3.

ICRP, 1982. Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine. ICRP Publication 33. A report of Committee 3 of the International Commission on Radiation Protection. Pergamon Press, Oxford.

ICRP, 1991. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP, Vol. 21, No. 1-3.

ICRU, 1992. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. ICRU Report 46.

IEC 601-7-7, 1987. Medical Electrical Equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of high-voltage generators of diagnostic X-ray generators. First edition. International Electrotechnical Commission.

INSALUD, 1989. Area 7. Hospital Universitario de San Carlos. Memoria 1989 (Ministerio de Sanidad y Consumo, Madrid).

IPSM, 1989. Commissioning and Routine testing of Mammographic X-Ray Systems. The Institute of Physical Sciences in Medicine. New York.

JONES, D.G., & WALL, B.F., 1985. Organ doses from medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques. NRPB Report NRPB R-186 (HMSO, London).

KIRKPATRICK, A., TÖRNBERG, S. & THIJSEN, 1993. European guidelines for quality assurance in mammography screenig. Final Report. Medicine and Health. Commission of the European Communities. EUR 14821 EN.

LEE, K.R., SIEGEL, E.L., TEMPLETON, A.W., DWYER, S.J., MURPHEY, M.D. & WETZEL, L.H., 1991. State of the art digital radiography. *Radiographics*, 11, 1.013-1.025.

LLORCA, A.L., GUIBELALDE, E., FERNANDEZ, J.M. & VAÑO, E., 1993a. Estudio comparativo de películas para radiología convencional. *Radiología*, Vol. 35, 35-42.

LLORCA, A.L., 1993b. Utilización de maniqués en control de calidad de la imagen en radiodiagnóstico. Tesis doctoral. Departamento de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

LLOYD, D., 1990. Biological dosimetry by cytogenetic methods. I Reunión Internacional sobre Dosimetría Biológica. Hospital General "Gregorio Marañón". Madrid, 30 de noviembre y 1 de diciembre de 1990.

MACCIA, C., BENEDITTINI, M., & LEFAURE, C., 1988. Doses to patients from diagnostic radiology in France. *Health Physics*, 54, 397-408.

MACCIA, C., ARICHE-COHEN, M., SEVERO, C. & NADEAU, X., 1993a. The 1991 CEC Trial on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. CEC

contract N°: BI 7 00 75.

MACCIA, C., NADEAU, X. & COHEN-ARICHE, M., 1993b. La qualité de l'image et la dose des clichés pulmonaires en radiopédiatrie: comparaison entre la radiologie conventionnelle et le système Fuji FCR AC-1. N° 92-15.

MARCO, M.L., GONZALEZ, L., DELGADO, V., VAÑO, E. & MORAN, P., 1985. Calibración y determinación experimental de la respuesta relativa de dosímetros de LiF (TLD-100) para ^{60}Co y rayos X de 60 kVp. Junta de Energía Nuclear 577 (Sp ISSN 0081-3397), Madrid.

MARTEL, J., MARTIN SANTOS, F.J., IZQUIERDO, C., CRUZ, M.A., AGUADO, F., ESCRIBANO, J. & JIMENEZ, M.D., 1992. Características técnicas del sistema de radiografía computarizada. Radiología, Vol. 34, No. 7, 473-480.

MARTIN, C.J., DARRAGH, C.L., MCKENZIE, G.A. & BAYLISS, A.P., 1993. Implementation of a programme for reduction of radiographic doses and results achieved through increases in tube potential. The British Journal of Radiology, Vol. 66, No. 783, 228-233.

METTLER, F.A., DAVIS, M. MOSELEY, R.D., & KELSEY, C.A., 1986. The effect of utilizing age and sex dependent factors for calculating detriment from medical irradiation. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 15 No. 4, 269-271.

MONTERO, D., ALVAREZ, M.C., FRAILE, E., CRUZ, M.A., FERNANDEZ, M.I., AGUADO, F. & MARTIN SANTOS, F.J., 1992. Estudio comparativo de la fiabilidad diagnóstica de la radiografía de tórax analógica y digital realizada con soporte de imagen luminiscente fotoestimulable por láser. Radiología, Vol. 34, No. 7, 491-501.

MOORES, B.M., WATKINSON, S.A., HENSHAW, E.T. & PEARCY, B.J., 1987. Practical Guide to Quality Assurance in Medical Imaging. John Wiley & Sons, Chichester.

MORAN, P., CHEVALIER, M. & VAÑO, E., 1994. Comparative study of dose values and image quality in mammography in the area of Madrid. The British Journal of Radiology, Vol. 67, No. 798, 556-563.

MORENO, A. 1991. Hospital Universitario de San Carlos. Director médico. Comunicación privada. 29/07/1991.

NRPB, 1990. Patient Dose Reductions in Diagnostic Radiology. Report by the Royal College of Radiologists and the National Radiological Protection Board. NRPB. Documents of the NRPB, Vol. 1, No 3.

NRPB, 1992. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. Institute of Physical Sciences in Medicine. National Radiological Protection Board. College of Radiographers.

NRPB, 1993. Occupational, Public and Medical Exposure. Guidance on the 1990 Recommendations of the ICRP. Documents of the NRPB, Vol. 4, No. 2.

OESTMANN, J.B., REICHEL, S. & ROSENTHAL, H., 1989. Digital mammography with storage phosphors: Substantial reductions in photon flux or voltage impair detectability of microcalcifications. Presentado en una reunión del RSNA. Chicago, noviembre.

OP DEN ORTH, J.O., 1979. The standard biphasic-contrast examination of the

stomach and duodenum. Method, results, and radiological atlas. Martinus Nijhoff Medical Division.

PADOVANI, R., CONTENTO, G., FABRETTO, M., MALISAN, M.R., BARBINA, V. & GOZZI, G., 1987. Patient doses and risks from diagnostic radiology in North-east Italy. *The British Journal of Radiology*, Vol. 60, 155-165

PADOVANI, R., y col., 1991. Values of EDE and ED for CT examinations in Italy during the 1988-1990 national survey. (en prensa).

PUKKILA, O., & KARILA, K., 1990. Interventional radiology - a new challenge for radiation protection. Nordic Society for Radiation Protection, Ronneby, Finland.

REAL DECRETO 1252/1985, de 19 de junio, por el que se establece la sujeción a especificaciones técnicas de los generadores de rayos X para radiodiagnóstico médico. B.O.E. num. 179, Sábado 27 de julio de 1985.

RODGERS, D., MATTHEWS, I.P. & ROBERTS, C.J., 1987. Variation in repeat rates between 18 radiology departments. *The British Journal of Radiology*, Vol. 60, 463-468.

ROSENSTEIN, M., 1988. Handbook of selected tissue doses for projections common in diagnostic radiology. HHS Publication (FDA) U. S. Department of Health and Human Services, Rockville, Maryland, 20857, U. S. A., 89-8031.

ROWLEY, K.A., HILL, S.J., WATKINS, R.A. & MOORES, B.M., 1987. An investigation into the levels of radiation exposure in diagnostic examinations involving fluoroscopy. *The British Journal of Radiology*, Vol. 60, 167-173.

RUIZ, M.J., GONZALEZ, L., VAÑO, E., & MARTINEZ, A., 1991. Measurements of radiation doses in paediatric radiology and its dependence on patient age. *The British Journal of Radiology*, Vol. 64, 929-933.

RUSELL, J.G.B. & WEBB, G.A.M., 1987. Valuing the man-sievert in X-ray diagnosis. *The British Journal of Radiology*, Vol. 60, 681-684.

SANCHEZ ALVAREZ-PEDROSA, C., 1986. Diagnóstico por imagen. Tratado de radiología clínica. Interamericana.

SHRIMPTON, P.C. & WALL, B.F., 1982. An evaluation of the Diamentor transmission ionization chamber in indicating exposure-area product ($R \text{ cm}^2$) during diagnostic radiological examinations. *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 27. No. 6, 871-878.

SHRIMPTON, P.C., WALL, B.F., JONES, D.G. & FISHER, E.S., 1984. The measurement of energy imparted during diagnostic X-ray examinations using the Diamentor exposure-area product meter. *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 29, No. 10, 1.199-1.208.

SHRIMPTON, P.C., WALL, B.F., JONES, D.G., FISHER, E.S., HILLIER, M.C. KENDALL, G.M. & HARRISON, R.M., 1986. A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine X-ray examinations in English hospitals. Chilton, NRPB-R200 (London, HMSO).

SHRIMPTON, P.C., 1992. National survey of CT practice in the UK. NRPB, Radiological Protection Bulletin, No 129, 4-9.

SEFM & SEPR, 1993. Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Sociedad Española de Física Médica & Sociedad

Española de Protección Radiológica.

SONODA, M., TAKANO, M., MIYAHARA, J. & KATO, H., 1983. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 148, 833-838.

TAYLOR, C., COWEN, A.R. & WILSON, I.J., 1989. Patient absorbed doses in digital subtraction angiography. Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology. (B.M. Moores, B.F. Wall, H. Eriskat et al., eds.). British Institute of Radiology, Report 20, 200-202.

UNE 20.569, 1975. Protección a la radiación de los equipos médicos de rayos X, de 10 kV a 400 kV. AENOR.

UNE 20.570, 1975. Determinación de las medidas del foco de los tubos de rayos X para radiodiagnóstico por el método estenosκόpico o de micro-orificio. AENOR.

UNE 20.575, 1981. Medida del factor de conversión de los intensificadores de imagen electro-ópticos. AENOR.

UNSCEAR, 1988. Sources, effects and risks of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Report to the General Assembly (UN, New York).

UNSCEAR, 1993. Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 1993 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes (UN, New York).

UNSCEAR, 1993. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 1993

Report to the General Assembly, with Scientific Annexes (UN, New York).

VAÑO, E., GONZALEZ, L., CALZADO, A., MORAN, P. & DELGADO, V., 1989. Some indicative parameters on diagnostic radiology in Spain: first dose estimations. *The British Journal of Radiology*, Vol. 62, 20-26.

VAÑO, E., GONZALEZ, L., CALZADO, A., DELGADO, V., MORAN, P., CHEVALIER, M., GUIBELALDE, E., ORTIZ, E. & RUIZ, M.J., 1991a. Optimization of Protection in Medical Diagnostic Radiology. Final Report. Progress Report Radiation Protection Programme. 1985-89. Vol. 3, 3.347-3.357, CEC-EURATOM, EUR 13268 DE/EN/FR. Brussels.

VAÑO, E., GONZALEZ, L., MACCIA, C., MOORES, M., & PADOVANI, R., 1991b. Recommendations of 1990 from the International Commission of Radiological Protection: implications in diagnostic radiology. Communication to be published in the proceedings of the international conference of implications of the new ICRP recommendations on radiation protection practices. Salamanca (Spain), 26-29 November 1991.

VAÑO, E., GONZALEZ, L., MORAN, P., CALZADO, A., DELGADO, V., FERNANDEZ, J.M., & RUIZ, M.J., 1992a. Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico. *Radiología*, Vol. 34, No. 1, 27-31.

VAÑO, E. & GUIBELALDE, E., 1992b. Revisión sobre características y uso de películas y hojas de refuerzo radiográficas. *Mapfre Medicina*, No. 3, 265-271.

VAÑO, E., VELASCO, A., MORAN, P., GONZALEZ, L. & ALVAREZ PEDROSA, C.S., 1993a. Study of the diagnostic radiology evolution in a big hospital during a five year period and the derived collective dose. *The British Journal of Radiology*, Vol. 66.

No. 790, 892-898.

VAÑO, E., 1993b. Optimization of protection in medical diagnostic radiology. Progress Report Radiation Protection Programme. 1990-91. Volume 3, CEC-EURATOM, EUR 14927 DE/EN/FR. Brussels, 1.383-1.386.

VAÑO, E., GUIBELALDE, E., FALERO, B. & FERNANDEZ, J.M., 1994. Resultados preliminares de un control de películas rechazadas en un servicio de radiodiagnóstico. 5º Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Santiago de Compostela (26 al 29 de abril).

VELASCO, A., VAÑO, E., ICARDO, M. y GOMEZ, C.J., 1991a. La normalización y los equipos electromédicos en radiología. Mapfre Medicina. Vol. 2, N.º 4, 269-273.

VELASCO, A., VAÑO, & MORAN P., 1991b. Evaluación dosimétrica a los pacientes de radiodiagnóstico en una sala de digestivo. VIII Congreso de Física Médica. Sevilla, (25, 26, y 27 de septiembre).

VELASCO, A., SASTRE, J.M., ARRANZ, L., MARTIN SANTOS, F.J., VAÑO, E. & FERRER, N., 1993. Radiografía convencional frente a radiografía digital. Comparación de dosis recibida por los pacientes y calidad de imagen. Medical Physics 93', IX Congreso de Física Médica. Puerto de la Cruz (Tenerife, 22, 23 y 24 de septiembre).

VELASCO, A., ARRANZ, L., SASTRE, J.M., FERRER, N. & VAÑO, E., 1994. El control de calidad en un programa de evaluación dosimétrica de un sistema de radiografía digital. 5º Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Santiago de Compostela (26 al 29 de abril).

WALL, B.F., 1989. Quality control of dose-area product meters. Technical and Physical Parameters for Quality Assurance in Medical Diagnostic Radiology. Tolerances, Limiting Values and Appropriate Measuring Methods. (B.M. Moores, F.E. Stieve, H. Eriskat et al., eds.). British Institute of Radiology, Report 18, 140-142.

WAKTINSON, S., MOORES, B.M. & HILL, S.J., 1984. Reject analysis: its role in quality assurance. *Radiography*, 50, 189-194.

WHO, 1982. *Quality Assurance in Diagnostic Radiology* (World Health Organization, Geneva).

ZANKL, M., PETOUSSI, N., VEIT, R., DREXLER, G., & FENDEL, H., 1989. Organ doses for a child in diagnostic radiology: comparison of a realistic and MIRD-type phantom. Optimization of image quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology. (B. M. Moores, B. F. Wall, H. Eriskat et al., eds.). British Institute of Radiology, Report 20, 196-198.

INDICE DE TABLAS Y FIGURAS.

Tablas.	página
<i>Tabla I:</i>	
Países con nivel de salud I (UNSCEAR, 1993).	3
<i>Tabla II:</i>	
Centros sanitarios participantes en la etapa inicial del proyecto de investigación de la CFM (Programa de la CCE).	16
<i>Tabla III:</i>	
Centros sanitarios visitados desde 1989 hasta 1992 por el grupo de investigadores de la CFM.	17
<i>Tablas IV y V:</i>	
Relación de todos los tipos de estudios (con las claves asignadas) analizados en alguna etapa de la realización de este trabajo.	22 y 23
<i>Tabla VI:</i>	
Agrupaciones de estudios a efectos de estimaciones de dosis, para el HUSC.	24
<i>Tabla VII:</i>	
Valores dados para el factor de calidad Q.	38
<i>Tabla VIII:</i>	
Factores de ponderación de la radiación W_R (ICRP, 1991).	39
<i>Tabla IX:</i>	
Factores de ponderación W_T para tejidos (ICRP, 1977; ICRP, 1991).	40
<i>Tabla X:</i>	
Dosis efectivas en exploraciones de TAC (Padovani, 1991)	41
<i>Tabla XI:</i>	
Valores de referencia de DS para estudios "simples", para la CM (Vañó, 1992a) y para la UE (CEC, 1990b).	46

<i>Tabla XII:</i>	
Valores de referencia del producto dosis-área para estudios “complejos”, dados en un trabajo realizado en el Reino Unido (Shrimpton, 1986).	47
<i>Tabla XIII:</i>	
Valores de dosis efectivas en exploraciones de TAC (Padovani, 1991; Shrimpton, 1992), angiografías periféricas (Maccia, 1988) y cardiopulmonares (Pukkila, 1990; Taylor, 1989).	52
<i>Tabla XIV:</i>	
Valores promedio de DS medidos en niños de la CM (Ruiz, 1991).	53
<i>Tabla XV:</i>	
Factores de conversión de kerma en aire a dosis en órganos en exploraciones pediátricas de cráneo, tórax, abdomen y pelvis (Zankl, 1989)	53
<i>Tabla XVI:</i>	
Puntuaciones máximas posibles de CCI, para cada proyección radiológica evaluada en el HPA con sistemas de imagen convencional y digital.	64
<i>Tabla XVII:</i>	
Dosis equivalente efectiva promedio (mSv) por estudio en el HUSC (1986-1990).	76
<i>Tabla XVIII:</i>	
Número de estudios y dosis efectiva colectiva en el HUSC en 1986.	78
<i>Tabla XIX:</i>	
Número de estudios y dosis efectiva colectiva en el HUSC en 1987.	79
<i>Tabla XX:</i>	
Número de estudios y dosis efectiva colectiva en el HUSC en 1988.	80
<i>Tabla XXI:</i>	
Número de estudios y dosis efectiva colectiva en el HUSC en 1989.	81
<i>Tabla XXII:</i>	
Número de estudios y dosis efectiva colectiva en el HUSC en 1990.	82

<i>Tabla XXIII:</i>	
Número de angiografías y dosis efectiva colectiva en el HUSC desde 1986 hasta 1990.	84
<i>Tabla XXIV:</i>	
Número de estudios de TAC y dosis efectiva colectiva en el HUSC desde 1986 hasta 1990.	85
<i>Tabla XXV:</i>	
Número de estudios de TAC y dosis efectiva colectiva en el HUSC desde 1986 hasta 1990.	86
<i>Tabla XXVI:</i>	
Número de estudios del grupo “otros” y dosis efectiva colectiva en el HUSC desde 1986 hasta 1990.	87
<i>Tabla XXVII:</i>	
Número de estudios del grupo “otros” y dosis efectiva colectiva en el HUSC desde 1986 hasta 1990.	88
<i>Tabla XXVIII:</i>	
Número de imágenes y relación imágenes/estudio en el HUSC en 1986.	95
<i>Tabla XXIX:</i>	
Número de imágenes y relación imágenes/estudio en el HUSC en 1987.	96
<i>Tabla XXX:</i>	
Número de imágenes y relación imágenes/estudio en el HUSC en 1988.	97
<i>Tabla XXXI:</i>	
Número de imágenes y relación imágenes/estudio en el HUSC en 1989.	98
<i>Tabla XXXII:</i>	
Número de imágenes y relación imágenes/estudio en el HUSC en 1990.	99
<i>Tabla XXXIII:</i>	
Producto dosis-área y DS promedio en estudios “complejos” del aparato digestivo, antes y después de sustituir el sistema de fluoroscopia.	102

<i>Tabla XXXIV:</i>	
Producto dosis-área y parámetros técnicos promedio para la realización de estudios “complejos” del aparato digestivo, según el facultativo, antes y después de sustituir el sistema de fluoroscopia.	104
<i>Tabla XXXV:</i>	
DS en centros sanitarios de la CM (1989-1992). Resultados de 48 evaluaciones dosimétricas.	107
<i>Tabla XXXVI:</i>	
DS en mamografías de centros sanitarios de la CM (1989-1992). Resultados de 39 evaluaciones dosimétricas.	109
<i>Tabla XXXVII:</i>	
DS medidas en centros sanitarios participantes en el “Trial” de 1991 de la UE.	110
<i>Tablas XXXVIII, XXXIX y XL:</i>	
Evaluación de un sistema de RC. DS medidas en el HPA (1993), antes y después de la optimización de equipos y procedimientos técnicos de realización de las exploraciones.	117, 118 y 119
<i>Tablas XLI y XLII:</i>	
Evaluación de un sistema de RC. Parámetros técnicos empleados para la realización de las exploraciones en el HPA (1993), antes y después de la optimización.	123 y 124
<i>Tabla XLIII:</i>	
Resultados de la evaluación de la calidad de las imágenes con objetos de test.	127
<i>Tabla XLIV:</i>	
Evaluación de la calidad de las imágenes digitales y convencionales en el HPA. Puntuaciones medias obtenidas por cada tipo de proyección.	129
<i>Tabla XLV:</i>	
Número de centros sanitarios y salas en las que se ha efectuado algún CCA, dentro del programa piloto de GC.	146

<i>Tabla XLVI:</i>	
Número de CCA de equipos (tubos de rayos X y generadores) realizados dentro del programa piloto de GC, con y sin anomalías, según tipo de verificación.	147
<i>Tabla XLVII:</i>	
Resultados de los CCA de los equipos (tubos de rayos X y generadores), realizados en el HPA.	151
<i>Tabla XLVIII:</i>	
Tamaños máximos de los focos (UNE 20-570, 1975).	192
<i>Tabla XLIX:</i>	
Simulación de protocolos de realización de estudios “complejos”. Exactitud de la tensión de pico aplicada al tubo de rayos X (kVp).	212
<i>Tabla L:</i>	
Simulación de protocolos de realización de estudios “complejos”. Producto dosis-área medido en cada imagen (“grafía”).	213, 214 y 215
Figuras.	página
<i>Figura 1:</i>	
Exposición de la población a fuentes artificiales de radiación (Hughes, 1993).	1
<i>Figura 2:</i>	
Exposición de la población del Reino Unido a la radiación (NRPB, 1992).	2
<i>Figura 3:</i>	
Distribución de los CCA por tipo, y esquema del procedimiento seguido.	18
<i>Figura 4:</i>	
Distribuciones en porcentajes de los tipos de exploraciones realizadas en el HPA en 1993.	20
<i>Figura 5:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en angiografías (periféricas) realizadas en el HUSC.	26
	253

Figura 6:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones del cráneo hechas en el HUSC. 26

Figura 7:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de la columna cervical hechas en el HUSC. 27

Figura 8:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de la columna dorsal hechas en el HUSC. 27

Figura 9:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de la columna lumbar hechas en el HUSC. 28

Figura 10:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones del tórax hechas en el HUSC. 28

Figura 11:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones del abdomen hechas en el HUSC. 29

Figura 12:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en enemas opacos hechos en el HUSC. 29

Figura 13:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de esófagogastroduodenal hechas en el HUSC. 30

Figura 14:
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en urografías intravenosas hechas en el HUSC. 30

<i>Figura 15:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de caderas y pelvis hechas en el HUSC.	31
<i>Figura 16:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de las extremidades hechas en el HUSC.	31
<i>Figura 17:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de TAC hechas en el HUSC.	32
<i>Figura 18:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en mamografías hechas en el HUSC.	32
<i>Figura 19:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones dentro del grupo “otros” hechas en el HUSC.	33
<i>Figura 20:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones del tórax hechas en el HPA.	34
<i>Figura 21:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en mamografías hechas en el HPA.	34
<i>Figura 22:</i>	
Distribución de pacientes según la edad y el sexo, en exploraciones de columna lumbar, pelvis y abdomen hechas en el HPA en la sala denominada de “exploración ostearticular”.	35
<i>Figura 23:</i>	
Esquema de la evaluación de la calidad de las imágenes.	58
<i>Figura 24:</i>	
Radiografía digital de tórax, realizada con el sistema de RC.	63

<i>Figura 25:</i>	
Esquema de la realización de los controles de calidad.	65
<i>Figura 26:</i>	
Esquema del trabajo global realizado en el HPA, para comparar los sistemas de imagen convencional y digital.	73
<i>Figura 27:</i>	
Evolución del radiodiagnóstico en el HUSC, en cuanto al número total de exploraciones y a la dosis efectiva colectiva asociada.	89
<i>Figura 28:</i>	
Evolución de la dosis colectiva del HUSC, con y sin considerar las angiografías.	91
<i>Figura 29:</i>	
Distribuciones en porcentajes de cada grupo de estudios analizado en el HUSC en 1990, y sus contribuciones a la dosis colectiva.	91
<i>Figura 30:</i>	
Evolución del coste económico atribuible al riesgo radiológico, en el HUSC.	93
<i>Figura 31:</i>	
Factores que relacionan la calidad de la imagen y la dosis en fluoroscopia.	103
<i>Figura 32:</i>	
Número de salas con DS inferiores y superiores a los valores de referencia de la UE y de la CM.	108
<i>Figura 33:</i>	
Reducciones de dosis después de la aplicación de las correcciones recomendadas en uno de los centros participantes en el "Trial" de 1991 de la UE.	113
<i>Figura 34:</i>	
Respuesta lineal del sistema de RC frente a un sistema de imagen convencional.	115
<i>Figura 35:</i>	
Reducciones globales de las DS medidas en exploraciones del tórax en el HPA.	125

<i>Figura 36:</i>	
Reducciones globales de las DS medidas en exploraciones de la columna lumbar en el HPA.	125
<i>Figura 37:</i>	
Reducciones globales de las DS medidas en exploraciones del abdomen en el HPA.	126
<i>Figura 38:</i>	
Evaluación de la calidad de las imágenes digitales y convencionales en el HPA. Puntuaciones medias obtenidas por cada tipo de proyección.	130
<i>Figura 39:</i>	
Evaluación de la calidad de las imágenes digitales y convencionales en el HPA. Porcentaje de imágenes de cada tipo de proyección con el máximo de puntuación.	131
<i>Figura 40:</i>	
Evaluación de la calidad de las imágenes digitales y convencionales en el HPA. Resultados en porcentaje para cada CCI, y para la calificación del ennegrecimiento en cada proyección.	132, 133, 134 y 135
<i>Figura 41:</i>	
Evaluación de la calidad de las imágenes digitales y convencionales en el HPA. Porcentaje de CCI observados por cada observador en cada proyección.	139 y 140
<i>Figura 42:</i>	
Número de imágenes rutinarias obtenidas por exploración de GDD.	142
<i>Figura 43:</i>	
Número de imágenes rutinarias obtenidas por exploración de TI.	143
<i>Figura 44:</i>	
Resultados de los CCA de las procesadoras del HPA.	153
<i>Figura 45:</i>	
Resultados de los CCA de los negatoscopios del HPA.	154

ABREVIATURAS.

Siglas y claves.

<i>AB</i>	exploración radiológica del abdomen
<i>AB (uro.)</i>	exploración radiológica del abdomen (urología)
<i>AENOR</i>	Asociación Española de Normalización y Certificación
<i>ANGIO</i>	angiografía
<i>AP</i>	proyección anteroposterior
<i>AX</i>	proyección axial
<i>BP</i>	bipedestación
<i>CAD</i>	exploración radiológica de cadera
<i>CAE</i>	control automático de exposición
<i>cc</i>	exploración radiológica de la columna cervical
<i>CC</i>	proyección craneocaudal
<i>CCA</i>	control de calidad
<i>CCE</i>	Comisión de las Comunidades Europeas
<i>CCI</i>	criterios de calidad de imagen
<i>CD</i>	exploración radiológica de la columna dorsal
<i>CDTI</i>	Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial
<i>CE</i>	Comunidad Europea
<i>CEI</i>	Comisión Electrotécnica Internacional
<i>CEN</i>	Comité Europeo de Normalización
<i>CENELEC</i>	Comité Europeo de Normalización Electrotécnica
<i>CFM</i>	Cátedra de Física Médica de la Universidad Complutense de Madrid
<i>CIPR</i>	Comisión Internacional de Protección Radiológica
<i>CIUR</i>	Comisión Internacional de Unidades Radiológicas
<i>CL</i>	exploración radiológica de la columna lumbar
<i>CM</i>	Comunidad de Madrid
<i>COE</i>	Comisión Europea
<i>COT</i>	exploración radiológica de la columna en su conjunto
<i>CR</i>	exploración radiológica del cráneo
<i>CYP</i>	exploración radiológica de las caderas y la pelvis
<i>CHR</i>	capa hemirreductora
<i>D</i>	dosis absorbida
<i>DB</i>	dosimetría biológica
<i>DFP</i>	distancia desde el foco a la película

<i>DFp</i>	distancia desde el foco a la piel del paciente
<i>DL</i>	decúbito lateral
<i>DP</i>	decúbito prono
<i>Ds</i>	decúbito supino
<i>DS</i>	dosis superficial
<i>E</i>	dosis efectiva
<i>EO</i>	enema opaco
<i>EURATOM</i>	Tratado Constitutivo de la Comunidad Europea de la Energía Atómica
<i>EXI</i>	exploración radiológica de la extremidad inferior
<i>EXS</i>	exploración radiológica de la extremidad superior
<i>EXT</i>	exploración radiológica de las extremidades
<i>FDI</i>	fosa ilíaca derecha
<i>GC</i>	garantía de calidad
<i>GDD</i>	exploración radiológica de esófagogastroduodenal
<i>Gy</i>	Gray
<i>H</i>	dosis equivalente
<i>H_e</i>	dosis equivalente efectiva
<i>HGGM</i>	Hospital General Gregorio Marañón (Madrid)
<i>HPA</i>	Hospital Príncipe de Asturias (Alcalá de Henares, Madrid)
<i>HUSC</i>	Hospital Universitario San Carlos (Madrid)
<i>ICRP</i>	igual que <i>CIPR</i>
<i>LA</i>	proyección lateral
<i>LAD</i>	proyección lateral derecha
<i>LAI</i>	proyección lateral izquierda
<i>MAM</i>	exploración radiológica de mama
<i>MEDIM</i>	Medical Digital Information Management
<i>MIE</i>	Ministerio de Industria y Energía
<i>NRPB</i>	National Radiological Protection Board
<i>OB</i>	proyección oblicua
<i>OMS</i>	Organización Mundial de la Salud
<i>OT</i>	otra posición del paciente; otra proyección
<i>OTR</i>	“otros”
<i>PA</i>	proyección posteroanterior
<i>PC</i>	exploración radiológica de la parrilla costal
<i>PED</i>	pediatría
<i>persona.Sv</i>	persona. Sievert
<i>PR</i>	protección radiológica

<i>PR#</i>	clave asignada para la identificación confidencial de los centros privados
<i>RC</i>	radiografía computarizada
<i>SCSP</i>	Hospital Santa Cruz y San Pablo (Barcelona)
<i>SEFM</i>	Sociedad Española de Física Médica
<i>SEPR</i>	Sociedad Española de Protección Radiológica
<i>SI</i>	Sistema Internacional
<i>SPR</i>	Servicio de Protección Radiológica
S_T	dosis efectiva colectiva
<i>Sv</i>	Sievert
<i>TAC</i>	tomógrafo asistido por ordenador
<i>TI</i>	exploración radiológica de tránsito intestinal
<i>TL</i>	termoluminiscencia
<i>TOR</i>	exploración radiológica del tórax
<i>UE</i>	Unión Europea
<i>UIV</i>	exploración radiológica de urografía intravenosa
<i>ULS</i>	exploración radiológica de la unión lumbosacra
<i>UNE</i>	Una Norma Española
<i>UNSCEAR</i>	Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Ionizantes
<i>UTPR</i>	Unidad Técnica de Protección Radiológica