

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

UTILIZACION DE MANIQUES EN CONTROL DE CALIDAD
DE LA IMAGEN EN RADIODIAGNOSTICO

ANGEL LUIS LLORCA DIAZ

MADRID, 1.993

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

**UTILIZACION DE MANIQUES EN CONTROL DE CALIDAD
DE LA IMAGEN EN RADIODIAGNOSTICO**

Directores:

Prof. Dr. Eduardo Guibelalde del Castillo

Prof. Dr. Cesar Sánchez Alvarez-Pedrosa

Memoria presentada por D. Angel Luis Llorca Díaz

para optar al grado de Doctor en Medicina

Madrid, 1.993



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE RADIOLOGIA

CIUDAD UNIVERSITARIA
28040 MADRID

José 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 "Utilización de maniqués en control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico", realizado por D. Angel Luis Llorca Díaz y dirigido por los Profesores Eduardo Guibelalde del Castillo y Cesar Sánchez Alvarez-Pedrosa, ha sido informado favorablemente en Consejo de Departamento el 13 de abril de 1.993, para optar al grado de Doctor.

Y para que así conste, firmo el presente certificado en Madrid a 14 de abril de 1.993.

Fdo.: J. L. Carreras Delgado

COMPLUTENSE DE MADRID
RADIOLOGIA Y MEDICINA FISICA

Eduardo Guibelalde del Castillo, Profesor Titular de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, y

Cesar Sánchez Alvarez-Pedrosa, Catedrático de Radiología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid y Jefe del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario San Carlos,

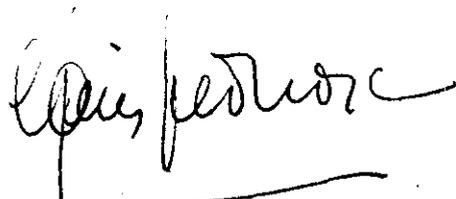
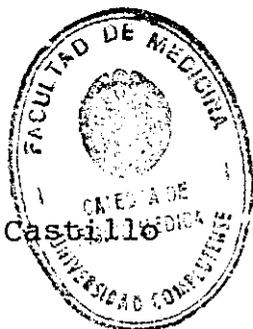
CERTIFICAN: que D. Angel Luis Llorca Díaz ha realizado bajo su codirección el trabajo de investigación titulado "Utilización de maniquíes en control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico", para optar al grado de Doctor en Medicina.

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 14 de abril de 1.993.

Vº Bº

Directores de la Tesis



Fdo.: E. Guibelalde del Castillo C. Sánchez Alvarez-Pedrosa

AGRADECIMIENTOS

La realización de esta memoria ha sido posible gracias a la colaboración de muchas personas, quede aquí constancia de mi agradecimiento hacia ellas.

Al Profesor D. Eduardo Guibelalde del Castillo por la propuesta de líneas de trabajo, la dirección eficaz que ha dado a las mismas y, sobre todo, las enseñanzas que de él he recibido en estos años.

Al Profesor D. Cesar Sánchez Alvarez-Pedrosa por las ideas aportadas y las orientaciones que me ha dado en la estructuración de esta tesis.

Al Profesor D. Eliseo Vañó Carruana por la confianza que ha depositado en mí durante el tiempo en el que, perteneciendo a su equipo interdisciplinario, he podido trabajar en los proyectos de investigación que él ha dirigido.

A la Dra. Dña. M^a Jesús Ruiz Pérez de Villar por sus innumerables aportaciones y su ayuda firme, constante y duradera como su amistad.

A D. Pedro Ortiz López, por haberme descubierto el espíritu de la Protección Radiológica.

Al Dr. D. Antonio Morillo, por las extraordinarias facilidades que ha prestado para el desarrollo experimental de este trabajo.

A la Dra. Dña. Rosario Gaviño, por su permanente disposición a la colaboración en los aspectos experimentales que han permitido la elaboración de esta memoria.

A la Dra. Dña. Encarnación Ramírez, por sus consejos, su extraordinaria ayuda y su confianza en los aspectos prácticos de este trabajo.

A las técnicas y auxiliares Irene, Margarita, Tere, Paqui, Magdalena y Uca, que me han prestado su ayuda y paciencia, sin las que no habría sido posible este trabajo.

A los Doctores D. Francisco Ayala, D. Consorcio Castellote, D. Miguel de la Herranz, D. Marcelino Iríbar, D. Francisco López, Dña. Marisa Maortua, D. Antonio Martínez, D. Alvaro Palop y Dña. M^a Teresa Ruiz, todos ellos facilitaron enormemente mi labor.

A D. Jose Miguel Fernández Soto por su ayuda en el inicio de este trabajo.

A los profesores D. Alfonso Calzado, Dña. Margarita Chevalier, D. Víctor Delgado, D. Luciano González, Dña. Pilar Morán, Dña. Cristina Núñez y Dña. Rosalina Torija, por la ayuda que de una forma u otra me han prestado.

A Dña. Ana González, por haber tutelado con interés y sobre todo con paciencia mis periodos como becario del Consejo de Seguridad Nuclear.

A las Dras. Dña. Araceli Loscos, Dña. Almudena Fernández y Dña. Carmen Ramos por el estímulo imprescindible que he tenido por su parte.

Al personal no docente de la Cátedra de Física Médica, Antonio, Marcas, Dolores y Susana, que han facilitado el día a día en el desarrollo de este trabajo.

A Matilde y Pilar por la resolución de todos los problemas de gestión que han surgido durante este tiempo, y por su amistad.

A los profesores de los Institutos de Formación Profesional "Juan de Padilla" y "Juanelo Turriano", por su ayuda, apoyo y comprensión.

A la A.T.S. Dña. Mercedes Lago, por haberme ofrecido su ayuda y experiencia.

*A Guadalupe, Esther,
Pepe y Angeles*

INDICE

INDICE

I

Página

1.	Introducción	1
1.1.	Garantía de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico	5
1.2.	Antecedentes	14
1.3.	Objetivos del trabajo	18
2.	Protocolo de control de calidad de los soportes de la imagen	21
2.1.	Control de negatoscopios	24
2.1.1.	Determinación de las magnitudes y del método de medida	24
2.2.	Control de procesadoras	30
2.2.1.	Parámetros a controlar y metodología	33
2.2.2.	Variación de los parámetros controlados con la temperatura del líquido revelador	40
2.3.	Control de cuartos oscuros	45
2.3.1.	Características del cuarto oscuro. Influencia del diseño del cuarto oscuro	45
2.3.2.	Parámetros a controlar y metodología	49
2.4.	Control de almacenes	53
2.4.1.	Parámetros a controlar y metodología	54
2.4.2.	Influencia de las condiciones de almacenamiento en las características de las películas	54
2.5.	Control de chasis y cartulinas de refuerzo	55
2.5.1.	Parámetros a controlar y metodología	56
2.6.	Control de películas	58
2.6.1.	Análisis de la información previa	60
2.6.2.	Control sensitométrico con luz azul	60
2.6.3.	Control sensitométrico con rayos X	61
2.6.4.	Evolución con el tiempo de las características sensitométricas de las películas	61

3.	Resultados del programa de control de calidad de los elementos de formación de la imagen en grafía	63
3.1.	Negatoscopios	66
3.2.	Procesadoras	73
3.3.	Cuartos oscuros	86
3.4.	Almacenes	93
3.4.1.	Influencia de las condiciones de almacenamiento en las características de las películas	97
3.5.	Chasis y cartulinas de refuerzo	99
3.6.	Películas	105
3.6.1.	Análisis de la información previa	105
3.6.2.	Control sensitométrico con luz azul	109
3.6.3.	Control sensitométrico con rayos X	113
3.6.4.	Evolución con el tiempo de las características sensitométricas de las películas	115
3.6.4.1.	Control sensitométrico con luz azul	115
3.6.4.2.	Control sensitométrico con rayos X	117
3.7.	Discusión	121
4.	Control de calidad de imagen en grafía utilizando maniqués: El test TOR (CDR) de la Universidad de Leeds	123
4.1.	Descripción y uso	126
4.2.	Caracterización	131
4.2.1.	Influencia de las condiciones de visualización	133
4.2.2.	Influencia de las condiciones de procesado	139
4.2.2.1.	Sensitometría	139
4.2.2.2.	Variación de la calidad de la imagen con la temperatura del líquido revelador ...	141
4.2.3.	Influencia de las condiciones de iluminación del cuarto oscuro	146

4.2.4.	Influencia de las condiciones del almacén	147
4.2.4.1.	Temperatura de almacenamiento	147
4.2.5.	Influencia de chasis y cartulina de refuerzo	149
4.2.5.1.	Conservación de la sensibilidad de las cartulinas de refuerzo	149
4.2.5.2.	Contacto adecuado	150
4.2.5.3.	Sensibilidad nominal de la combinación	151
4.2.6.	Influencia de la película	152
4.2.6.1.	Marca y modelo	152
4.2.6.2.	Tiempo	153
4.2.7.	Influencia de las condiciones de exposición	155
4.2.8.	Influencia del observador y de los criterios establecidos	161
4.2.9.	Relación con la dosis	162
4.3.	Propuesta de criterios para la calificación de la calidad de la imagen	167
4.4.	Resultados del control de calidad de la imagen en grafía	168
4.5.	Discusión	181
5.	Control de calidad en grafía mediante la combinación del test TOR (CDR)	
	de la Universidad de Leeds y un maniquí tipo ANSI	187
5.1.	Características y descripción del maniquí	190
5.2.	Caracterización	196
5.2.1.	Influencia de las condiciones de visualización	198
5.2.2.	Influencia de las condiciones de procesado	203
5.2.2.1.	Sensitometría	203
5.2.2.2.	Temperatura del líquido revelador	205
5.2.3.	Influencia de las condiciones de iluminación del cuarto oscuro	209
5.2.4.	Influencia de chasis, cartulina de refuerzo y película	210
5.2.4.1.	Conservación de la sensibilidad de las cartulinas de refuerzo	210
5.2.4.2.	Contacto adecuado	211
5.2.4.3.	Sensibilidad nominal de la combinación	212
5.2.5.	Relación con las condiciones de exposición	227

5.2.6.	Influencia de la capacidad del observador y de los criterios de lectura de los imágenes	246
5.3.	Utilización del maniquí SAD-SECI en la simulación de la dosimetría a pacientes	250
5.4.	Discusión	253
6.	Conclusiones	256
	Referencias	261

Apéndices

- I. Control de calidad de generadores y tubos**
- II. Calibración del luxómetro empleado**
- III. Índice de figuras**
- IV. Índice de tablas**
- V. Relación de publicaciones, comunicaciones a congresos e informes generados a partir de la elaboración de este trabajo o directamente relacionados con el mismo**

I. INTRODUCCION

1. INTRODUCCION

El diagnóstico médico se define como la parte de la Medicina que tiene por objeto la identificación de una enfermedad fundándose en los síntomas y signos de esta, utilizando para ello la anamnesis, la exploración clínica y las exploraciones complementarias (Mascaró, 1980).

Desde finales del siglo XIX hasta nuestros días la aplicación de técnicas físicas, haciendo especial hincapié en la obtención de datos para facilitar la determinación de la presencia de patología en el sujeto explorado, ha incidido directamente en la consecución de diagnósticos con mayor precisión, seguridad y precocidad, permitiendo la prescripción de medidas terapéuticas con mayor eficacia. En algunos casos la utilización de estas técnicas representa una cierta complejidad que ha hecho obligada la irrupción en el área de la Sanidad de profesionales no médicos, que con sus conocimientos contribuyen a mejorar la labor diagnóstica y terapéutica; de manera que esta evolución ha dado lugar a la aparición de equipos de trabajo multidisciplinarios.

Una de las áreas que mayor progreso ha tenido en este siglo es la obtención de imágenes diagnósticas mediadas por el uso de radiaciones ionizantes.

Se considera que actualmente en los países desarrollados el 66 % de las decisiones médicas críticas dependen de información obtenida mediante alguno de los procedimientos de diagnóstico por la imagen (OMS, 1984).

En un Servicio de Diagnóstico por la Imagen, como en cualquier otro servicio médico, se tiene como objetivo prioritario prestar al usuario una atención asistencial de calidad elevada. En el caso del Radiodiagnóstico influirán en la consecución de esa meta los siguientes factores:

I.- La idoneidad de la indicación médica para la exploración solicitada, considerando incluida la correcta evaluación de la relación coste/beneficio, al igual que en cualquier actividad médica.

II.- La perfecta realización de las exploraciones, que se verá determinada por varios aspectos:

- La selección adecuada de los equipos que se van a utilizar en función de las exploraciones que con ellos vayan a efectuarse. Entendiendo como "equipos" todos los elementos de la cadena de formación de la imagen: almacén, cuarto oscuro, chasis, cartulina de refuerzo, película, procesadora de películas, generador, tubo de rayos X y negatoscopio. Deben identificarse previamente las necesidades de las imágenes a obtener en esa sala.

- El mantenimiento del buen funcionamiento de esos "equipos". Este punto está referido a todos los elementos de la cadena de formación de la imagen. El mal funcionamiento de cualquiera de esos componentes puede contribuir de forma decisiva a la aparición de una mala calidad de imagen.

- La vigilancia del buen funcionamiento. Los fallos deben ser detectados precozmente y las soluciones aplicadas con celeridad.

- La capacitación del personal del Servicio. El conocimiento de las exploraciones a realizar, de los equipos utilizados y de la participación de estos en la obtención de la imagen, influye necesariamente en el resultado del procedimiento diagnóstico. De nuevo es necesario insistir en que dentro del término "equipos" se incluyen todos los elementos de la cadena de formación de la imagen.

Debe recordarse que la buena calidad de la imagen dependerá de una buena supervisión. En el prólogo del documento "Garantía de la calidad en Radiodiagnóstico" publicado por la Organización Mundial de la Salud (OMS, 1984) se recoge la frase: "si un técnico toma una mala radiografía es porque alguien la va a aceptar".

- La exposición del paciente a radiaciones ionizantes con la menor dosis de radiación posible. En este sentido es fundamental el conocimiento previo, tanto por parte del médico que solicita las exploraciones como por parte del personal que las lleva a cabo, de los conceptos básicos acerca de las radiaciones ionizantes (mecanismos de producción, posibles efectos sobre los seres vivos, etc.) y, fundamentalmente, de los métodos que pueden aplicarse para disminuir sus efectos sobre los pacientes. Es clásica la expresión "la mejor reducción de dosis es la no realización de exploraciones innecesarias". La prestación de atención asistencial de calidad depende directamente de la formación del personal en Protección Radiológica.

III.- La interpretación precisa de los resultados. Aspecto relacionado directamente con la formación del médico general y del especialista en Radiodiagnóstico. Evidentemente el médico que interprete las imágenes necesita de la obtención de imágenes de buena calidad y, desde luego, debe disponer previamente de la mayor información clínica posible, la atención radiológica mejorará mediante la consulta entre el clínico y el radiólogo (OMS, 1983).

IV.- La transmisión fidedigna de la información. La elaboración de manera concisa de informes completos y detallados, así como la obtención de copias de calidad son los elementos básicos. Las técnicas de digitalización de la imagen permiten mejorar sensiblemente la transmisión y el almacenamiento de la información.

Una mala calidad de imagen tiene tres efectos fundamentales:

- Al médico no le llega toda la información de la que podría disponer y su diagnóstico puede ser incorrecto, de forma que se retrasa o incluso se impide la aplicación de las medidas terapéuticas adecuadas.

- Si la calidad de la imagen la hace inutilizable, el paciente ha sufrido una exposición a las radiaciones ionizantes de forma improductiva. No debe olvidarse que también en la obtención de una imagen de buena calidad diagnóstica puede haber una exposición innecesariamente elevada a las radiaciones.

- El coste del diagnóstico aumenta. Se hace necesaria la repetición de exploraciones o la realización de otras nuevas, con el consiguiente gasto en películas, tubo de rayos X, etc., y lo que no es menos importante en tiempo del técnico y del radiólogo. La repetición de exploraciones supone también que aumente el decremento de salud que implica el uso de radiaciones sobre la población. El diagnóstico se retrasa en el tiempo y, por tanto en muchas ocasiones, también la curación del paciente.

1.1. GARANTIA DE CALIDAD DE LA IMAGEN EN RADIODIAGNOSTICO

La Organización Mundial de la Salud define un programa de Garantía de calidad en Radiodiagnóstico de la siguiente manera (OMS, 1984):

"Esfuerzo organizado por parte del personal de una instalación para conseguir, con seguridad, que las imágenes diagnósticas producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada para que den, en todos los casos, una información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a la radiación".

Según la definición el medio a utilizar para alcanzar los fines expuestos es la consecución de un **esfuerzo organizado**. Este debe entenderse como:

- La realización de controles adecuados y regulares de forma planificada.
- La evaluación rápida y precisa de los resultados obtenidos en dichos controles.
- La toma inmediata de decisiones eficaces en función de dichos resultados y de las necesidades reales del centro.
- La aplicación de las medidas correctoras que fueran necesarias con la mayor celeridad posible.
- La óptima gestión de la información correspondiente a todo el proceso.

Incluyendo en este sentido su transmisión eficaz entre todos los servicios e instituciones implicados y, desde luego, su almacenamiento.

En este esfuerzo organizado es fundamental que esté implicado todo el personal de la instalación, así como los profesionales correspondientes a otros servicios o incluso a otras instituciones.

Se consideran necesarios los siguientes pasos:

- La asignación de responsabilidades. Cada una de las personas de la instalación debe conocer perfectamente cuáles son sus funciones. Se tendrán en cuenta dos aspectos: la realización de las tareas generales para el funcionamiento cotidiano del Servicio y la realización de tareas específicas del programa de Garantía de calidad. El éxito en la consecución del primer punto facilita enormemente la obtención de buenos resultados en la aplicación del programa de Garantía de calidad.

- La capacitación del personal en lo referente al funcionamiento de los equipos que manejan y a la Garantía de calidad.

Conociendo perfectamente el funcionamiento de los equipos de la instalación se facilita la obtención de su máximo rendimiento y la detección de las posibles anomalías en el menor lapso de tiempo.

La formación en Garantía de calidad por parte de todas las personas implicadas en la aplicación del programa, ya sea personal propio de la instalación o de otros servicios del mismo centro que participen en alguna medida, es obviamente fundamental para el éxito del mismo.

Como se ha dicho la definición de programa de Garantía de calidad en Radiodiagnóstico señala tres objetivos fundamentales que deben ser conseguidos:

I.- El perfeccionamiento de las imágenes médicas de manera que haya la **adecuada calidad diagnóstica**. La obtención de mejores imágenes facilitaría diagnósticos más exactos y decisiones terapéuticas mejor documentadas. De conseguirse este objetivo, se beneficiaría no sólo la salud de los pacientes considerados individualmente sino también el estado general de la población.

II.- La **reducción de la exposición** del paciente a las radiaciones ionizantes, y por tanto del personal profesionalmente expuesto, hasta conseguir el mínimo de radiación posible en función del criterio ALARA (acrónimo de "As Low As Reasonable Achievable", referido a la dosis de radiación) (CIPR, 1982).

III.- La **disminución de costes**. No hay que olvidar que la Radiología supone entre un 6 y un 10 % de los gastos en atención sanitaria (OMS, 1983). Al no repetir exploraciones ni realizar otras innecesarias, el diagnóstico se hace en menos tiempo, lo que permite la aplicación precoz de medidas terapéuticas.

La evaluación, desde el punto de vista asistencial, del éxito de la aplicación de un programa de Garantía de calidad en una instalación se realiza atendiendo a la consecución o no de la mejora de la calidad de la imagen y la reducción de la dosis de radiación a los pacientes. El tercer objetivo, la reducción de los costes, tiene interés desde la óptica de la gestión.

I) La **evaluación de la calidad de la imagen** puede llevarse a cabo mediante el *análisis de las causas de repetición* de exploraciones, la *visibilidad de detalles anatómicos* de referencia y el *uso de maniqués*.

- El *análisis de las exploraciones repetidas*. Supone realmente una evaluación indirecta de la calidad de la imagen. Las causas habituales son motivo de discrepancia en la literatura. Mientras

que algunos autores consideran fundamentalmente al funcionamiento inestable de los equipos (47 %) y la actitud no colaboradora del paciente (25 %) (Berry, 1976), otros mantienen que la principal causa de la repetición de exploraciones estriba en la sobre o subexposición del paciente (47 %) en tanto que el funcionamiento inestable de los equipos sólo provocaría el 1,4 % de las repeticiones (Rogers, 1987).

En cualquier caso el estudio de la repetición de exploraciones debe facilitar el perfeccionamiento del personal y la detección de errores en el funcionamiento de los equipos. El principal inconveniente que presenta es la posibilidad de que en una instalación se estén considerando como buenas imágenes que con los medios técnicos de los que se dispone podrían ser mucho mejores.

- *La visibilidad de detalles anatómicos de referencia.* A este respecto, un grupo de expertos de la Comunidad Europea (CE) ha elaborado un documento titulado "Criterios de calidad de imágenes en radiodiagnóstico" (CCE, 1988, 1989, 1990). En él se establecen unos criterios de calidad de imagen que deben cumplir las radiografías para permitir el diagnóstico, referidos a una serie de exploraciones en pacientes adultos (abdomen, columna lumbar, cráneo, pelvis, tórax y mama). Se indican dos tipos de requisitos diagnósticos para valorar y comparar de forma apropiada dicha calidad, considerando dichos requisitos como característicos de estas exploraciones en las proyecciones más habituales. Se han definido como:

1) "Criterios de imagen": son de tipo cualitativo y se refieren a aspectos de la imagen radiográfica normal o patológica. Su grado de apreciación se indica mediante las siguientes expresiones:

- *Visualización:* el rasgo anatómico es detectable pero sus detalles no se aprecian totalmente.

- Reproducción: los detalles de los rasgos anatómicos son visibles pero no están claramente definidos.

- Reproducción nítida: los detalles anatómicos están claramente definidos.

2) "Detalles de imagen": son de tipo cuantitativo, definen las dimensiones mínimas que han de tener las estructuras, normales y anormales, que deben detectarse en la imagen correspondiente a esa exploración. Su observación representa una correcta calidad de imagen.

En el caso del Radiodiagnóstico Pediátrico se han publicado en España criterios de calidad de imagen correspondientes a algunas exploraciones (Ruiz, 1991a), para ello se ha utilizado una sistemática similar a la seguida en el documento de la CE. Con posterioridad el Lake Starnberg Group ha emitido un documento referido a los criterios de calidad de las imágenes de Radiodiagnóstico en Pediatría (CCE, 1992).

- *Utilización de maniqués.* Pueden ser físicos, antropomórficos o matemáticos. Unificando criterios con la nomenclatura anglosajona los primeros recibirían la denominación de "standard phantoms" y los segundos de "body phantoms" (White, 1992).

Los antropomórficos ("body phantoms") simulan el organismo humano o alguna región del mismo. La evaluación de la calidad de la imagen que se realiza con ellos suele ser de carácter subjetivo. Son adecuados para la comparación de distintos sistemas de imagen o para evaluar la evolución de la imagen en una sala tras realizar modificaciones en el equipamiento de la misma. Algunos de los empleados en radiología general son "Humanoid" (Ho, 1989), "Human chest" (Littleton, 1982), etc. En realidad su uso está más desarrollado en torno a la realización de dosimetría (Calzado, 1992). Por lo general han sido más utilizados en Norteamérica.

Los maniqués físicos ("standard phantoms") están contruidos de manera que permiten hacer comparaciones, bajo condiciones estándar de irradiación, acerca de parámetros físicos de interés como son la resolución, la percepción de contrastes, etc. Los componentes del test referidos a cada parámetro reciben la denominación de objetos de prueba. Las lecturas de las imágenes que se obtienen con estos tests pueden realizarse objetiva o subjetivamente. Pueden citarse como los más sencillos las rejillas de resolución y las cuñas escalonadas de aluminio, de una mayor complejidad son el "TOR (RAD)" (Cowen, 1990) y el "TOR (MAM)" (Hjardemaal, 1989), etc. Han sido los utilizados tradicionalmente en Europa.

El empleo de estos maniqués físicos para control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico convencional plantea en la actualidad una serie de problemas:

Desde el punto de vista metodológico la selección del maniquí más apropiado bien para la realización de pruebas de constancia de parámetros bien para efectuar pruebas de aceptación de la imagen.

Desde el punto de vista de la interpretación de resultados es necesario en primer lugar definir qué se entiende por imagen de mala calidad, y a continuación determinar qué hacer ante el deterioro de la imagen. Para ello es preciso conocer en qué medida influyen sobre la imagen obtenida con el maniquí todos los elementos que participan en su formación (sistemas de producción, registro y visualización de la imagen) e interpretación (el observador).

En la práctica se comercializan y utilizan maniqués, "TOR (CDR)" (Cowen, 1987), "ANSI" (ANSI, 1982), "DIN" (DIN, 1985), con importantes limitaciones de uso y sin un claro soporte de conocimiento real sobre su comportamiento.

Como muestra del creciente interés científico por la utilización de maniqués, bajo convocatoria de la CE se ha celebrado en la ciudad alemana de Würzburg, en el mes de Junio de 1.992, una reunión de trabajo dedicada específicamente al uso de maniqués en Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear, enmarcada en un proyecto de investigación referido a la Protección Radiológica (Würzburg, 1992).

Las conclusiones más importantes que se obtuvieron en esta reunión científica, en lo referente al Radiodiagnóstico, son:

- Los maniqués deben estar contruidos de manera que permitan realizar las pruebas correspondientes a distintas exploraciones.
- Es fundamental que con ellos puedan reproducirse las dosis impartidas en condiciones reales.
- Es conveniente que los maniqués sean contruidos de forma que estén contruidos por elementos modulares.
- Los objetos de prueba utilizados para controlar la calidad de la imagen deben ser similares a detalles anatómicos normales, no patológicos.

II) El segundo apartado en la identificación del éxito de un programa de Garantía de calidad es la **dosimetría a pacientes**.

Para evaluar las variaciones que en las dosis a pacientes se producen como consecuencia de la aplicación de un programa de Garantía de calidad, es necesario obtener valores previos a las actuaciones del mismo y realizar reevaluaciones dosimétricas con posterioridad a las modificaciones que hayan podido llevarse a cabo en las salas afectadas, como consecuencia de los resultados de los controles de calidad efectuados.

Los valores de dosis a pacientes permiten además realizar comparaciones con otras salas del mismo centro, con otros centros o con los valores de referencia que hayan sido publicados para esas exploraciones (Ruiz, 1992b).

El documento comunitario "Criterios de calidad de imágenes en radiodiagnóstico" aporta unos valores de referencia para las exploraciones simples en adulto que más repercusión tienen en la dosis que recibe la población (CCE, 1990).

En el Reino Unido se han publicado también valores de referencia para exploraciones complejas (Shrimpton, 1986a; 1986b).

En España se han publicado en los últimos años valores de dosis a pacientes (Tobarra, 1989; Vañó, 1990) y de influencia del Radiodiagnóstico en la dosis genéticamente significativa (Delgado, 1989; Arranz, 1989).

La Cátedra de Física Médica (CFM) de la Universidad Complutense ha publicado unos valores provisionales de referencia en adultos aplicables a nuestro país (Vañó, 1992).

En España también han comenzado a publicarse valores de dosis en Radiodiagnóstico pediátrico. Se han considerado distintos grupos de edad, dadas las importantes diferencias en cuanto a desarrollo y tamaño corporal que se presentan en la población infantil (Ruiz, 1991b).

III) En cuanto al último aspecto, la disminución de costes, es preciso considerar distintas variables:

De una parte deben tenerse en cuenta los costes que deben suponer la introducción del programa de Garantía de calidad en un centro:

- La compra del material utilizado.

- La formación del personal en Garantía de calidad.
- El tiempo empleado por el personal en realizar las pruebas de Garantía de calidad.
- El tiempo de parada de los equipos para la realización de los controles.

Por otra parte, en el capítulo de los beneficios, debe considerarse:

- La mejor amortización de los "equipos" utilizados para el Radiodiagnóstico: generadores, tubos de rayos X, procesadoras de películas, etc.
- La disminución de consumibles: películas, líquidos de procesado, etc.

Si bien este aspecto se refiere más bien a la gestión debe tenerse siempre en cuenta a la hora de diseñar el protocolo de control de calidad que se siga.

1.2. ANTECEDENTES

En Europa cabe citar como uno de los hechos más importantes en el desarrollo de la Garantía de calidad en Radiodiagnóstico el Programa de Investigación sobre Protección Radiológica, patrocinado por la Comisión de Comunidades Europeas (CCE). Este programa, se ha desarrollado en seis fases:

- "Dosimetría de la radiación y su interpretación".
- "Comportamiento y control de radionucleidos en el ambiente".
- "Efectos somáticos a corto plazo de las radiaciones ionizantes".
- "Efectos somáticos tardíos de las radiaciones ionizantes"
- "Efectos genéticos de las radiaciones ionizantes"
- "Evaluación de riesgos derivados de las radiaciones ionizantes".

Esta última fase, desarrollada en el quinquenio 1.985-1.989 y ampliada a 1.990 y 1.991, ha tenido entre sus objetivos tanto la evaluación de los riesgos frente a diversas fuentes de radiación (entre ellas el diagnóstico médico) como la optimización de la Protección Radiológica a todos los niveles introduciendo el criterio ALARA.

A partir de su incorporación a la Comunidad Europea, España se ha integrado en este Programa de Protección Radiológica. El equipo participante es el formado en torno a la Cátedra de Física Médica de la U.C.M., que desde 1.986 trabaja en el proyecto sobre "Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico" (González, 1988).

Las áreas de trabajo de este Proyecto han sido:

- La evaluación de los procedimientos radiológicos.
- La dosimetría a pacientes para las distintas técnicas y exploraciones.
- La reducción de las dosis incluyendo la aplicación de programas de Garantía de calidad.

Dentro de los objetivos generales de este proyecto, se considera como una de las líneas de mayor interés el mantenimiento o la mejora de la información diagnóstica cuando se optimizan los procedimientos radiológicos con vistas a reducir las dosis de radiación a los pacientes. En nuestro país hasta ese momento estas evaluaciones no habían sido motivo de estudio sistemático, a pesar del interés que sobre el tema había en algunos centros sanitarios.

En este sentido se promovió, desde un grupo de estudio del Programa de Protección Radiológica de la Dirección General XII de la CCE, la elaboración del ya citado documento sobre "Criterios de Calidad de Imágenes en Radiodiagnóstico" (CCE, 1988), que permitiera la intercomparación de calidad de información y dosis asociadas a exploraciones frecuentes en centros sanitarios de países de la CE. La primera versión de este documento fue emitida en 1.988, en ella se reflejaba la información obtenida como resultado de la encuesta realizada en 20 hospitales de la Comunidad. Posteriormente se han emitido dos nuevas versiones del documento en 1.989 y 1.990 (CCE, 1989; CCE, 1990).

En dicho documento se proponen unas recomendaciones en relación con los "criterios y detalles de imagen" que deben visualizarse en las radiografías, se facilitan unos valores de dosis como referencia y algunas recomendaciones en lo referente a las especificaciones técnicas de los equipos.

La participación en la elaboración de este trabajo ha representado la primera colaboración de España con otros países comunitarios en este campo, aportando inicialmente información de cuatro hospitales y dos ambulatorios de la Comunidad Autónoma de Madrid (Vañó, 1989; Vañó, 1990). Los numerosos datos dosimétricos recogidos han permitido a la CFM establecer unos valores de referencia provisionales de dosis en estas exploraciones (Vañó, 1992).

En 1.989, un grupo de expertos de la CE planteó la elaboración de un documento de trabajo, similar al efectuado en pacientes adultos, sobre "Criterios de Calidad de Imágenes en Radiodiagnóstico Pediátrico", este documento fue emitido en 1.992 (CCE, 1992).

Asimismo con el patrocinio de las Comunidades Europeas se han realizado en estas años numerosas reuniones de trabajo que han permitido un fluido intercambio de información al respecto: Bruselas (1989), Oxford (1990), Luxemburgo (1991) y Würzburg (1992).

En España el desarrollo y la aplicación de programas de Garantía de calidad en Radiodiagnóstico están directamente ligados al incremento en el interés por aumentar las medidas de Protección Radiológica al paciente por parte de las autoridades sanitarias y de las sociedades científicas. Así se han promovido estudios que permitan estimar las dosis de radiación recibidas por los pacientes y disminuir los riesgos asociados. Este interés por la Protección Radiológica se refleja en la legislación aparecida en el último quinquenio:

- El Real Decreto 1753/1.987, de 25 de noviembre, publicado en el B.O.E. del día 15 de enero de 1.988 (BOE, 1988), modifica parcialmente el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes (promulgado en el Real Decreto 2519/1.982 de 12 de agosto y publicado en el B.O.E. de 8 de octubre de 1.982) (BOE, 1982), adaptándolo

a la normativa europea sobre Protección Radiológica, en concreto a las Directivas 80/836/EURATOM y 84/467/EURATOM.

- El Real Decreto 1132/1.990, de 14 de septiembre, publicado en el B.O.E. del 18 del mismo mes (BOE, 1990), establece medidas fundamentales de Protección Radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos. En él se hace referencia a las condiciones que debe cumplir toda exposición a radiaciones ionizantes con fines médicos, los conocimientos que deben adquirir los profesionales responsables del acto médico, la vigilancia estricta en cuanto a los criterios de calidad que deberán cumplir las instalaciones para garantizar la Protección Radiológica del paciente, la existencia de un experto cualificado en radiofísica cuando el número de equipos o técnicas empleadas lo aconsejen y, por último, al establecimiento de un Censo Nacional de Instalaciones para hacer posible una planificación que evite la multiplicación inútil de las mismas.

- El Real Decreto 53/1.992 de 24 de enero de 1.992, publicado en el B.O.E. del 12 de febrero (BOE, 1992), por el que se aprueba el nuevo Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes, estableciéndose las normas básicas de Protección Radiológica para prevenir la producción de efectos biológicos en personal profesionalmente expuesto, estudiantes, público, etc.; se determinan las autoridades y organismos implicados, los límites de dosis, etc.

1.3. OBJETIVOS DEL TRABAJO

Este trabajo se plantea como consecuencia de la poca información disponible en la literatura en lo referente a la utilización de determinados maniqués en el control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico convencional.

El trabajo tiene como objetivos:

- Determinar las características óptimas que debe cumplir un maniquí físico para ser utilizado en control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico convencional.
- Conocer la capacidad y sensibilidad de los maniqués físicos actualmente a disposición del usuario para detectar anomalías en el funcionamiento de los equipos de Radiodiagnóstico.
- Establecer la validez del uso de maniqués físicos para definir unos criterios sobre la calidad de la imagen en Radiodiagnóstico.
- Determinar la posibilidad del uso de maniqués físicos para la realización conjunta de controles dosimétricos y de calidad de imagen.
- Determinar la adaptabilidad de los distintos maniqués físicos actualmente en el mercado a las situaciones reales de uso en programas de Garantía de calidad y al estado actual de la práctica radiológica en nuestro medio.

Para alcanzar estos objetivos se han delimitado los siguientes pasos:

1. Realización de controles de calidad de los soportes de la imagen.

1.1. Elaboración previa de un protocolo de control de calidad de los elementos de la cadena de formación de la imagen. Este protocolo deberá referirse a:

- Negatoscopios, controlando el brillo, la inhomogeneidad y la iluminación ambiental.

- Procesadoras automáticas de películas, controlando la temperatura de procesado y sensitométricamente velo, velocidad e índice de contraste.

- Cuartos oscuros, verificando la hermeticidad a la luz blanca y el estado de las luces de seguridad.

- Almacenes de películas, en lo referente a la temperatura, la humedad ambiental, el nivel de radiación, la colocación y la movilidad de las existencias.

- Películas, controlando velo, velocidad, índice de contraste, gradiente y densidad máxima.

- Chasis y cartulinas de refuerzo, comprobando el buen contacto cartulina de refuerzo-película, la hermeticidad y la conservación de la sensibilidad del sistema.

1.2. Aplicación de los controles en una muestra significativa de equipos de los medios hospitalario y ambulatorio.

2. Realización de controles globales de calidad de la imagen mediante el empleo de dos maniqués físicos ("standard phantoms").

2.1. Se utilizará en primer lugar el test TOR (CDR) de la Universidad de Leeds. Realizándose las siguientes etapas:

Caracterización del test de manera que se determine la influencia que tienen sobre los parámetros controlados con el mismo las variaciones de los componentes de la cadena de formación de la imagen.

Evaluación de la calidad de la imagen con dicho test. Se estudiará la coherencia con los resultados de control de calidad de la cadena de formación de la imagen.

2.2. En segundo lugar se combinará el test TOR (CDR) con un maniquí tipo ANSI, de manera que éste actúe como elemento de absorción y dispersión de la radiación y aquel como sistema de evaluación de la calidad de la imagen. Esto supondrá dos fases de actuación:

Diseño en el que, en función de la experiencia adquirida con el manejo del test TOR (CDR), deberá delimitarse qué componentes del maniquí tipo ANSI se añadirán al test para aumentar la información que se puede obtener con su utilización.

Caracterización del nuevo maniquí, de manera que se comprueben su eficacia y validez para llevar a cabo el control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico con ciertas garantías. Para ello se efectuarán experiencias similares a las utilizadas para el test TOR (CDR).

II. PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS SOPORTES DE LA IMAGEN

2. PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS SOPORTES DE LA IMAGEN

El protocolo de control de calidad seguido ha tomado como referencia los propuestos por la distintas organizaciones e instituciones internacionales (HPA, 1976; AAPM, 1978; AAPM, 1980; OMS, 1984; ACMP, 1986; NCRP, 1988; BIR, 1988), algunas casas comerciales (Kodak, 1987; Gárate, 1988) y otros autores (Gray, 1982; Moores, 1987).

El protocolo, considerado como plan piloto, se ha diseñado en base a los siguientes planteamientos:

- Se ha dimensionado para un equipo humano y material escaso. Teniendo en cuenta que una mayor disponibilidad de personal habría permitido aumentar la muestra y naturalmente la información recogida.
- Se ha estimado como un objetivo básico el hecho de que esté ajustado a las condiciones reales de trabajo en un centro sanitario.
- Se ha pretendido agilizar la recogida de datos, informatizándolos de manera que se facilitaran tanto su almacenamiento como la toma de decisiones.
- Se ha diseñado con la suficiente flexibilidad como para ir adaptando el protocolo en base a la experiencia que ha supuesto el desarrollo del proyecto de investigación "Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico".
- Se ha pretendido evitar, en la medida de lo posible, que en la implantación de este protocolo de control de calidad se produjeran interferencias con el trabajo diario en las salas de Radiodiagnóstico en las que se llevaron a cabo los controles.

Normalmente la implantación de un programa de control de calidad en Radiodiagnóstico debe comenzar con una evaluación de la calidad de la imagen obtenida, para lo cual se emplea un maniquí. En este protocolo, dada la falta de información previa en lo referente al estado de los equipos y la experiencia adquirida en su aplicación, se ha considerado conveniente que el programa de control de calidad se estructure de manera que en primer lugar se controlaran los sistemas o dispositivos más sencillos y que no estén influenciados por el resto de los sistemas. La calidad de la imagen fue evaluada con posterioridad empleando un maniquí.

En función de lo indicado anteriormente se ha considerado que, como norma general, cualquier protocolo de control de calidad debe iniciarse en el orden inverso al proceso de formación de la imagen radiográfica:

- En primer lugar se realizarán los controles en los sistemas de visualización de la imagen radiográfica, los **negatoscopios**, controlando el brillo, la inhomogeneidad y la iluminación ambiental.

- Posteriormente el control del procesado de películas, mediante el seguimiento sensitométrico de las **procesadoras**, seguido en una segunda fase de su optimización.

- En tercer lugar realizar un control de **cuartos oscuros**, particularmente la hermeticidad a la luz blanca y el estado de las luces de seguridad.

- Control de los **almacenes de películas**, en lo referente a la temperatura, la humedad ambiental, el nivel de radiación, la colocación y la movilidad de las existencias.

- Seguimiento estadístico de la calidad de las diferentes partidas de **películas**.

- Realización de controles para verificar el estado de **chasis y cartulinas de refuerzo**, comprobando el buen contacto cartulina de refuerzo-película, la hermeticidad, la conservación de la sensibilidad del sistema y la correcta combinación de estos elementos en función de las exploraciones para las que se utilizan.

- Por último, el control de los **generadores y tubos de rayos X**.

En este trabajo el protocolo que se ha seguido se ha reducido a los soportes de la imagen, por lo que se han excluido los controles de generadores y tubos, dado que correspondía a otros participantes del proyecto en el que se enmarca esta memoria. En algunas salas, con el objeto de verificar la estabilidad de los equipos utilizados y de garantizar los resultados, sí se han efectuado estos controles. El protocolo utilizado se resume en el apéndice I.

2.1. CONTROL DE NEGATOSCOPIOS

El diagnóstico en Radiología se puede definir como "la capacidad de determinar la presencia o no de patologías a través de comparaciones subjetivas de densidades ópticas". Las diferencias de densidad no se pueden mejorar objetivamente en radiología convencional una vez obtenida la imagen, sin embargo su apreciación subjetiva se puede modificar sustancialmente variando las condiciones de visualización. La obtención del máximo rendimiento diagnóstico de la imagen se facilitará garantizando la calidad y estabilidad de las mismas.

Los parámetros a controlar en cuanto a lo referente a las condiciones de visualización, el brillo e inhomogeneidad de los negatoscopios y la iluminación ambiental, no están influenciados por el resto de los elementos de la cadena de formación de la imagen y son fácilmente cuantificables en unidades absolutas. Por todo esto, parecen adecuados para realizar comparaciones entre diferentes centros o servicios.

Además teóricamente es sencillo llevar a cabo las correcciones que solventen las posibles deficiencias detectadas, dado el bajo coste que, en principio, supone la normalización de los valores tanto del brillo como de la inhomogeneidad. Estas razones llevaron a considerar el control de los negatoscopios como la primera etapa del programa de control de calidad.

2.1.1. DETERMINACION DE LAS MAGNITUDES Y DEL METODO DE MEDIDA

La falta de información sobre el método de medida a seguir, en función del tipo de fotómetro utilizado, y la indeterminación en la definición de alguno de los parámetros a controlar, llevaron a realizar un estudio detallado sobre los criterios de medida.

La eficacia del diagnóstico radiológico está influenciada por los tres parámetros físicos siguientes, relacionados con las condiciones en las que el médico examina las radiografías:

- a) iluminación ambiental de la sala.
- b) luminancia del negatoscopio (generalmente denominado brillo).
- c) inhomogeneidad de la luminancia en la superficie del negatoscopio.

a) La **iluminación ambiental**, definida como "la luz en la zona próxima al área de visualización de la imagen", no debe interferir el diagnóstico. Como regla general la luz ambiental de la habitación debe mantenerse lo suficientemente baja como para evitar reflexiones, pero no tanto como para provocar en el observador el deslumbramiento producido por el negatoscopio dada la diferencia entre ambas iluminaciones. Es, por tanto, necesario un adecuado balance entre la iluminación ambiental y la luminancia del negatoscopio.

La iluminación ambiental puede medirse con un fotómetro con o sin difusor. La magnitud física a medir es la "iluminación", definida como "el flujo (potencia de la radiación emitida, medida a través de su capacidad de estimular el ojo fotópico humano, en lumen) por unidad de área (área del objeto iluminado a una cierta distancia de la fuente de luz)" (Sears, 1974). La unidad apropiada es el lux ($1 \text{ lx} = 1 \text{ lm/m}^2$). En sentido estricto, la iluminación sólo se define para fuentes puntuales, esto es, la fuente debe estar lo suficientemente alejada como para considerar únicamente rayos paralelos.

Para medir la iluminación ambiental, el luxómetro debe colocarse a la distancia habitual de observación de las películas, 30-40 cm del negatoscopio (OMS, 1984), con éste apagado dado que únicamente interesa la iluminación de fondo.

En la literatura científica (USDH, 1979; Moores, 1987), existe un acuerdo generalizado sobre los valores recomendados de la iluminación medida en estas condiciones. Estos valores deben estar en el rango de 50-100 lx, que corresponde a la intensidad de luz adecuada para realizar tareas visuales fáciles, por ejemplo, la visualización de grandes detalles bien contrastados.

b) la **luminancia** o **brillo** se define como "el flujo de luz emitido por unidad de superficie y ángulo sólido (estereorradián)" (Ditchburn, 1982). Representa la luz emitida por elementos de superficie infinitesimales en una dirección dada y caracteriza superficies emisoras reales. La unidad de luminancia es el $\text{lm/sr}\cdot\text{m}^2$ donde lm/sr se denomina candela (cd). La candela es la unidad de intensidad de luz. De este modo el brillo puede expresarse también en cd/m^2 .

La luminancia del negatoscopio o brillo puede medirse con un luxómetro en contacto con la superficie luminosa. Debe realizarse una calibración previa para convertir iluminación (lx) en luminancia (cd/m^2).

En el apéndice II se describe la calibración del luxómetro empleado en este protocolo de control. El factor de calibración, resultó ser:

$$E (\text{lx}) \cdot 0,497 = B (\text{cd/m}^2) \quad (1.1)$$

donde E es la iluminación y B el brillo.

Recientemente Integrated Radiological Services Ltd. ha comercializado fotómetros ya calibrados que permiten la lectura directamente en cd/m^2 (Moores, 1991).

Como se detalla a continuación, incluso para negatoscopios no deteriorados por el uso, no existe uniformidad, por lo que debe establecerse claramente, en los protocolos de control de calidad, si el dato de interés es el brillo medio o bien el

brillo en determinados puntos de la superficie (por ejemplo en el centro del negatoscopio). Puesto que las radiografías se visualizan en contacto directo con el negatoscopio y la información diagnóstica de mayor relevancia suele obtenerse a partir de zonas, por lo general situadas en la parte central de la imagen, la segunda opción parece preferible.

La mayoría de los autores coinciden en considerar como definición del brillo la lectura en el centro del negatoscopio (AAPM, 1978; USDH, 1979; Gray, 1982; WHO, 1982; Bäulm, 1982; Moores, 1987; Hartmann, 1989; CCE, 1989).

El valor considerado como óptimo por algunos autores es de 1.500 cd/m² (Hartmann, 1989), tal y como señala el documento de trabajo emitido por un grupo de expertos de la Comunidad Europea (CCE, 1989). En la última versión de dicho documento se indica un valor mínimo de 2.000 cd/m², considerando que en negatoscopios con este valor de brillo se podrían observar detalles de imagen correspondientes a valores de densidad óptica superiores a 2 (CCE, 1990).

En el capítulo IV se describen las experiencias diseñadas para evaluar la evolución de los distintos parámetros de calidad de la imagen y se detallan los resultados obtenidos. Estas pruebas han permitido proponer unos valores límite, como valor mínimo aceptable de brillo 1.000 cd/m² y como valor recomendable 1.500 cd/m².

c) la **inhomogeneidad** no presenta en la literatura acuerdo en lo referente a su definición. En nuestro programa de control de calidad se ha utilizado la siguiente expresión para calcular la falta de uniformidad de los negatoscopios (inhomogeneidad, I, en porcentaje):

$$I = 100 \cdot \sigma(B_N) / B \quad (1.2)$$

donde $\sigma(B_N)$ es la desviación estándar de la medida del brillo en N puntos diferentes (B_N) del negatoscopio y B es el valor medio de B_N .

Para estimar el número y posición de los puntos a medir, inicialmente se tomaron 63 medidas separadas 5 cm entre sí, cubriendo toda la superficie del negatoscopio. En la figura 2.1 se representa la distribución de las lecturas en contacto correspondientes a un negatoscopio recién adquirido y, por tanto, sin deterioro por uso previo.

La inhomogeneidad calculada usando la ecuación 1.2 fue de 60,45 % cubriendo el 100 % de la superficie, y de 34,86 % cuando sólo se consideró el 55 % central de la superficie (35 medidas). Este último resultado se reprodujo tomando únicamente 9 medidas que se obtuvieron dividiendo idealmente la superficie del negatoscopio en 9 rectángulos y midiendo en el centro de cada uno de ellos. Este criterio ha sido el seguido a lo largo de todo el estudio. Debe tenerse en cuenta que los resultados pueden diferir de los obtenidos si se consideran los valores correspondientes a los bordes del negatoscopio.

En la literatura el valor de inhomogeneidad permitido como máximo es del 15 % (OMS, 1984). En cambio, otros autores consideran un criterio más estricto admitiendo sólo valores inferiores al 10 % (Moores, 1987). El primer valor parece más aceptable y realista.

MATERIAL

Todas las medidas se realizaron con un luxómetro marca PHYWE, modelo 07024.00 con fotocélula de silicio sin difusor, con un error de lectura de $\pm 2,5$ % para luz paralela. Como se ha indicado, en el apéndice II se describe el proceso de calibración de este luxómetro.

CONTROL DE LA INHOMOGENEIDAD DISTRIBUCION DE LECTURAS EN CONTACTO EN UN NEGATOSCOPIO NUEVO

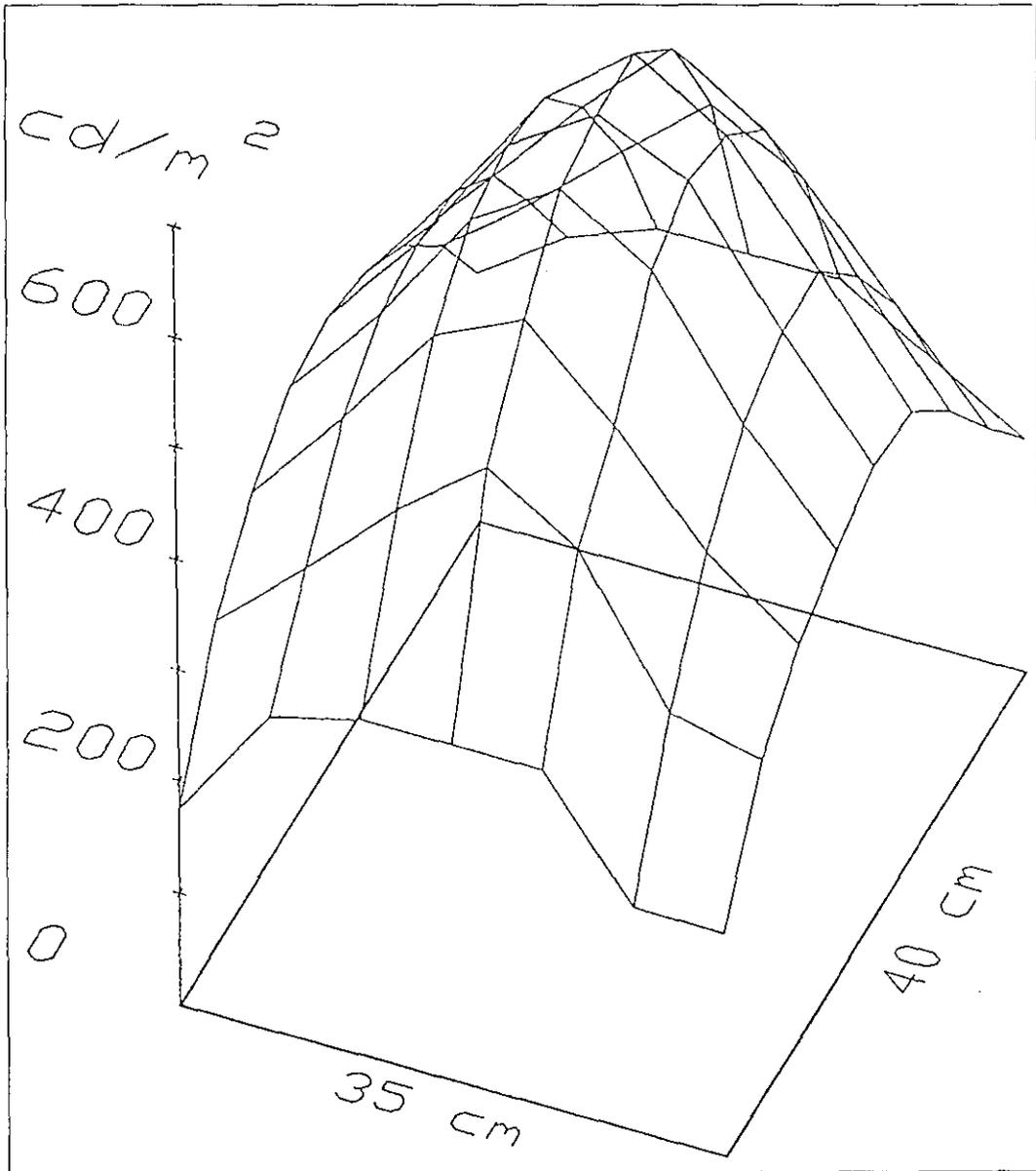


FIGURA 2.1

2.2. CONTROL DE PROCESADORAS

Con el procesado de la película, la imagen virtual, latente e inestable pasará a ser visible, estable, duradera y manejable, permitiendo emitir un diagnóstico.

El procesado radiográfico está constituido por una serie de operaciones sucesivas:

- Revelado: transforma los cristales de halogenuro de plata impresionados en depósitos de plata metálica que finalmente aparecerán en la imagen como ennegrecimientos.

Los líquidos reveladores tienen como principales componentes las hidroquinonas.

- Fijado: diluye los cristales no impresionados y detiene la acción del líquido revelador.

Los líquidos que realizan esta función se componen básicamente de ácidos acético o cítrico.

- Lavado: elimina las sustancias utilizadas en las fases anteriores de manera que se detengan las reacciones químicas que están teniendo lugar. Habitualmente el lavado se realiza con un baño de agua y en algunos casos por ducha.

- Secado: se elimina el agua que queda sobre la película mediante corrientes de aire caliente.

La perfecta realización del procesado radiográfico depende fundamentalmente de la eficacia con que los líquidos utilizados actúan sobre la emulsión fotográfica de las películas, a su vez es función de:

- La composición.
- La concentración.
- La temperatura.
- El tiempo de permanencia de la película en los mismos.

En principio, la instalación en los Servicios de Radiodiagnóstico de procesadoras automáticas facilita que se mantengan apropiadamente estos cuatro factores.

La estabilidad de las condiciones de procesado dependerá también en gran medida del correcto uso de la procesadora, incluyendo en este apartado la preparación de los líquidos de procesado, la adecuación de la carga de trabajo al modelo de procesadora de que se trate y la realización de un buen mantenimiento de la misma:

- La preparación de los líquidos de procesado debe realizarse siguiendo fielmente las instrucciones del fabricante, mezclando los distintos componentes en el orden que este indica.
- Una procesadora convencional debe tener una carga de trabajo superior a 50 películas/día para que el regenerado de los líquidos sea el apropiado y no sufra alteraciones (ni exceso ni defecto) (Legros, 1989). Este refuerzo debe ser función del número y tipo de películas que se procesan diariamente (es importante considerar si hay emulsión en una o en las dos caras) (Law, 1988).
- En cuanto al mantenimiento, en función de las recomendaciones de las casas comerciales (Kodak, 1987; Gárate, 1988), hay que considerar distinta periodicidad:

- Diario: Limpieza de los rodillos de paso, vaciado del tanque de agua, retirada de la tapa superior al terminar la jornada de trabajo.

- Semanal: Limpieza de las bandejas de carga y de salida, ajuste de la tasa de regenerado, limpieza de tanques y rodillos.

- Mensual: Vaciado y limpieza de tanques, limpieza de rodillos, comprobación de bombas, engranajes, fusibles, tomas a tierra y termostatos.

Se puede considerar recomendable que el mantenimiento diario y semanal se realice por el propio centro y el mensual por el centro o por alguna casa comercial. En cualquier caso es imprescindible llevarlo a cabo con regularidad y por personal convenientemente adiestrado.

Cualquier variación de todo lo indicado hasta ahora puede suponer:

- La alteración de la imagen con una probable pérdida de valor diagnóstico.

- Un aumento en el número de repetición de exploraciones y por tanto un incremento en la dosis recibida por el paciente.

- Un incremento en los costes económicos.

Lo anteriormente expuesto entra en contradicción con los tres objetivos básicos de un programa de garantía de calidad en Radiodiagnóstico: la disminución de dosis al paciente, la buena calidad diagnóstica de la imagen y la disminución de los costes. Es, por tanto, imprescindible realizar un control exhaustivo de la calidad del procesado, pretendiendo obtener, en un principio, la mayor estabilidad posible y posteriormente, su optimización.

2.2.1. PARAMETROS A CONTROLAR Y METODOLOGIA

El control de calidad de las procesadoras que se ha seguido es similar a los propuestos por algunas casas comerciales y a otros descritos en la literatura (Kodak, 1987; Moores, 1987; Gárate, 1988; Mckinney, 1988).

El control se llevó a cabo mediante métodos sensitométricos, de manera que se relaciona la exposición de la película con los ennegrecimientos obtenidos en ella tras su procesado. Manejando dos de estos factores podemos conocer el tercero. En este caso, mediante la exposición y la medida del ennegrecimiento de la película, obtenemos una información bastante precisa de las condiciones de procesado. La sensitometría puede realizarse siguiendo dos métodos:

- Con rayos X, que a su vez permite distintas metodologías, realizar exposiciones variando tiempo, miliamperaje o distancia foco-película, o más habitualmente utilizando cuñas de aluminio previamente calibradas sobre las cuales se realizan exposiciones en las condiciones de calibración. Son por lo general de 11 escalones y tienen la ventaja de que las condiciones de trabajo son reales, pero los inconvenientes de la posible inestabilidad del tubo, las variaciones que puedan surgir entre los distintos equipos y la propia dificultad de la calibración de la cuña de aluminio.

- Con luz, empleando sensitómetros que impresionan la película con luz azul o verde, en función del tipo de emulsión de la película utilizada para el control, pretendiendo simular la emisión de luz de las cartulinas de refuerzo. En este caso las condiciones no se ajustan, por completo, a la realidad ya que no se considera ni la radiación ni el espectro completo de emisión de las cartulinas de refuerzo, simulando sólo una parte del mismo.

En ambos casos se determinan mediante un densitómetro las densidades ópticas asociadas a cada escalón. La representación gráfica de estas medidas da lugar a la curva característica o de sensibilidad de la película (figuras 2.2 y 2.3), mediante la cual se pueden determinar las siguientes magnitudes normalmente utilizadas en las pruebas de constancia del procesado (Lehmann, 1992):

- **Velo:** corresponde al valor de la densidad óptica de la película cuando se procesa sin ser expuesta.

- **Índice de Velocidad:** asociada al punto de la curva cuya densidad, producida por una exposición constante, está dentro del rango 0,8-1,2. Indica la sensibilidad de la película.

- **Índice de contraste:** es la diferencia entre el índice de velocidad y un valor de densidad óptica producida por una exposición constante, mayor que la utilizada para producir el índice de velocidad, generalmente en el rango 1,6-2. Está relacionado con la pendiente de la curva característica en su tramo lineal.

En la práctica la determinación de dichas magnitudes no necesita de la representación completa de la curva característica, basta con tomar valores en 3 puntos:

- el primer escalón densitométrico, que corresponde al velo.

- el escalón densitométrico cuyo ennegrecimiento tenga un valor más próximo a la densidad 1, representado como A en las figuras 2.2 y 2.3.

- el escalón densitométrico de valor más cercano al 2, representado como B en las figuras 2.2 y 2.3.

El valor A corresponde a la velocidad y el valor B-A representa una medida del contraste.

En nuestro caso se escogió realizar la sensitometría con luz, dado el tamaño de la muestra y la falta de información previa acerca de las condiciones de estabilidad de los equipos de rayos X. La emisión del sensitómetro utilizado simula la luz emitida por las pantallas de refuerzo. Si bien es monocromática, su longitud de onda se sitúa en una zona adecuada del espectro azul y permite la realización de controles relativos.

A partir de diseños experimentales del protocolo se descartó la idea de realizar medidas absolutas, por ello para realizar el control se debe partir de unos valores de referencia iniciales (en la literatura anglosajona "base line values") para cada procesadora, se obtienen promediando los correspondientes, al menos, a 10 películas impresionadas y procesadas en un mismo día, en principio al día siguiente a una revisión de la procesadora por el servicio técnico responsable del mantenimiento de la misma. Una vez establecidos los valores de referencia, se toman las medidas en los mismos escalones en las películas que cada día se impresionen y procesen a lo largo del control, empleando siempre el mismo sensitómetro.

Durante el control deben medirse las temperaturas correspondientes a los líquidos de procesado, especialmente la del revelador, dada la relación que tiene con los valores de velo, velocidad y contraste, tal y como se indica posteriormente. En nuestro protocolo no se admitieron variaciones de la temperatura superiores a 2°C (HPA, 1976; ANSI, 1982; Kodak, 1987; McKinney, 1988). Otros autores consideran como máxima variación permisible 0,5°C (Moore, 1987).

Por último, deben anotarse todas aquellas incidencias que puedan influir sobre la procesadora: cambios de líquidos, averías, revisiones, etc.

CURVA CARACTERISTICA SENSITOMETRIA CON RAYOS X

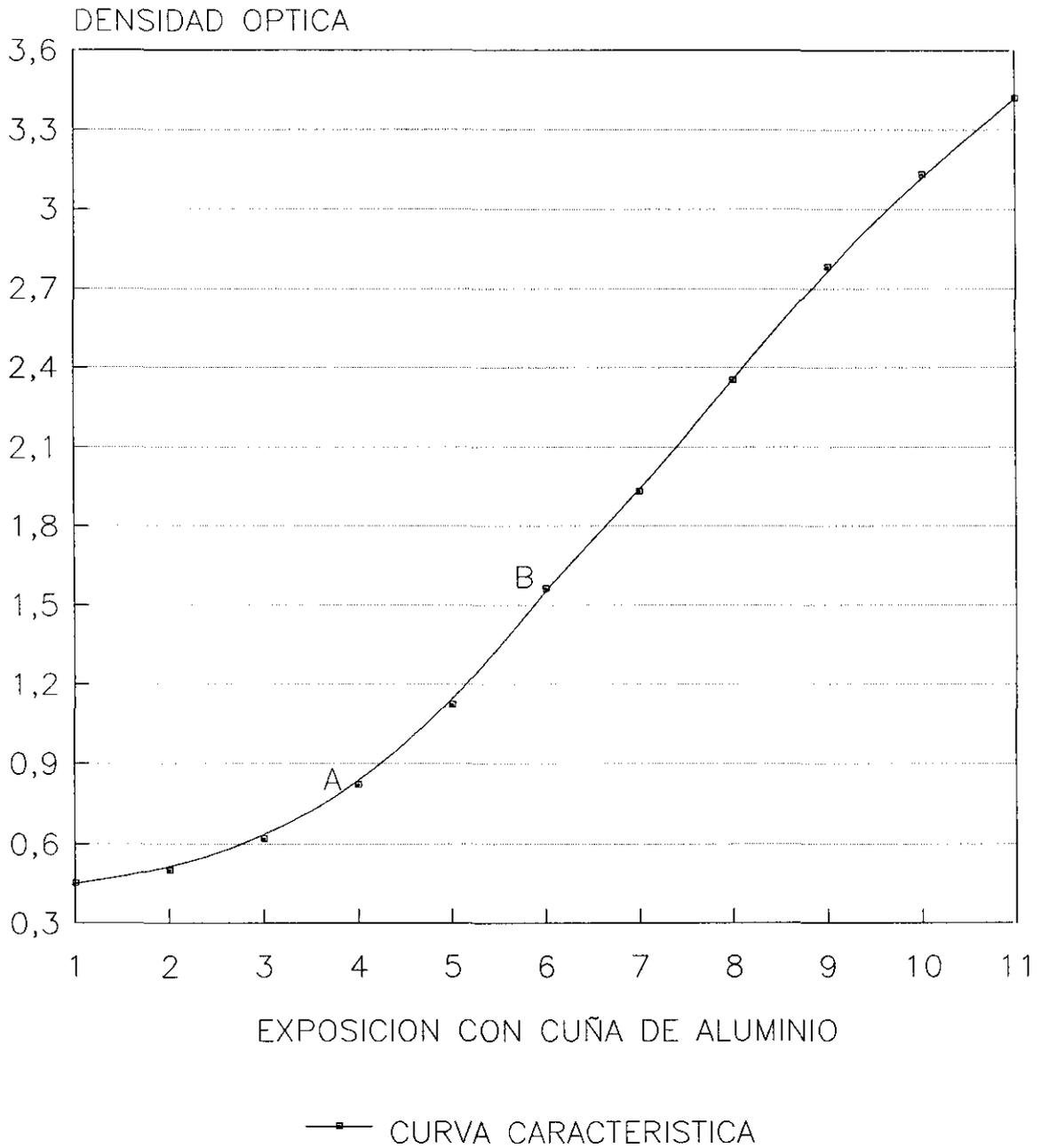


FIGURA 2.2

CURVA CARACTERISTICA SENSITOMETRIA CON LUZ

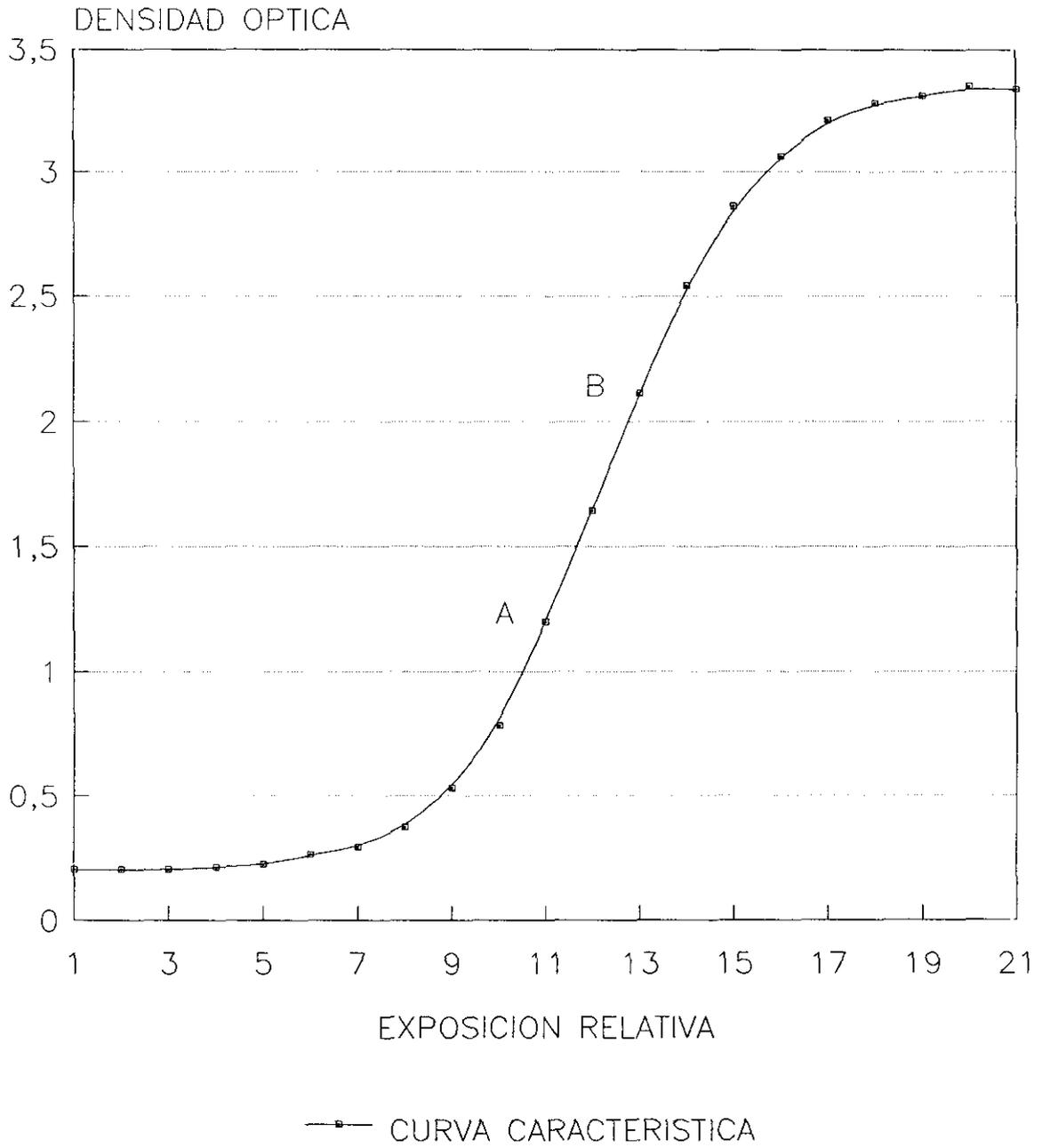


FIGURA 2.3

Una vez comenzado el control se comprobó que se producían alteraciones puntuales en los distintos parámetros verificados que sólo podían detectarse si el control se efectuaba diariamente.

Las variaciones que diariamente se producen respecto a los valores de referencia de los distintos parámetros permiten emitir un "diagnóstico" acerca de las condiciones en que trabaja la procesadora. Se pueden detectar así con anticipación anomalías en su funcionamiento, como alteraciones en la eficacia de los líquidos resultado de problemas en la regeneración de los mismos, variaciones significativas en la temperatura, etc, pudiendo tomar las acciones correctoras pertinentes, aún antes de que se manifiesten en forma de deterioro de la imagen; también facilita la detección de fallos en la iluminación de la cámara oscura o en el almacenamiento y de anomalías en las películas utilizadas en el centro.

Variaciones superiores a 0,05 en **velo**, $\pm 0,15$ en **velocidad** o $\pm 0,15$ en **contraste** requieren, en teoría, una acción correctora en las condiciones de procesado, dada la influencia que esto representa en la imagen (HPA, 1976; ANSI, 1982; Kodak, 1987; McKinney, 1988; Lehmann, 1992).

En función de las definiciones de índices de velocidad y de contraste, para definir los rangos de procesado correcto, se han tomado como valor máximo de velo 0,25 y como valores mínimos de velocidad e índice de contraste 0,80.

A título indicativo se presentan en la tabla 2.1 las evoluciones de los distintos parámetros en las principales anomalías.

T A B L A 2.1

Evolución de los parámetros de control: velo, velocidad y contraste, en las principales alteraciones del procesado o del cuarto oscuro

	VELO	VELOCIDAD	CONTRASTE
Contaminación del revelador	+ + +	+ + +	- - -
Regenerado excesivo	+	+	-
Regenerado insuficiente	-	-	-
Entrada de luz	+ +	+ +	- -
Aumento de la temperatura	+	+	+/-
Descenso de la temperatura	-	-	-

Como datos complementarios del control pueden realizarse semanalmente medidas del pH de los líquidos de procesado (revelador y fijador), que nos completarán la información acerca de la regeneración y eficacia de los mismos. También de forma accesoria pueden efectuarse medidas del contenido en plata del fijador. La información que puede obtenerse con estas medidas corresponde más a las acciones a tomar desde el punto de vista de un servicio técnico que a la calidad de la imagen. Por este motivo en este protocolo no se han realizado estas medidas, simplificando a la vez la toma de datos.

Por último, indicar que en este estudio se ha pretendido obtener información de la situación actual en los centros controlados, por ello se han dejado evolucionar las procesadoras sin proponer las medidas correctoras que pudieran ser necesarias hasta el final del estudio, salvo en casos de gran deterioro de la imagen.

2.2.2. VARIACION DE LOS PARAMETROS CONTROLADOS CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

Como se ha indicado anteriormente la temperatura del líquido revelador juega un papel fundamental en la eficacia y estabilidad del procesado radiográfico. En las procesadoras convencionales, la temperatura de trabajo está situada alrededor de los 35°C.

En las figuras 2.4, 2.5 y 2.6 se presentan respectivamente las variaciones de velo, velocidad e índice de contraste en función de la temperatura del revelador, partiendo de temperaturas inferiores a las empleadas en condiciones normales. El velo y la velocidad aumentan de manera monótona con el incremento de la temperatura. En cambio el índice de contraste aumenta en una primera fase, pero a partir de un cierto valor de temperatura (35,8°C en este caso) disminuirá, con la consiguiente pérdida de la gama de grises que se manejan para el diagnóstico.

La realización de estas curvas, en las que se han enfrentado los tres parámetros sensitométricos (el velo, la velocidad y el índice de contraste) con la temperatura del líquido revelador, ha permitido en algunos casos optimizar el procesado radiográfico. Este hecho ha tenido repercusión tanto en la imagen radiográfica como en la dosis impartida a paciente. Para ello se ha considerado como factor determinante la evolución del índice de contraste.

MATERIAL

Las exposiciones se realizaron con un sensitómetro marca Victoreen, modelo 07.417, con emisión de luz azul de 455 nm y cuña óptica de 21 escalones con una diferencia de densidad óptica entre escalones de 0,15. Calibrado de forma que entre dos escalones consecutivos tiene lugar un aumento en la exposición un factor $\sqrt{2}$ (es necesario que los sensitómetros a utilizar tengan unas condiciones de reproducibilidad de un ± 2 %).

EVOLUCION DEL VELO CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

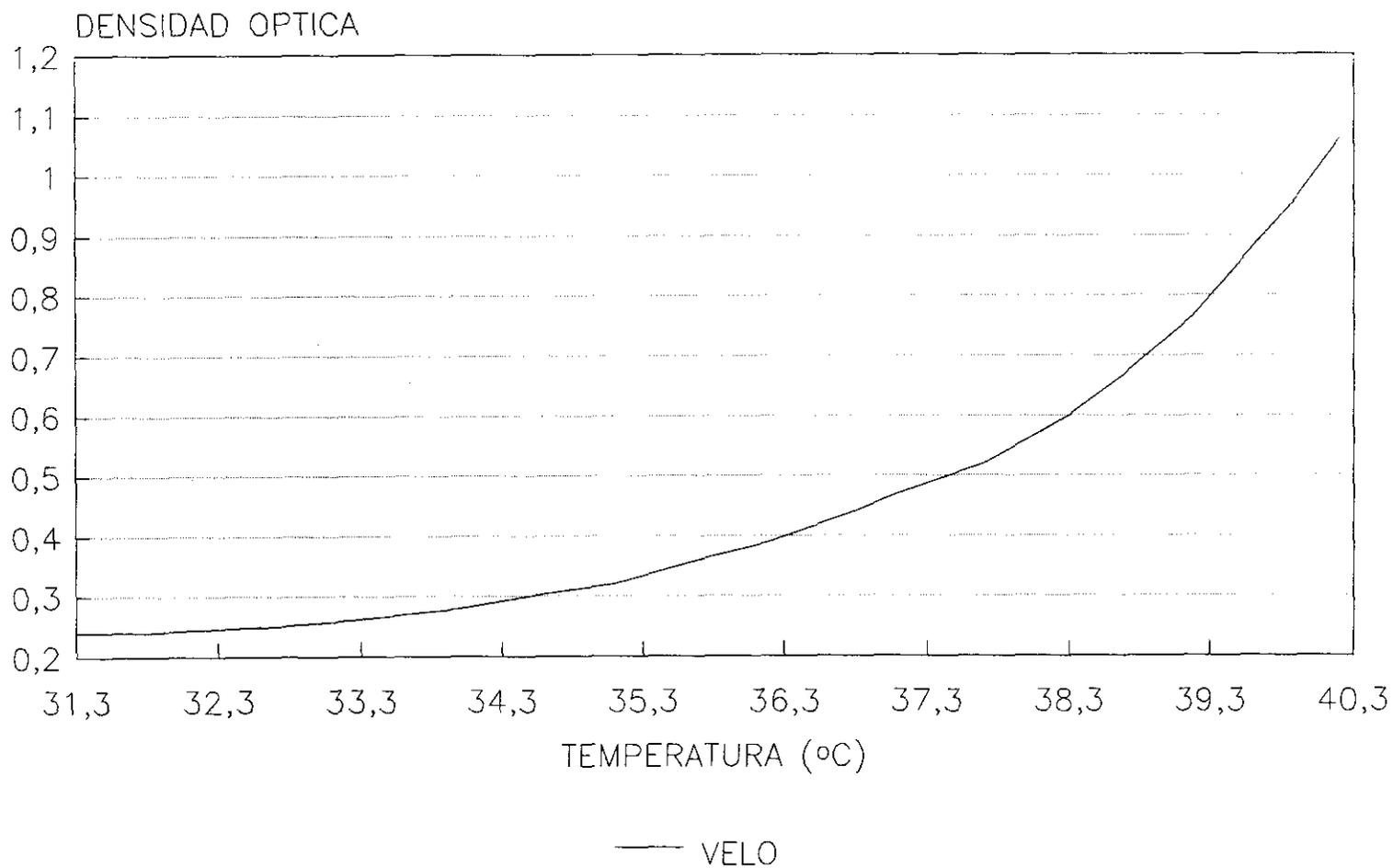


FIGURA 2.4

EVOLUCION DE LA VELOCIDAD CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

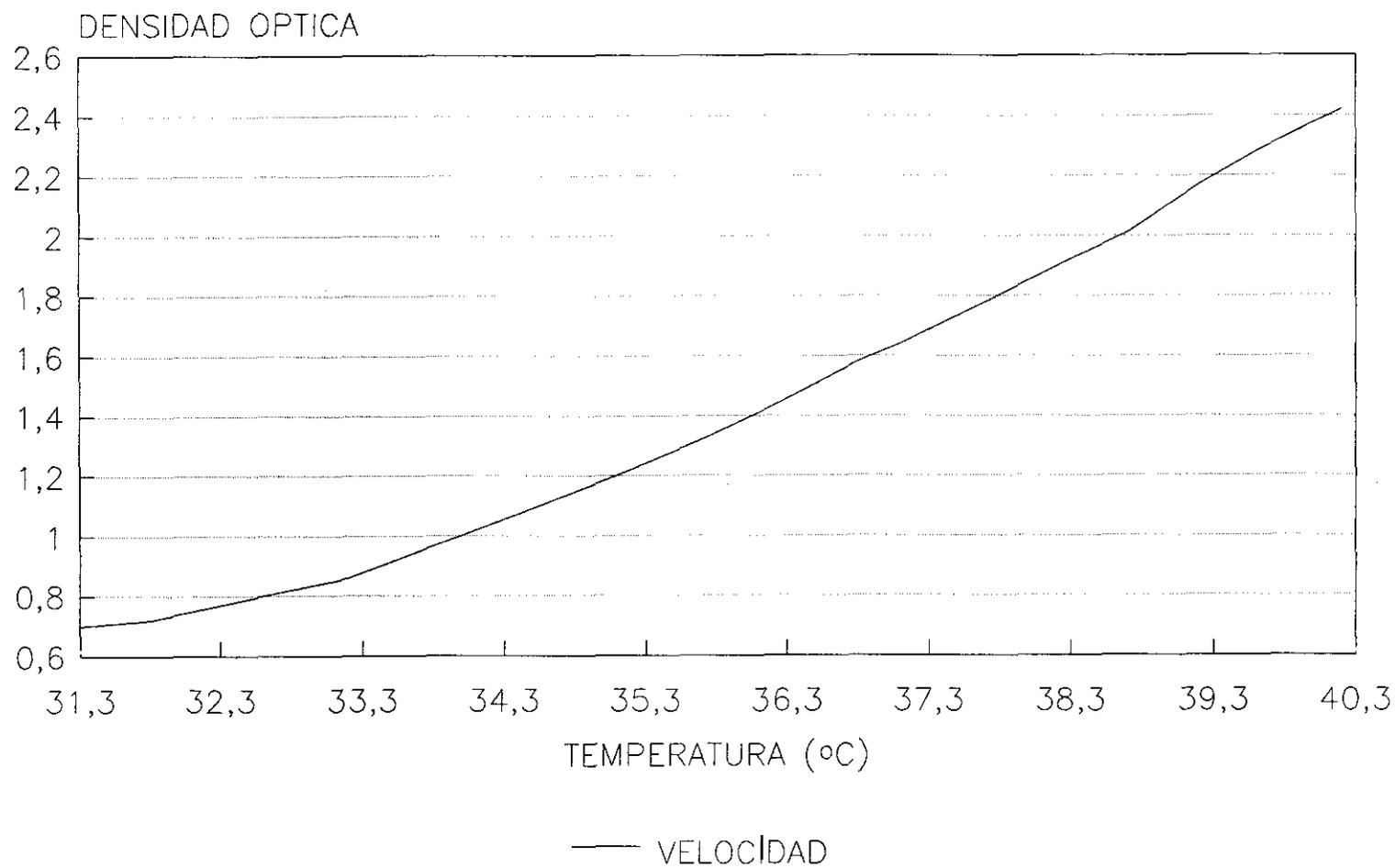


FIGURA 2.5

EVOLUCION DEL INDICE DE CONTRASTE CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

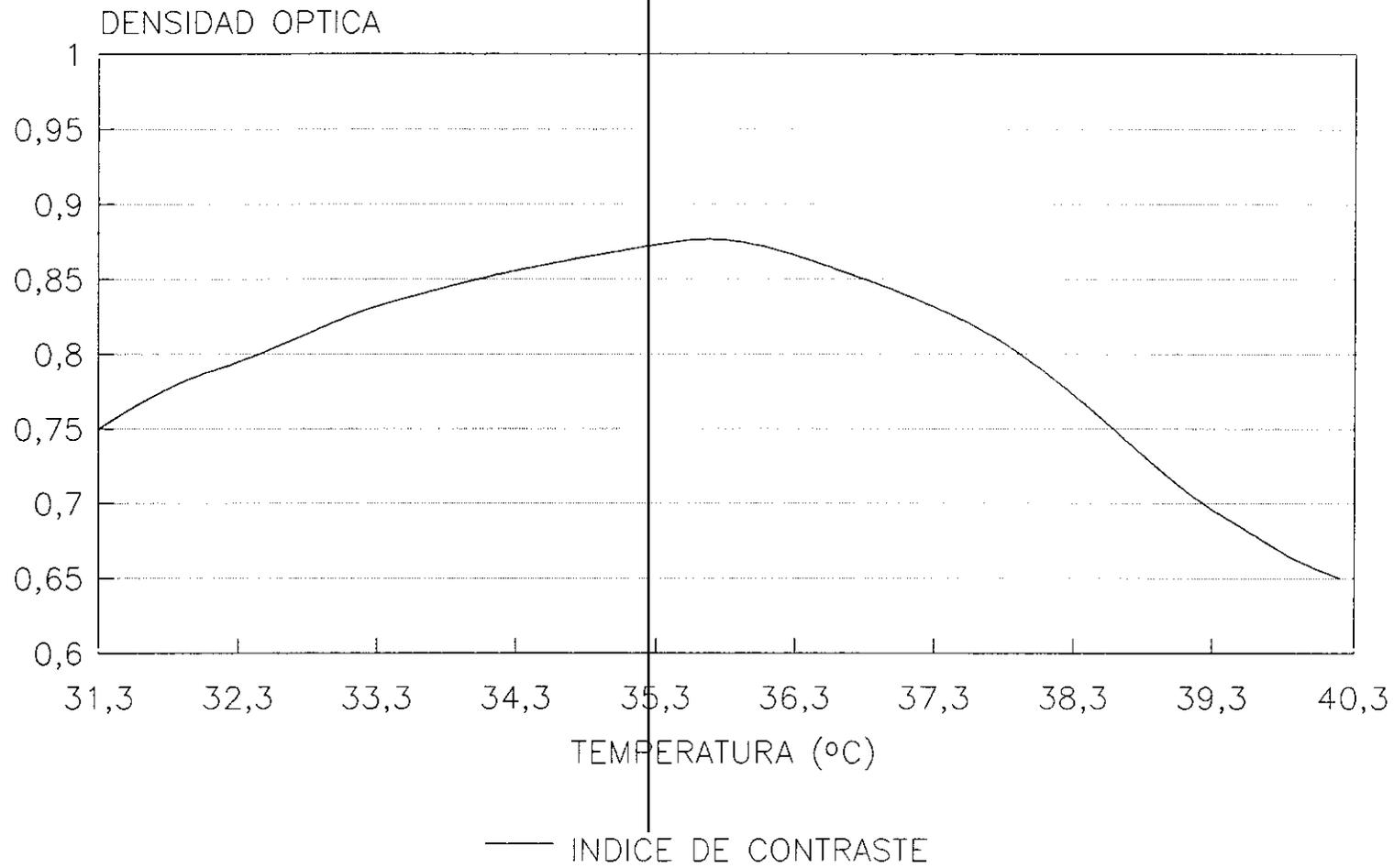


FIGURA 2.6

La lectura de las densidades ópticas se efectuó con un densitómetro digital marca Victoreen, modelo 07-424 y un densitómetro Scanning Densitometer X-Rite 380 de lectura automática (la densitometría debe realizarse con aparatos calibrados de acuerdo con su propia cuña, con un error permisible de $\pm 0,01$).

La medida de la temperatura de los líquidos de procesado se realizó con termómetros digitales marca Victoreen, modelo 07-402 (el termómetro a utilizar debe tener un margen de error de $\pm 0,1^{\circ}$ C).

2.3. CONTROL DE CUARTOS OSCUROS

El cuarto oscuro es, por definición, una habitación en la que siendo la iluminación escasa, además atraviesa filtros especiales y, por función, un laboratorio en el que las películas radiográficas pueden alterarse por radiación, luz, calor, presión, humedad, vapores, electricidad estática o manipulación inadecuada. Por sentido común, este laboratorio debe mantener un alto nivel de organización, estar bien ventilado, ser amplio, bien distribuido, estanco a la luz blanca, limpio, seguro y cómodo para desarrollar el trabajo en esas condiciones. No le debe llegar más radiación que la de fondo.

2.3.1. CARACTERISTICAS DEL CUARTO OSCURO. INFLUENCIA DEL DISEÑO DEL CUARTO OSCURO

A continuación se detallan las principales características que debe cumplir un cuarto oscuro:

- Ubicación. El cuarto debe situarse en un lugar accesible desde las distintas salas de exploración que atienda. Para llegar a él, no deben atravesarse salas de rayos X por obvias razones tanto de protección como de "seguridad de la imagen"; no estará a una distancia excesiva de aquellas salas a las que preste servicio. No debe tener ventanas y debe tener una sola puerta por la que se accederá a él desde un cuarto claro.

- Tamaño. En lo que se refiere a la amplitud del cuarto, debe ser la suficiente para que la o las personas que en él trabajan, puedan hacerlo con la mayor comodidad posible. Se recomienda un mínimo de 7 m² para una procesadora, 10 m² si hay una persona de dedicación completa. Debe haber una altura de 3 m (Kodak, 1987).

- Distribución. El cuarto oscuro debe tener una superficie rectangular, esto evita la existencia de rincones de difícil acceso y la pérdida de espacios. En segundo lugar, ha de tenerse

una idea clara de lo que debe estar dentro y fuera del cuarto oscuro; así, la procesadora se ubicará fuera del mismo, estando en su interior sólo la bandeja de alimentación, también en el exterior se situarán los tanques de regenerado de los líquidos de procesado y los de recuperación de plata (Kodak, 1987).

En el interior del cuarto es necesario que haya una clara separación entre parte húmeda y parte seca. Las mesas de trabajo se colocarán de forma que el trayecto entre éstas y la procesadora sea lo más corto y cómodo posible, evitándose cruces si trabajan dos personas en el cuarto.

Se debe valorar cuidadosamente la colocación de más de una procesadora. En el caso de situar dos en un mismo cuarto debe hacerse de forma que haya la misma distancia entre la mesa de trabajo y las bandejas de alimentación de las procesadoras, evitando la falta de uso de una de éstas.

Habrá un cajón de carga en el que se coloquen ordenadamente los distintos tipos de película que se utilicen en las salas a las que sirve el cuarto; hay que tener en cuenta que en el cuarto oscuro, las películas han sido extraídas de su caja, perdiendo así la protección que tenían frente a luz, humedad, etc. El cajón de carga debe ser un cuarto oscuro dentro del cuarto oscuro.

El cuarto no debe ser un almacén de películas. Se evitará que las cajas de películas estén sobre la mesa de trabajo, en la superficie de ésta debe haber los menos objetos posibles.

El cuarto oscuro tendrá una sola puerta de entrada, con unas medidas razonables de seguridad para evitar que sea abierta inoportunamente (una luz que se encienda al estar ocupado el cuarto, un simple pestillo, etc). Probablemente el entrenamiento del personal sea la medida más apropiada. La salida de la procesadora será siempre a un cuarto claro, en ningún caso estará en una sala donde se realicen exploraciones radiológicas.

Debe haber pasachasis con clara separación entre chasis con películas expuestas y no expuestas.

- Limpieza. El cuarto debe ser fácil de limpiar, a ello contribuirá decisivamente la buena distribución del mismo evitando rincones innecesarios y zonas de difícil acceso. Es necesario que haya un recipiente para aquellos materiales sólidos que deban eliminarse.

- Iluminación. Por definición, el cuarto ha de ser estanco a la luz blanca por lo que se construirá de forma que no se produzcan entradas de luz, pero debe tener algún tipo de iluminación que permita el trabajo en su interior. Para ello deben emplearse luces de seguridad compuestas por bombillas de luz roja con una potencia inferior a 25 W, que siempre han de ir acompañadas del filtro específico, estarán situadas como mínimo a 1,20 m de la mesa de trabajo o de la bandeja de alimentación de la procesadora (OMS, 1985). Habrá luz blanca, a utilizar en los momentos en que no se trabaje con películas radiográficas, sus interruptores estarán a una altura de 1,80 m para evitar encendidos accidentales. La manipulación de las películas ha de ser lo más rápida posible, ya que éstas están sometidas a una doble exposición a la luz en el cuarto oscuro, tanto en el momento de carga del chasis como en el de descarga, tomando en consideración que estando ya impresionada por la exposición a los rayos X la película es más sensible a la luz (Suleiman, 1984).

- Niveles de radiación. Evidentemente no debe haber más radiación que la de fondo, no ya por la posible alteración de las películas, sino por el personal que en este cuarto desarrolle su trabajo, ajustándose en este sentido a la reglamentación existente en el país. En lo que se refiere al primer aspecto, la radiación debe estar por debajo de 10 μ Gy/semana (Moores, 1987).

- Temperatura. Se mantendrá entre 20 y 25°C (Moores, 1987), tanto por la conservación de las películas como por la comodidad del personal.

- Humedad ambiental. Estará entre el 40 y el 60 % por las mismas razones anteriormente expuestas para la temperatura (Moore, 1987). Una humedad por encima de los límites se manifestará en un deterioro de la película con aumento de velo. Por debajo de un 40 % se favorece la aparición de cargas de electricidad estática en las películas.

- Ventilación. El aire del cuarto oscuro debe renovarse periódicamente, evitando la acumulación de vapores procedentes de los líquidos de procesado, en los que hay productos sensibilizantes como hidroquinonas y bromuro potásico, o cáusticos como sulfito sódico, tiosulfato amónico o ácido acético. Los posibles efectos perjudiciales para el personal serían debidos a los vapores de ácido acético o ácido cítrico del fijador, que pueden producir irritación de las mucosas nasal, conjuntival y faríngea. Las hidroquinonas pueden producir también alteraciones en piel y ojos (Derobert, 1970; Larcan, 1974; Lauwerys, 1982).

Los valores límite umbral (TLVs) de exposición, referidos a la concentración media ponderada en el tiempo (TWA), adoptados en España son: para hidroquinonas, 2 mg/m³ y para ácido acético 25 mg/m³ (CAHIG, 1987), valores también reconocidos por el National Institute for Occupational Safety and Health (N.I.O.S.H.) y la Occupational Safety and Health Administration (O.S.H.A.) en Estados Unidos (Scientific American Medicine, 1987).

La legislación vigente indica, para cualquier espacio de trabajo, una entrada de aire fresco y limpio de 30-50 m³ a la hora, salvo que haya una renovación total de aire no inferior a seis veces a la hora (BOE, 1971). Algunas casas comerciales recomiendan que sea de doce veces a la hora (Kodak, 1987). El sistema de ventilación no debería tomar el aire de pasillos, ni de otras habitaciones, sino del exterior del edificio, filtrándolo para evitar la entrada de partículas de polvo. El punto de salida del aire se situará en una posición diagonalmente opuesta al punto de entrada (Kodak, 1987).

Evidentemente a la hora de llevar a la práctica un programa de garantía y control de calidad en un centro, hay una serie de factores que no pueden variarse con facilidad; particularmente todas las condiciones de los cuartos oscuros que dependen directamente de su diseño y construcción, en concreto ubicación, tamaño, distribución y ventilación de los mismos. Es fundamental que estas características sean tenidas en cuenta a la hora de diseñar o remodelar un Servicio de Radiodiagnóstico, una vez construido el centro será difícil y costoso modificarlas. Así, debe valorarse si puede instalarse un cuarto oscuro reuniendo los requisitos aconsejados o si es más conveniente instalar una procesadora luz de día, que no exige condiciones tan específicas.

2.3.2. PARAMETROS A CONTROLAR Y METODOLOGIA

El control de calidad en el cuarto oscuro se ha realizado con las siguientes pruebas:

- Condiciones de iluminación. Se consideraron dos aspectos: las luces de seguridad y la estanqueidad a la luz blanca.

1) Luces de seguridad: no son seguras hasta que no se ha constatado su efectividad con un test de control. Un filtro puede perder su eficacia como resultado de grietas, perforaciones o por el uso de bombillas de potencia inadecuada. Se considera la potencia adecuada 15 W (Kodak, 1987; Gárate, 1988) con un máximo de 25 W (OMS, 1985).

La mayoría de los protocolos recomiendan realizar semestralmente exposiciones a la luz con películas previamente sensibilizadas (por ejemplo con una irradiación a 70 kVp, 2 mAs, 1 m) en cada una de las luces de seguridad (manteniendo las otras apagadas) y también una exposición en la mesa de trabajo con el efecto conjunto de todas las luces. Deben realizarse distintas exposiciones aumentando

los tiempos de permanencia en el cuarto oscuro (con diferencias de aproximadamente 2 minutos). Posteriormente las películas se procesan y se valoran densitométricamente. Unos aumentos excesivos de velo implicarán inadecuación de alguno de los componentes de la luz de seguridad (Kodak, 1987; Moores, 1987).

En otros protocolos se realizan 2 exposiciones con cuña de aluminio sometiendo a continuación las películas ya sensibilizadas a la acción de una luz de seguridad durante periodos de 1 y 4 minutos, de forma que la mitad de la cuña no reciba la acción de la luz. Esto permitirá determinar mediante densitometría la acción de esa luz de seguridad sobre los parámetros sensitométricos. Esta prueba debe repetirse en todas las luces de seguridad del cuarto y finalmente realizarse con el efecto conjunto de todas ellas (MSC, 1992).

En el protocolo seguido se han sustituido estas pruebas por un test mucho más sencillo consistente en acercar durante unos segundos una película virgen a la luz de seguridad, procesándola posteriormente. La razón de esta decisión estriba en el excesivo tiempo de permanencia en el cuarto oscuro que requieren las dos pruebas descritas anteriormente. En este caso midiendo a continuación la densidad óptica con un densitómetro, a veces a simple vista, un aumento indica la presencia de alteraciones en las luces de seguridad.

También debe comprobarse que las luces de seguridad se encuentran a una distancia superior a 1,20-1,30 m de la mesa de trabajo y de la bandeja de alimentación de la procesadora (OMS, 1985; Moores, 1987).

En relación a las luces, por último se debe considerar la especificidad de cada filtro para el tipo de película que se maneje en el cuarto oscuro, con especial atención a

la necesidad de filtros ortocromáticos para las películas sensibles al verde de uso habitual en mamografía y cámaras multiformato. Una inadecuación filtro-película produce aumentos de velo que pueden apreciarse a simple vista.

2) Estanqueidad a la luz blanca: se ha efectuado un simple test de percepción visual para detectar entradas de luz, prestando especial atención -tras un periodo de acomodación a la oscuridad- a las posibles entradas de luz por cercos de puertas, pasachasis, sistemas de ventilación o por la propia procesadora (OMS, 1985; Moores, 1987). Se comprobó si la altura de los interruptores de luz blanca era la adecuada.

- Niveles de radiación. Se debe comprobar cuando alguna pared del cuarto oscuro sea común a una sala de rayos X o si se observan de forma sistemática velos en películas por encima de lo normal. En este caso, deben realizarse evaluaciones dosimétricas al menos una vez y repetirse si varían las condiciones de trabajo o el tipo de equipo de la sala colindante.

Se supone que el control dosimétrico en el cuarto oscuro está incluido en el Programa de Protección Radiológica del centro en el caso de paredes compartidas con salas de rayos X o instalaciones radiactivas.

- Temperatura. La temperatura ambiental debe mantenerse a un nivel adecuado en el cuarto oscuro. Lo más aconsejable es monitorizar diariamente la temperatura, se recomienda utilizar termómetros de máximas.

- Humedad ambiental. Se controlará con un higrómetro y si fuera demasiado baja o demasiado alta pueden instalarse respectivamente un humidificador o un acondicionador de aire.

- Ventilación. Debe comprobarse la existencia de sistemas de renovación de aire del cuarto oscuro.

El protocolo seguido se recoge en la tabla 2.2.

T A B L A 2.2

Protocolo de control de calidad en cuartos oscuros: parámetros a controlar, método, material, valores límite y periodicidad

PARAMETRO	PRUEBA	MATERIAL	VALORES	PERIODICIDAD
ILUMINACION				
- LUZ DE SEGURIDAD	- EXPOSICION PELICULA SENSIBILIZADA	- DENSITOMETRO	- VELO < 0,01	- SEMESTRAL
	- EXPOSICION PELICULA VIRGEN	- DENSITOMETRO	- VELO < 0,01	- SEMESTRAL
- HERMETICIDAD A LA LUZ BLANCA	- VISUAL TRAS ACOMODACION			- SEMESTRAL
RADIACION	- DOSIMETRIA	- TLD	- 10 μ Gy/semana	- INICIAL
TEMPERATURA	- TERMOMETRIA	- TERMOMETRO	- 20-25°C	- DIARIA
HUMEDAD	- HIGROMETRIA	- HIGROMETRO	- 40-60 %	- DIARIA

2.4. CONTROL DE ALMACENES

El almacén de películas radiográficas debe cumplir, si cabe de forma más estricta, las mismas condiciones que el cuarto oscuro en lo que se refiere a humedad, temperatura, radiación y ventilación. En principio debemos considerar que las películas van a permanecer más tiempo en el almacén que en el cuarto oscuro. Las casas comerciales suelen indicar en las cajas de películas las condiciones apropiadas de conservación de las mismas, junto con la fecha de caducidad, esta última debe considerarse como orientativa, marca un límite para el uso pero no obviamente el momento óptimo de utilización del material. Las casas estiman en dos años el periodo útil de uso a partir de la fecha de fabricación, considerando un deterioro en los parámetros sensitométricos de las películas de un 2-10 % en condiciones óptimas de conservación.

En el mismo local en que se almacenan las películas, no deben guardarse productos químicos (particularmente los del procesado radiográfico). Las cajas de películas no estarán situadas cerca de los sistemas de calefacción, se colocarán siempre en posición vertical (nunca apiladas) y de tal modo que las más antiguas sean las más fácilmente accesibles, para que se empleen las películas menos frescas en primer lugar, evitando así que lleguen a deteriorarse (OMS, 1985).

Las condiciones físicas de almacenamiento (humedad y temperatura) adquieren importancia en función del tiempo de permanencia de las películas en el local, siendo por ello más críticas que en el cuarto oscuro.

2.4.1. PARAMETROS A CONTROLAR Y METODOLOGIA

Los métodos de control son similares a los empleados en el cuarto oscuro.

- En lo referente a la humedad, en base a la experiencia adquirida, debe prestarse especial atención en épocas invernales ya que puede pasarse de una humedad excesiva a un ambiente seco motivado por el encendido de las calefacciones, esto puede acarrear la aparición de cargas de electricidad estática en las películas que darán lugar a artefactos en las imágenes.
- Se ha comprobado la correcta colocación de las cajas de películas en vertical (OMS, 1985), así como la adecuada movilidad de las existencias y la presencia o no de películas caducadas.

2.4.2. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE ALMACENAMIENTO EN LAS CARACTERISTICAS DE LAS PELICULAS

Con el fin de valorar la influencia de unas condiciones inadecuadas de almacenamiento sobre las características sensitométricas de las películas, se han evaluado las películas

AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX
FUJI NEW RX	KODAK X-OMAT K	KONICA AX
3M R	VALCA HPX44	VALCA HPX45

tras un año de almacenamiento en condiciones inadecuadas, realizando los siguientes controles:

- Sensitometría con luz azul.
- Sensitometría con rayos X, realizando exposiciones a 80 kVp, 2 mAs y a distancia foco-película de 1 m.

2.5. CONTROL DE CHASIS Y CARTULINAS DE REFUERZO

Según la experiencia obtenida al desarrollar el protocolo de control, el punto crítico en el control de calidad correspondiente a chasis y cartulinas de refuerzo es la adecuación de la combinación cartulina-película a la imagen radiológica que se desea obtener en la exploración realizada. Esta adecuación debe entenderse desde dos puntos de vista: las necesidades diagnósticas y el riesgo radiológico.

En algunas exploraciones se considera más importante conseguir una disminución de la dosis recibida por el paciente, desde luego con una adecuada calidad de imagen diagnóstica, que alcanzar grandes detalles de imagen a costa de impartir mayores dosis. Siempre y cuando esos detalles de imagen no sean imprescindibles para emitir un diagnóstico. Así en Radiodiagnóstico pediátrico tanto en las urografías intravenosas como en las cistouretrografías miccionales, las dosis en superficie impartidas se pueden reducir en un 50 %, pasando de utilizar unos sistemas de sensibilidad 200 a otros de sensibilidad 800. También en lo referente a los tránsitos esófagogastroduodenales se pueden conseguir de la misma manera reducciones en las dosis impartidas del orden de un 33 % (Ruiz, 1989).

La Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación número 34 (CIPR, 1982) recomienda la utilización de combinaciones rápidas para aquellas exploraciones en las que la imagen deseada lo permita.

El documento de la Comunidad Europea sobre criterios de calidad de imagen en Radiodiagnóstico (CCE, 1990) recomienda para las exploraciones seleccionadas distintas sensibilidades: 200 para los estudios de cráneo, 200-400 para tórax, 400 para pelvis y 400-800 para columna lumbar y abdomen.

Todo esto lleva a la necesidad de disponer de, al menos, dos sistemas de imagen con distintas sensibilidades en los Servicios generales de Radiodiagnóstico.

Se plantea entonces la posibilidad de errores en la utilización de este material, esto ha sido adecuadamente subsanado por las casas comerciales mediante la correspondiente señalización externa de los chasis. Sólo es necesario complementarlo con el correcto entrenamiento del personal del Servicio.

En la actualidad, a disposición de los servicios de Radiodiagnóstico, existe una gama amplísima de combinaciones de distintas sensibilidad y latitud que permiten obtener buena calidad de imagen con una apreciable reducción de la dosis impartida a los pacientes.

2.5.1. PARAMETROS A CONTROLAR Y METODOLOGIA

El control de chasis y cartulinas debería realizarse anualmente o con mayor frecuencia en el caso de que haya indicios de degradación en la calidad de la imagen o aparición de artefactos en posiciones fijas. Los parámetros a controlar son la hermeticidad del chasis, el mantenimiento de la sensibilidad de la combinación y el adecuado contacto entre la cartulina de refuerzo y la película.

El control de la **hermeticidad** del chasis se realiza mediante una sencilla prueba que delatará posibles entradas de luz. Debe dejarse el chasis cargado y expuesto a la luz visible por espacio de unas horas. De producirse entradas de luz se pondrán de manifiesto con una simple inspección visual de la película una vez procesada, ya que aparecerán ennegrecimientos en las zonas impresionadas.

La verificación del contacto cartulina-película se realiza mediante una prueba en la que es necesario efectuar una exposición, por ejemplo a 50 kVp, 2 mAs y a un metro de distancia, para obtener una densidad en torno a 1,5, empleando un entramado de cobre que se sitúa sobre el chasis controlado. La imagen obtenida se visualiza en un negatoscopio de inhomogeneidad aceptable a una distancia aproximada de 4 m. Las zonas de mal contacto aparecerán como manchas más claras, al estar la imagen del entramado borrosa y mal definida.

La conservación de la sensibilidad del sistema se comprobó realizando exposiciones en las mismas condiciones con cuñas de aluminio. Se compararon las curvas obtenidas con las cartulinas controladas con las correspondientes a cartulinas nuevas de la misma marca y modelo.

MATERIAL

Se ha utilizado una rejilla marca Nuclear Associates, con un entramado de 2 mm.

La cuña de aluminio empleada era de 11 escalones con un espesor creciente en 3 mm en cada escalón.

2.6. CONTROL DE PELICULAS

A lo largo del trabajo se ha constatado que, en los distintos centros sanitarios en los que se desarrolla el control, se producen, con cierta frecuencia, cambios en las marcas y tipos de las películas que se utilizan en las salas de Radiodiagnóstico convencional, en muchas ocasiones sin tomar en consideración la marca y modelo de las pantallas de refuerzo con las que han de combinar, los ajustes que pueden ser necesarios en las procesadoras y en los exposímetros automáticos, ni las posibles modificaciones en los procedimientos de trabajo, particularmente en lo referente a la selección de la técnica radiográfica.

Antes de efectuar cambios en las películas utilizadas en un Servicio de Radiodiagnóstico, debe valorarse cuál es la más apropiada para los sistemas de imagen al uso, tomando en cuenta tanto la calidad de la imagen y la dosis como los aspectos económicos. También deberían realizarse pruebas de aceptación y seguimiento de la calidad de las películas en cada partida suministrada, con el fin de detectar posibles discrepancias en velo, velocidad, contraste, etc, respecto de la información que el usuario recibe de la casa suministradora.

Deben primar los criterios de reducción de dosis y calidad de imagen, frente a otros como la densidad máxima, dado que los negatoscopios al uso no permiten discriminar habitualmente densidades ópticas mayores de 2, superada ampliamente por todas las películas estudiadas, como se verá más adelante.

Otro aspecto a destacar es que hasta ahora en nuestro país se han realizado grandes compras centralizadas en la red sanitaria pública, por lo general sin tener en cuenta el material existente (BOE, 1990).

Todo esto ha aconsejado la realización de un estudio comparativo de películas, ya que siendo el elemento de la cadena de formación de la imagen sobre el que intervienen todos los

demás, es el único que se cambia con una cierta frecuencia. Si en los demás elementos no se ha considerado necesario realizar una comparación, en la película es crítico conocer el distinto comportamiento de cada marca y modelo.

Actualmente en la mayoría de las salas de Radiodiagnóstico de la medicina pública todavía se utiliza material convencional, entendiéndose como tal las cartulinas de refuerzo de wolframato cálcico y consecuentemente las películas sensibles a la emisión en azul. Por ello, en una primera fase el trabajo se centra en el estudio de estas películas convencionales. Con el fin de acercarnos en lo posible a las situaciones reales de operación (cambio de películas sin considerar las hojas de refuerzo utilizadas) se ha utilizado un solo modelo de chasis y cartulina de refuerzo, en ambos casos convencionales.

Para la realización de las pruebas se han utilizado películas alejadas de su fecha de caducidad y almacenadas en las condiciones adecuadas. Todas las películas se han expuesto, procesado y evaluado en igualdad de condiciones.

Con el mismo propósito, se ha utilizado una procesadora en condiciones habituales de trabajo, que sufrió variaciones relativamente normales a lo largo del estudio.

El estudio comparativo corresponde a nueve modelos de películas radiográficas de siete marcas distintas, todas fabricadas para ser utilizadas en Radiología convencional. Las películas comparadas son:

AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX
FUJI NEW RX	KODAK X-OMAT K	KONICA AX
3M R	VALCA HPX44	VALCA HPX45

Aunque la película VALCA HPX45 no puede considerarse estrictamente como convencional.

2.6.1. ANALISIS DE LA INFORMACION PREVIA

En base a los datos que los fabricantes, o sus distribuidores en nuestro país, suelen facilitar sobre el material que suministran, se realizó un análisis comparativo, homogeneizando en la medida de lo posible la información. Se analizaron los siguientes parámetros:

- Características sensitométricas: velo, evolución del velo, tolerancia en velo, velocidad (mGy^{-1}), evolución en velocidad, tolerancia en velocidad, gradiente, evolución del gradiente y tolerancia en gradiente.

- Características físicas: espesor total, espesor de la emulsión, tamaño de grano, contenido en plata, estabilidad de la imagen y función de transferencia de modulación (MTF).

En cuanto a las características físicas de las películas, tiene particular importancia el tamaño de grano dada su relación con velocidad, contraste y latitud. Como es sabido cuanto mayor sea el tamaño de grano mayor será la velocidad, en cambio la velocidad será menor con un menor tamaño de grano. El contraste y la latitud quedan determinados por la gama de tamaños de grano, si es estrecha supondrá poca latitud de exposición y un contraste alto, por el contrario una gama ancha supondrá amplia latitud y bajo contraste (Kodak, 1987).

2.6.2. CONTROL SENSITOMETRICO CON LUZ AZUL

Se han obtenido las curvas características de las películas tras exposición con luz azul.

En función de estas curvas se han determinado los valores de velo, velocidad, índice de contraste, índice de gradiente y densidad máxima.

2.6.3. CONTROL SENSITOMETRICO CON RAYOS X

Se ha establecido la curva característica en condiciones reales de trabajo: con rayos X, chasis y cartulinas de refuerzo convencionales. Se realizaron exposiciones a 80 kVp, 2 mAs y distancia foco-película de 1 m.

En todos los casos se expusieron dos películas, una de ellas la película KODAK X-OMAT K utilizada como película control.

Se determinaron las mismas magnitudes que en la sensitometría con luz.

2.6.4. EVOLUCION CON EL TIEMPO DE LAS CARACTERISTICAS SENSITOMETRICAS DE LAS PELICULAS

Con el objeto de comprobar la información facilitada por los fabricantes en lo referente a la evolución con el tiempo de las principales características de las películas, las pruebas descritas en los apartados 2.6.2. y 2.6.3. se repitieron a los seis meses del control inicial. Se utilizaron las mismas cajas de películas convenientemente almacenadas.

MATERIAL

Las pruebas con rayos X se han realizado con un generador de tensión constante de General Electric y tubo de la misma marca con un tamaño de foco de 1 mm. A este equipo se le realizó previamente un control de calidad para verificar su buen estado según el protocolo descrito en el apéndice I.

Para la sensitometría con luz se ha utilizado un sensitómetro marca Victoreen, modelo 07.417.

La sensitometría con rayos X se ha realizado con una cuña de aluminio de 11 escalones con un espesor creciente en 3 mm en cada escalón.

La lectura de las densidades ópticas se efectuó con un densitómetro digital marca Victoreen, modelo 07-424 y un densitómetro de lectura automática Scanning Densitometer X-Rite 380.

Se utilizaron chasis KODAK y cartulinas KODAK X-OMAT REGULAR con emisión en azul, se controlaron previamente en lo referente a hermeticidad y contacto.

Se ha empleado una procesadora automática de películas marca KODAK modelo M-8 con líquidos KODAK en condiciones habituales de trabajo. Se han mantenido controladas las condiciones de procesado en cada estudio, monitorizando la temperatura del revelador (35°C).

III. RESULTADOS DEL PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS ELEMENTOS DE FORMACION DE LA IMAGEN EN GRAFIA

3. RESULTADOS DEL PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS ELEMENTOS DE FORMACION DE LA IMAGEN EN GRAFIA

El estudio se ha llevado a cabo en ocho centros sanitarios, seis hospitales y dos ambulatorios de la Comunidad Autónoma de Madrid. Son los siguientes: "Hospital Universitario San Carlos", "Hospital Doce de Octubre", "Hospital Eloy Gonzalo", "Hospital Militar Central Gómez Ulla", "Hospital de la Princesa", "Hospital Nacional Infantil Niño Jesús", "Ambulatorio Hermanos Miralles" y "Ambulatorio Avenida de Portugal".

Se resumen a continuación las principales características de estos centros y de sus Servicios de Radiodiagnóstico. La información está referida a los años 1.989 y 1.990, fechas en las que se realizaron la mayor parte de las medidas de campo de este trabajo. Esta información se ha obtenido de publicaciones del Ministerio de Sanidad y Consumo (MSC, 1990) y de los datos suministrados por los propios centros o elaborados por la Cátedra de Física Médica a lo largo del desarrollo del Proyecto de Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico (Vañó, 1989). En el tiempo transcurrido, estos datos pueden haber variado tanto por instalación de nuevas salas como por cierre en otros casos. Debe reseñarse que se han excluido las referencias a los equipos portátiles utilizados en quirófanos y Medicina Intensiva.

- "Hospital Universitario San Carlos": Hospital de referencia del área 7, posee aproximadamente 1.600 camas. El área atiende a unas 600.000 personas (el 12,45 % de la población de la Comunidad Autónoma de Madrid).

El Servicio de Radiodiagnóstico consta de 20 salas convencionales, 2 salas de mamografía, 2 T.A.C. y 1 equipo de radiología digital. Este centro realiza anualmente unas 177.000 exploraciones.

- "Hospital Doce de Octubre": Hospital de referencia del área 11, dispone de 1.500 camas. El área atiende a unas 700.000 personas (el 14,51 % de la población de la Comunidad Autónoma).

Su Servicio de Diagnóstico por la Imagen se compone de dos áreas bien diferenciadas, la relacionada con la Residencia General, dedicada al estudio de adultos, y la correspondiente al Hospital Materno-infantil con una sección obstétrica y otra pediátrica. En total tiene 20 salas de radiología convencional, 1 mamógrafo, 3 T.A.C. y 1 sala de radiología digital. Realiza al año aproximadamente 215.000 exploraciones.

- "Hospital Eloy Gonzalo": Hospital de apoyo del área 7, dedicado preferentemente a enfermos crónicos, tiene 76 camas.

El Servicio de Radiodiagnóstico posee una sola sala, realiza anualmente 1.300 exploraciones.

- "Hospital Militar Central Gómez Ulla": Con 800 camas. Atiende a unas 250.000 personas.

El Servicio de Radiodiagnóstico se compone de 21 salas convencionales, 1 de mamografía, 1 T.A.C. y una sala de radiología digital. El número de exploraciones que se realizan al año es aproximadamente de 85.000.

- "Hospital de la Princesa": Hospital de referencia del área 2. Tiene aproximadamente 600 camas. El área atiende a unas 400.000 personas (un 8,67 % de la población de la Comunidad Autónoma).

El Servicio de Diagnóstico por la Imagen tiene en la actualidad 12 salas convencionales, 2 salas de mamografía, 2 T.A.C. y una sala de radiología digital. Anualmente se realizan unas 70.000 exploraciones.

- "Hospital Nacional Infantil Niño Jesús": Hospital de apoyo del área 2. Su asistencia abarca a niños desde los primeros meses hasta los 18 años. El centro cuenta con 300 camas.

El Servicio de Radiodiagnóstico posee 4 salas convencionales y un T.A.C., realiza anualmente unas 45.000 exploraciones.

- "Ambulatorio Hermanos Miralles": Centro de atención especializada ambulatoria del área 11.

Su Servicio posee 6 salas de Radiodiagnóstico convencional, una de mamografía y una sala de T.A.C.. Realiza exploraciones de radiología básica y general, aproximadamente 72.000 exploraciones anuales.

- "Ambulatorio Avenida de Portugal": Centro de atención especializada ambulatoria del área 7.

Con 6 salas de Radiodiagnóstico. Realiza unas 60.000 exploraciones anualmente (radiología básica y general).

En total atienden aproximadamente al equivalente a un 41 % de la población de la Comunidad Autónoma, 1.950.000 sobre 4.800.000 habitantes (se ha considerado la carga asistencial del Hospital Gómez Ulla como equivalente a un 5,20 % de la población de la Comunidad Autónoma).

Se considera que constituyen una muestra significativa para obtener conclusiones del área de Madrid.

Con posterioridad a los controles se suministraron a los centros informes detallados de los resultados obtenidos en cada componente. En función de la información contenida se han realizado algunas reparaciones y se ha facilitado la sustitución de ciertos equipos.

3.1. NEGATOSCOPIOS

Siguiendo los criterios expuestos en el capítulo II, se han medido iluminación ambiental, brillo e inhomogeneidad de 759 negatoscopios, pertenecientes en todos los casos a los Servicios de Radiodiagnóstico.

En lo referente a las condiciones de **iluminación ambiental**, se ha constatado que en los lugares de ubicación de los negatoscopios (salas de lecturas, cuartos claros y despachos) los valores obtenidos están dentro del rango considerado como adecuado (50-100 lx).

En la tabla 3.1 se detallan, por centros, los resultados medios obtenidos en **brillo e inhomogeneidad** con sus desviaciones respectivas.

T A B L A 3.1

Resultados del control de calidad en negatoscopios:
número de negatoscopios controlados en cada centro,
valores medios de brillo e inhomogeneidad
con sus desviaciones

	CENTRO								TOTAL
	1	2	3	4	5	6	7	8	
NUMERO DE NEGATOSCOPIOS	275	145	129	74	26	58	38	14	759
BRILLO MEDIO (cd/m ²)	904	860	791	817	908	858	738	600	851
DESVIACION (σ) (cd/m ²)	324	229	360	280	273	207	241	310	293
INHOMOGENEIDAD MEDIA (%)	19	25	17	25	19	26	23	33	22
DESVIACION (σ) (%)	11	14	8	5	4	8	6	15	10

En cuanto al **brillo**, medido en contacto y en el centro del negatoscopio, la distribución de los valores obtenidos se

presenta en la figura 3.1. Con valor 0 se representan los negatoscopios que por diversas averías se encontraban fuera de servicio en el momento del control. El valor medio es de 851 cd/m², con una desviación estándar de 293 cd/m². Los negatoscopios del medio ambulatorio obtuvieron en general mejores valores que los del medio hospitalario.

Sólo un reducido porcentaje, concretamente el 2,4 %, supera el valor considerado como recomendable en la bibliografía, 1.500 cd/m² (Hartmann, 1989). Son 18 los negatoscopios que entrarían en esta categoría. Tomando este valor como el mínimo aceptable, tal y como señala el documento de trabajo de la Comunidad Europea (CCE, 1989), supondría la sustitución de prácticamente la totalidad de los negatoscopios con los que, en la actualidad, se está diagnosticando. En alguna de las versiones de este documento llega a considerarse como límite un brillo de 2.000 cd/m² (CCE, 1990) que sólo cumple el 0,13 % de los negatoscopios controlados.

En estos resultados no se incluyen los correspondientes a los negatoscopios de alta intensidad utilizados en mamografía (brillo superior a 10.000 cd/m²) disponibles en algunos de los centros controlados.

La distribución de los resultados de inhomogeneidad se presentan en la figura 3.2. No se han considerado aquellos negatoscopios que, estando averiados, tenían un valor de brillo igual a 0 y, por tanto, una inhomogeneidad igual a 0. El valor medio obtenido es de un 22 % con una desviación estándar de un 10 %. De los 742 negatoscopios medidos, un 27 % (198) estarían en un rango aceptable, con inhomogeneidades inferiores al 15 % (OMS, 1984). Si consideramos el criterio más estricto de otros autores (Moores, 1987) (inhomogeneidad inferior al 10 %), únicamente un 5 % (37 negatoscopios) cumplirían este requisito. En general, coinciden con los que tienen sus valores de brillo por encima de 1.500 cd/m².

CONTROL DE CALIDAD DE NEGATOSCOPIOS VALORES DE BRILLO EN 759 NEGATOSCOPIOS

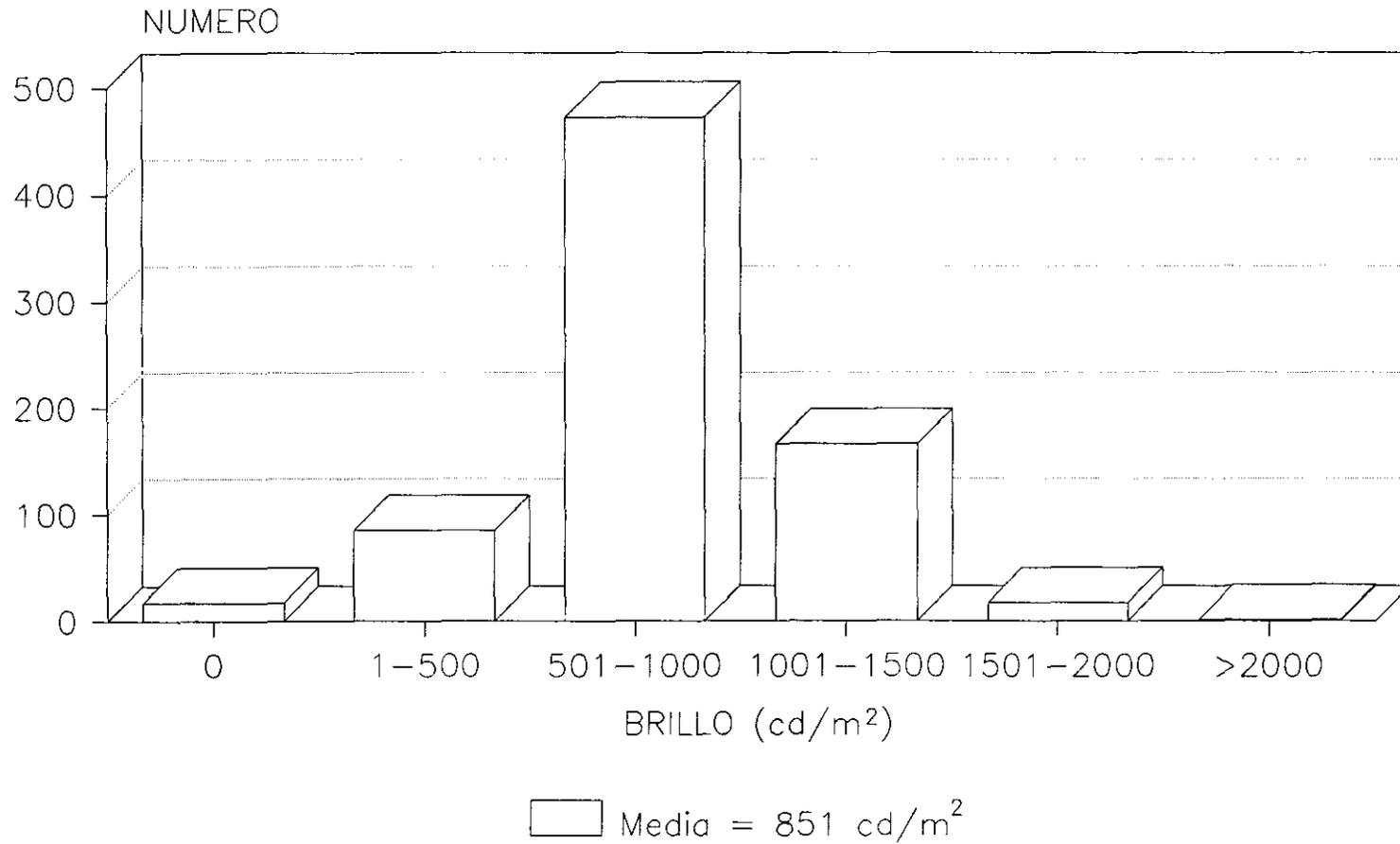


FIGURA 3.1

CONTROL DE CALIDAD DE NEGATOSCOPIOS VALORES DE INHOMOGENEIDAD EN 742 NEGATOSCOPIOS

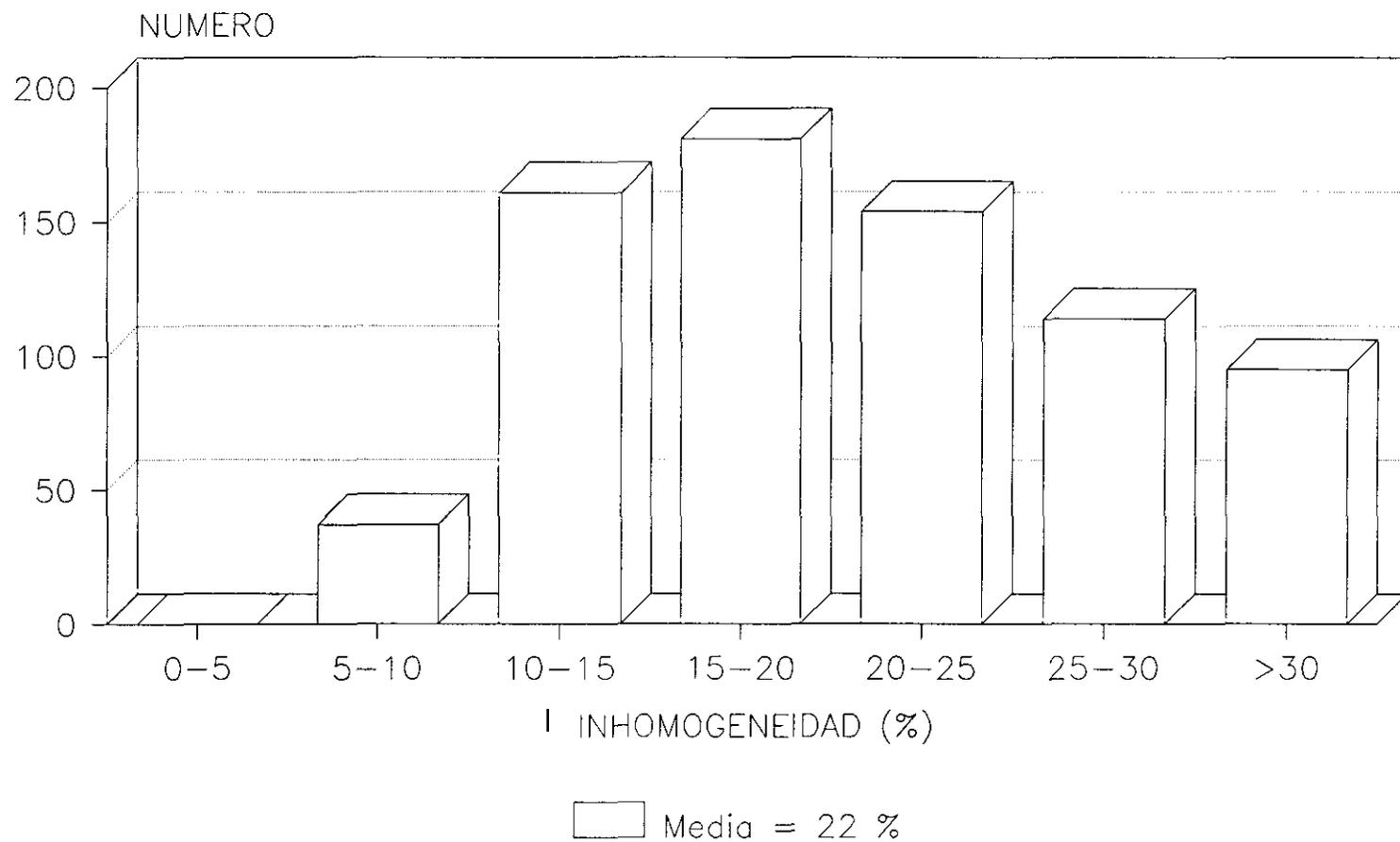


FIGURA 3.2

Estos malos resultados en brillo e inhomogeneidad se deben básicamente a 3 causas:

- La renovación de los tubos no se realiza con la periodicidad adecuada. Se repitieron los controles a los 12 meses en una muestra de negatoscopios, detectándose una pérdida en brillo de un 20 %.

Por otra parte, cuando es necesaria la sustitución de alguno de los tubos, debería realizarse simultáneamente en todos los que componen el negatoscopio, aunque aparentemente sólo sea uno el que requiera su renovación. Al no hacerlo así, se produce un aumento en la inhomogeneidad. Además, en ocasiones, al realizar la sustitución de algún tubo se utilizan tubos de distinto color al del resto de los componentes del negatoscopio.

- La limpieza de la superficie difusora del negatoscopio no se hace correctamente (o sencillamente no se lleva a cabo). En alguno de los negatoscopios controlados, una limpieza con agua supuso una ganancia de un 100 % en el brillo. Se han detectado variaciones de un 16 % con una distancia de 1,5 cm entre dos puntos de medida. Esta diferencia se debía únicamente a la suciedad del negatoscopio.

- El diseño de los negatoscopios no es el apropiado. Así aparecen negatoscopios con tubo circular que presentan sistemáticamente dos zonas de menor brillo, lógicamente en el centro del negatoscopio y en la zona de conexión del tubo, generalmente en uno de los dos ángulos inferiores. Hay también algunos negatoscopios compuestos de 2 tubos dispuestos de manera que precisamente en la zona central hay una zona de menor brillo. Esto puede subsanarse aumentando el número de tubos que componen el negatoscopio y la distancia entre la superficie difusora y los tubos.

También se han encontrado negatoscopios, recién adquiridos y limpios, con la siguiente disposición: en una superficie de

35,5 x 40 cm², tenían un solo tubo de 35 cm de longitud y una potencia de 15 W. Para mejorar el brillo se acompañaban de una lámina de aluminio de 15 x 38 cm² a cada lado, con una angulación de 45° sobre la superficie difusora, este diseño generaba una zona de brillo superior a 750 cd/m² de sólo 10 cm de ancho y dos zonas de menor brillo de 12,5 cm. En la figura 3.3 se presenta la diferencia de valores de brillo que presentaba uno de estos negatoscopios al alejarse las medidas de la línea central del mismo.

Es necesario optimizar el diseño de los negatoscopios de uso habitual. Algunas líneas generales que podrían ser recomendables son:

- El alejamiento de la superficie difusora del negatoscopio respecto de los tubos, esto disminuiría la inhomogeneidad pero traería consigo una pérdida de brillo. Para compensarlo deben colocarse más tubos para iluminar la superficie. Además los tubos deben ser de mayor potencia.

- La utilización de tubos de mayor longitud para una superficie difusora similar, así quedaría compensado el hecho de que los tubos envejezcan antes por los extremos.

DISEÑO DEL NEGATOSCOPIO PERDIDA DEL BRILLO RESPECTO DE LA LINEA MEDIA

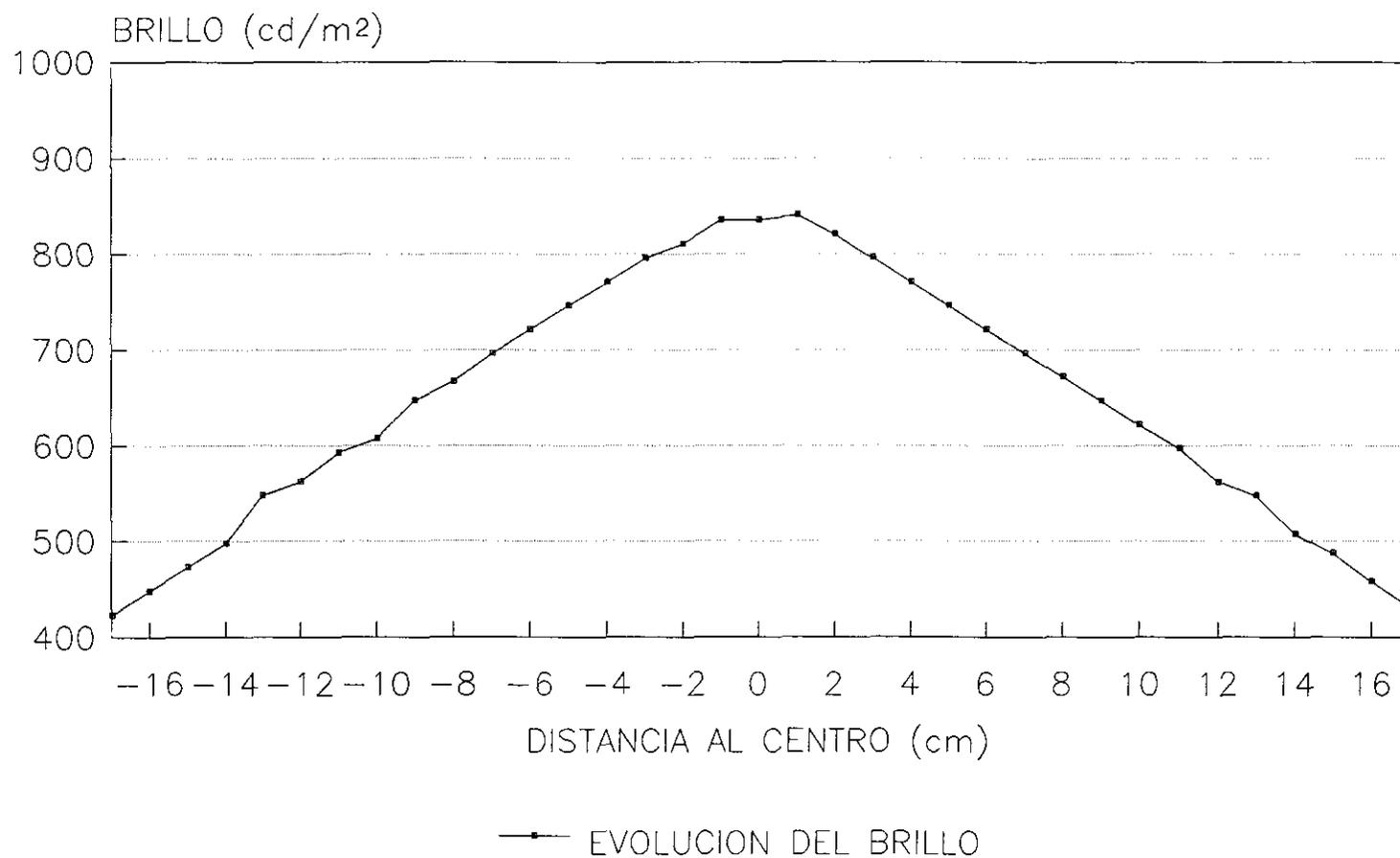


FIGURA 3.3

3.2. PROCESADORAS

La muestra estudiada en este trabajo se compone de un total de 48 procesadoras automáticas de películas. Corresponden a distintas marcas y modelos (Agfa, Du Pont, Kodak y Valca). Se han controlado tanto procesadoras convencionales instaladas en cuartos oscuros como unidades luz de día situadas en cuartos claros.

Se analizan en primer lugar la antigüedad, las condiciones de mantenimiento y la carga diaria de trabajo que tenían en el momento en que se realizó el control.

- En cuanto a la antigüedad, en función de la fecha de instalación en los centros, es la siguiente (se han considerado intervalos de cinco años):

Anterior a 1.970	→ 2 %
1.971 a 1.975	→ 17 %
1.976 a 1.980	→ 29 %
1.981 a 1.985	→ 37 %
Posterior a 1.986	→ 15 %

- En lo que se refiere a las condiciones de mantenimiento, las procesadoras se han clasificado atendiendo en primer lugar a la periodicidad con que se llevaba a cabo y en segundo lugar al personal que realizaba dichas tareas. Han quedado agrupadas de la siguiente forma:

Mensual	→ 48 %	(18 por el fabricante, 3 por el centro, 2 por otros)
Bimensual	→ 4 %	(2 por el fabricante)
Esporádico	→ 17 %	(8 por el centro)
Sin mantenimiento	→ 31 %	(15 procesadoras)

Debe destacarse que al comenzar el estudio, en la práctica totalidad de las procesadoras controladas, no se realizaba mantenimiento diario.

- La carga de trabajo de las procesadoras por intervalos es la siguiente:

< 50 películas/día	- 35 %
50 - 149 películas/día	- 25 %
150 - 249 películas/día	- 23 %
250 - 349 películas/día	- 6 %
> 349 películas/día	- 10 %

En 17 procesadoras el número de películas reveladas al día (menor de 50) no justifica la instalación de estas unidades convencionales, aunque en algún caso puede estarlo por otras causas, como puede ser la distancia de la sala respecto de los Servicios centrales de Radiodiagnóstico (en algunas ocasiones varios pisos). En estos casos cabe plantearse la posibilidad de instalar alguna de las procesadoras específicas de baja carga que existen en el mercado, aún con el inconveniente de su mayor lentitud de procesado.

Realizado el control sensitométrico diario, el análisis de los resultados indica que un 69 % de las procesadoras han presentado inestabilidad en su funcionamiento. El 31 % restante, aunque permaneció estable, no tiene optimizado su funcionamiento.

A continuación se detallan las anomalías más importantes detectadas durante el control, indicando el porcentaje de procesadoras que han presentado dichas anomalías:

- Durante el estudio, han sufrido **averías** 18 procesadoras (38 %), lo que en algunos casos ha hecho inviable el seguimiento sensitométrico de las mismas por la frecuencia o duración de dichas averías. Además han dado lugar a un considerable aumento en el volumen de trabajo de otras procesadoras del servicio que

en algún caso, en función de la carga diaria de las averiadas, ha llegado a las 1.800 películas/día. Este hecho ha supuesto, en algunas ocasiones, la anulación de exploraciones programadas.

- **Variaciones de la temperatura** del revelador superiores a 2°C en 23 procesadoras (48 %).

- **Temperatura insuficiente** de trabajo en el líquido revelador en 8 (17 %).

- **Alteraciones en la regeneración** del líquido revelador en 31 procesadoras (65 %).

- **Contaminaciones** de los líquidos de procesado, fundamentalmente del revelador, en 9 (19 %).

- **Anomalías en la recirculación** de agua en 2 (4 %).

- Se han detectado mediante el control sensitométrico **entradas de luz** en la cámara oscura que han afectado a la imagen en 5 procesadoras (11 %).

- Al día siguiente de la **revisión** por parte del correspondiente servicio de mantenimiento han aparecido importantes alteraciones en 7 procesadoras (15 %).

- En el tiempo en que se ha realizado el control, sólo una procesadora no ha presentado ninguna anomalía.

- Por otra parte, el estudio sensitométrico sirvió en uno de los centros para detectar el mal estado de las películas que se estaban utilizando. Esta anomalía acarreaba una considerable pérdida en la calidad de la imagen (el índice de contraste estaba deteriorado en un 15 %).

- Durante el tiempo que ha durado el control en los distintos centros, se han revelado en condiciones fuera de los rangos

establecidos aproximadamente 45.000 películas, lo que supone un 30 % del total.

En este control, al menos un 76 % de las anomalías, equivalentes a más de 30.000 películas reveladas en condiciones inadecuadas, hubieran sido fácilmente detectables con anticipación mediante la sensitometría diaria. Es necesario insistir en que la pretensión era obtener información del estado real de los equipos empleados, por lo que se permitió la evolución negativa en la mayoría de los casos.

El número de películas que se han revelado en condiciones inadecuadas durante el control se presenta detallado por centros en la tabla 3.2.

T A B L A 3.2

Resultados del control de procesadoras: películas procesadas dentro y fuera de rango en los centros controlados

CENTRO	DENTRO DE RANGO	(%)	FUERA DE RANGO	(%)	TOTAL
1	45726	84	8847	16	54573
2	27279	68	12691	32	39970
3	8770	54	7493	46	16263
4	3873	31	8468	69	12341
5	16652	77	4880	23	21532
6	4317	85	753	15	5070
7	2665	55	2175	45	4840
TOTAL	102501	70	43546	30	146047

Merecen un comentario más concreto los resultados de las procesadoras utilizadas para las exploraciones correspondientes a mamografía y pediatría, en el primer caso por las distintas características que tiene la película empleada y en los dos por la importancia que tiene la dosis recibida por el paciente en estas especialidades.

De las procesadoras estudiadas son 7 las que atienden a equipos de mamografía, en ellas las principales anomalías detectadas fueron:

- Variaciones en la temperatura del líquido revelador superiores a 2°C en el 28 %.
- Temperatura insuficiente de trabajo del líquido revelador en el 28 %.
- Alteraciones en el regenerado de los líquidos de procesado en el 71 %.
- Contaminaciones del líquido revelador en el 28 %.
- Averías mecánicas durante el estudio en el 57 %.
- Alteraciones importantes inmediatamente después de una revisión técnica por el servicio de mantenimiento en el 14 %.

Sólo en uno de los casos, la procesadora atendía únicamente a los equipos de mamografía, aunque esporádicamente en ella se revelaban también películas convencionales, por ello el control se realizó con este tipo de películas. Dado que son diferentes las características de las películas de mamografía y las convencionales, la regeneración de líquidos no estará ajustada para uno u otro tipo de películas.

En cuanto a las salas de pediatría, son 8 las procesadoras estudiadas, obteniéndose los siguientes resultados:

- Variaciones en la temperatura del líquido revelador superiores a 2°C en el 37 %.
- Anomalías en el regenerado de los líquidos de procesado en el 75 % de los aparatos controlados.

- Contaminaciones en el 12,5 %.
- Entradas de luz detectables sensitométricamente en el 37 %.
- Averías durante el control en el 62 %.
- Alteraciones tras la revisión técnica en el 37 %.

Por último se comentan aparte los datos referentes a las procesadoras luz de día por las características diferenciales que estos equipos presentan. Son 7 las unidades de este tipo que se han controlado. Se detalla sólo la información correspondiente al funcionamiento específico de estos equipos.

- En el tiempo de duración de los controles se produjeron alteraciones en el módulo de descarga de los chasis en el 57 % de estas procesadoras. En algunas ocasiones afectaba sólo a alguno de los tamaños, pero en otras inutilizaba todo el sistema.
- Aparición de artefactos en la imagen producidos por descargas de electricidad estática en una de las procesadoras, debido a la baja humedad ambiental que provocaba el funcionamiento de la misma. Esta falta de humedad ambiental afectaba particularmente a las películas que más tiempo permanecían en el cajón de carga.

En las tablas 3.3 a 3.9 se presentan, detallados por centros, los resultados que se han obtenido al efectuar el control de calidad en las 48 procesadoras. Se indican el número de días que se realizó el control, la carga diaria de películas (según la información suministrada por los propios Servicios de Radiodiagnóstico), los días con averías, el número de días que se ha procesado en condiciones inadecuadas (fuera de los rangos establecidos previamente), la cantidad de películas que se han revelado en buenas condiciones, en malas condiciones y el total de películas reveladas en los días del control.

T A B L A 3.3

Resultados del control de procesadoras en el centro 1

CENTRO 1 - CONTROL: 32 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
1.1	377	4	0	10556	0	10556
1.2	377	16	3	4901	1131	6032
1.3	357	3	3	9282	1071	10353
1.4	357	1	9	7854	3213	11067
1.5 (*)	27	1	12	270	324	594
1.6	145	0	3	4205	435	4640
1.7	351	3	7	7722	2457	10179
1.8	36	0	6	936	216	1152

(*) La sala correspondiente a esta procesadora estuvo sin funcionamiento durante varios días

T A B L A 3.4

Resultados del control de procesadoras en el centro 2

CENTRO 2 - CONTROL: 22 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
2.1	235	0	5	3995	1175	5170
2.2	200	0	2	4000	400	4400
2.3	195	1	3	3510	585	4095
2.4	185	0	4	3330	740	4070
2.5	35	4	0	630	0	630
2.6	35	0	4	630	140	770
2.7	230	2	5	3450	1150	4600
2.8	55	0	4	990	220	1210
2.9	214	0	1	4494	214	4708
2.10	0	9	3	0	0	0
2.11	73	9	5	584	365	949
2.12	333	1	19	666	6327	6993
2.13	125	3	11	1000	1375	2375

T A B L A 3.5

Resultados del control de procesadoras en el centro 3

CENTRO 3 - CONTROL: 27 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
3.1	41	0	22	205	902	1107
3.2	41	0	18	369	738	1107
3.3	28	4	9	392	252	644
3.4 (*)	80	0	21	0	1680	1686
3.5	211	0	3	5064	633	5697
3.6	137	1	21	685	2877	3562
3.7	137	9	3	2055	411	2466

(*) La sala correspondiente a esta procesadora estuvo sin funcionamiento durante varios días

T A B L A 3.6

Resultados del control de procesadoras en el centro 4

CENTRO 4 - CONTROL: 27 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
4.1	30	0	14	390	420	810
4.2	5	6	10	55	50	105
4.3	40	0	11	640	440	1080
4.4	56	0	11	896	616	1512
4.5	184	1	23	552	4232	4784
4.6	40	1	10	640	400	1040
4.7	70	10	13	280	910	1190
4.8	70	1	20	420	1400	1820

T A B L A 3.7

Resultados del control de procesadoras en el centro 5

CENTRO 5 - CONTROL: 26 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
5.1	292	0	10	4672	2920	7592
5.2	192	2	1	4416	192	4608
5.3	30	0	0	780	0	780
CENTRO 5 - CONTROL: 20 DIAS (*)						
5.1	292	0	4	4672	1168	5870
5.4	192	9	0	2112	0	2112
5.3	30	0	20	0	600	600

(*) Se repitió el control en las procesadoras 5.1 y 5.3.
La procesadora 5.2 fue sustituida por la 5.4.

T A B L A 3.8

Resultados del control de procesadoras en el centro 6

CENTRO 6 - CONTROL: 24 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
6.1	110	0	0	2640	0	2640
6.2	26	0	24	0	624	624
6.3	43	6	3	645	129	774
6.4	43	0	0	1032	0	1032

T A B L A 3.9

Resultados del control de procesadoras en el centro 7

CENTRO 7 - CONTROL: 18 DIAS						
PROCESADORA	PELICULAS/DIA	DIAS		PELICULAS		
		AVERIA	FUERA DE RANGO	BIEN	MAL	TOTAL
7.1	235	2	9	1654	2115	3760
7.2	60	0	1	1020	60	1080

Las causas que parecen provocar estos malos resultados en el control de calidad de las procesadoras de películas son el mantenimiento deficiente, la ubicación y la influencia de otros factores de la cadena de imagen.

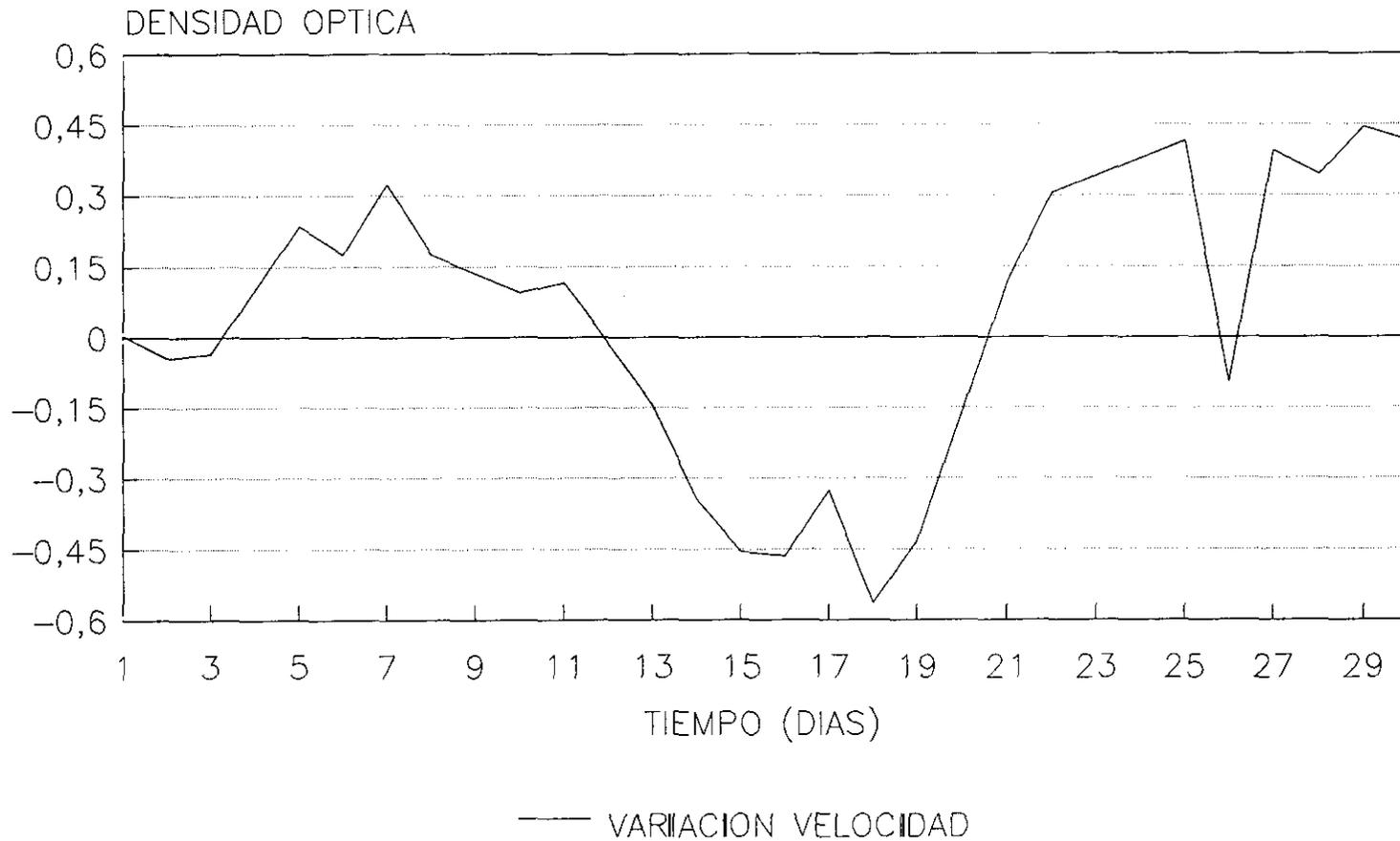
- En cuanto al mantenimiento, es fundamental realizarlo adecuadamente, para ello es necesario que sea llevado a cabo por personal adiestrado, ya sea del propio centro (servicios técnicos, grupos de electrónica médica, etc.) o de las casas comerciales.

Los centros en los que se han producido alteraciones más significativas, son aquellos en los que transcurrían un mayor número de días entre cada actuación de los servicios de mantenimiento. Así, si relacionamos el número de películas que se procesa antes de que se produzca un día de avería, en el centro 1 donde el mantenimiento es mensual, la relación es de 1.949 películas por día de avería, en tanto que en el centro 4, con mantenimiento "esporádico" es de 650 películas.

- A la hora de decidir la ubicación de las procesadoras en un servicio, debe considerarse la carga de trabajo que han de soportar (evitando tanto el exceso como el desuso) y la posibilidad de utilizar procesadoras alternativas en caso de averías. Es el caso de la procesadora 3.2, instalada en un cuarto oscuro con otra procesadora de las mismas características, pero con una mayor distancia a la mesa de trabajo. En ella, las condiciones de trabajo se deterioraron por desuso y significaron pérdidas de contraste y velocidad de 0,50 unidades de densidad óptica, que la hacían inutilizable (figuras 3.4 y 3.5).

Al instalar dos procesadoras en un mismo cuarto oscuro deben ser, si es posible, del mismo modelo, empleando por tanto igual tiempo en el revelado, estar ajustadas entre sí en lo referente a temperatura del revelador y regeneración de los líquidos de procesado. Se evitarán así situaciones como las procesadoras 3.6 y 3.7 en las que el distinto tiempo de revelado hacía que no se

CONTROL DE CALIDAD DE PROCESADORAS
ALTERACION POR DESUSO
VARIACION DE LA VELOCIDAD



Resultados del control

FIGURA 3.4

CONTROL DE CALIDAD DE PROCESADORAS
ALTERACION POR DESUSO
VARIACION DEL INDICE DE CONTRASTE

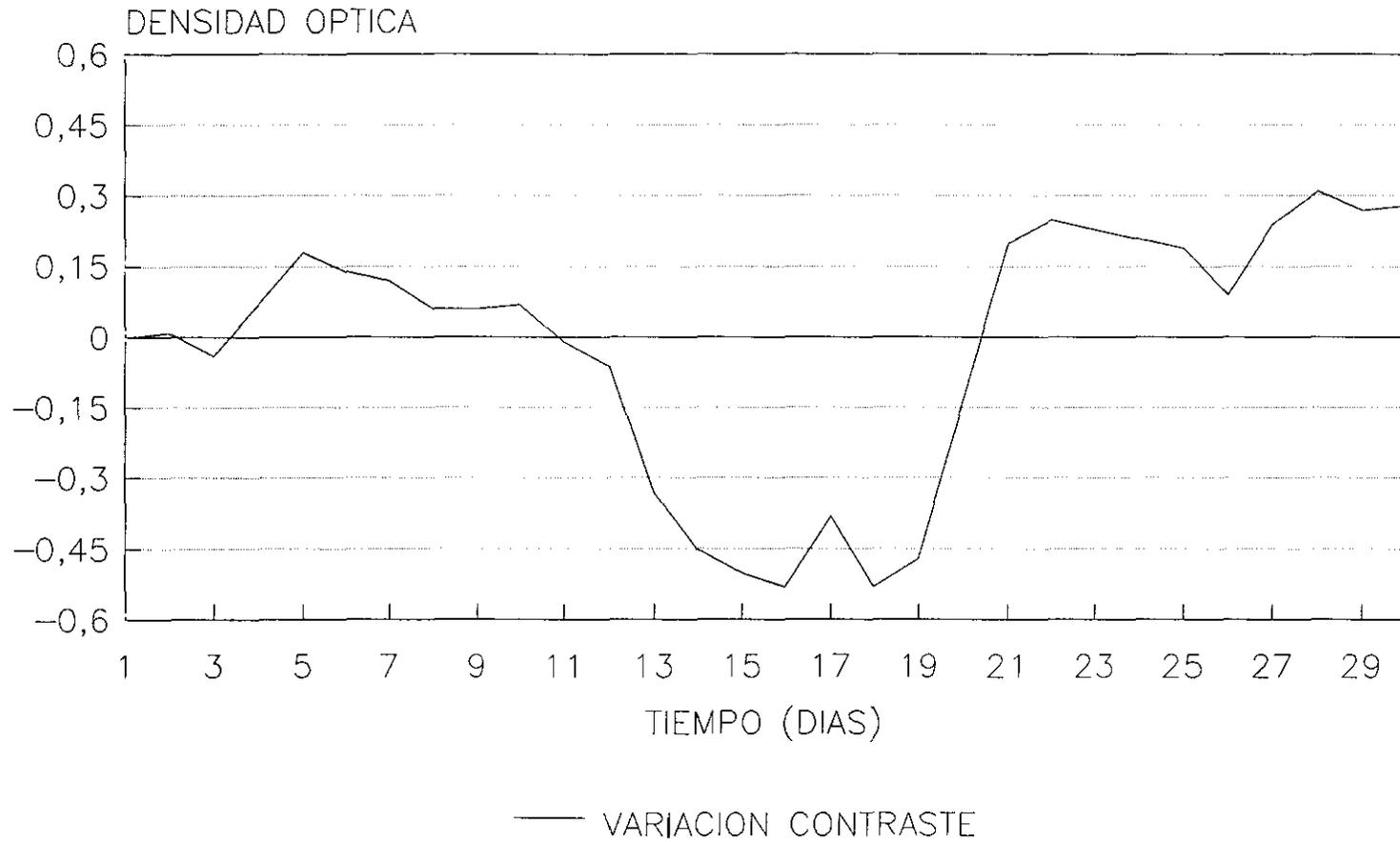


FIGURA 3.5

utilizara una procesadora, llegando a provocarse alteraciones por desuso.

Todas aquellas procesadoras de un mismo centro que revelen películas de las mismas características deben estar ajustadas entre si.

- En un importante número de procesadoras, las anomalías detectadas se debieron a alteraciones en otros elementos de la cadena de formación de la imagen. Los más destacables son el mal estado de las películas que producía revelado fuera de rango en 10 procesadoras (21 %) y, como ya se ha indicado, la mala iluminación de los cuartos oscuros que deterioraba la imagen en 5 procesadoras (11 %).

Este hecho pone de manifiesto una vez más la importancia de considerar en su conjunto a toda la cadena de imagen en el control de calidad.

Terminado el control de las procesadoras fueron emitidos informes a los Servicios de Radiodiagnóstico con los resultados obtenidos y una serie de recomendaciones, en función de dichos informes han sido sustituidas o puestas fuera de servicio un total de 6 procesadoras correspondientes a 2 centros.

3.3. CUARTOS OSCUROS

Se han controlado 32 cuartos oscuros en los que hay ubicadas 40 procesadoras automáticas.

De los resultados obtenidos se pueden destacar las siguiente anomalías:

- **Iluminación:** las condiciones de iluminación son inadecuadas en el 100 % de los cuartos controlados.

1) Las luces de seguridad eran incorrectas en el 84 % de los cuartos. Las principales causas eran: la utilización de filtros inapropiados, deteriorados o incluso luces de seguridad sin filtro y las distancias inadecuadas entre las luces de seguridad y la mesa de trabajo, estando la lámpara en la propia mesa en algún caso.

2) Estanqueidad a la luz blanca: se producían entradas de luz en un 81 % de los cuartos (principalmente por pasachasis, procesadora, sistema de ventilación y puerta). En un 94 % de los mismos no hay indicador de que el cuarto esté ocupado. Los interruptores de la luz blanca están a una altura muy inferior a 1,80 m en el 12 % de las ocasiones.

En el 9 % de los cuartos oscuros, las condiciones de iluminación incorrectas han dado lugar a un considerable deterioro de la imagen, que ha sido detectado mediante el control de calidad por métodos sensitométricos. Se producían aumentos considerables de velo en las películas en 5 procesadoras, que tenían una carga diaria total de 1.000 películas. En uno de los casos la anomalía daba lugar a una pérdida de contraste de un 30 %. En la figura 3.6 se presentan las curvas características de 2 películas de una misma emulsión procesadas con entrada de luz y sin ella.

CONTROL DE CALIDAD DE CUARTOS OSCUROS ALTERACION EN LA CURVA CARACTERISTICA POR ENTRADA DE LUZ

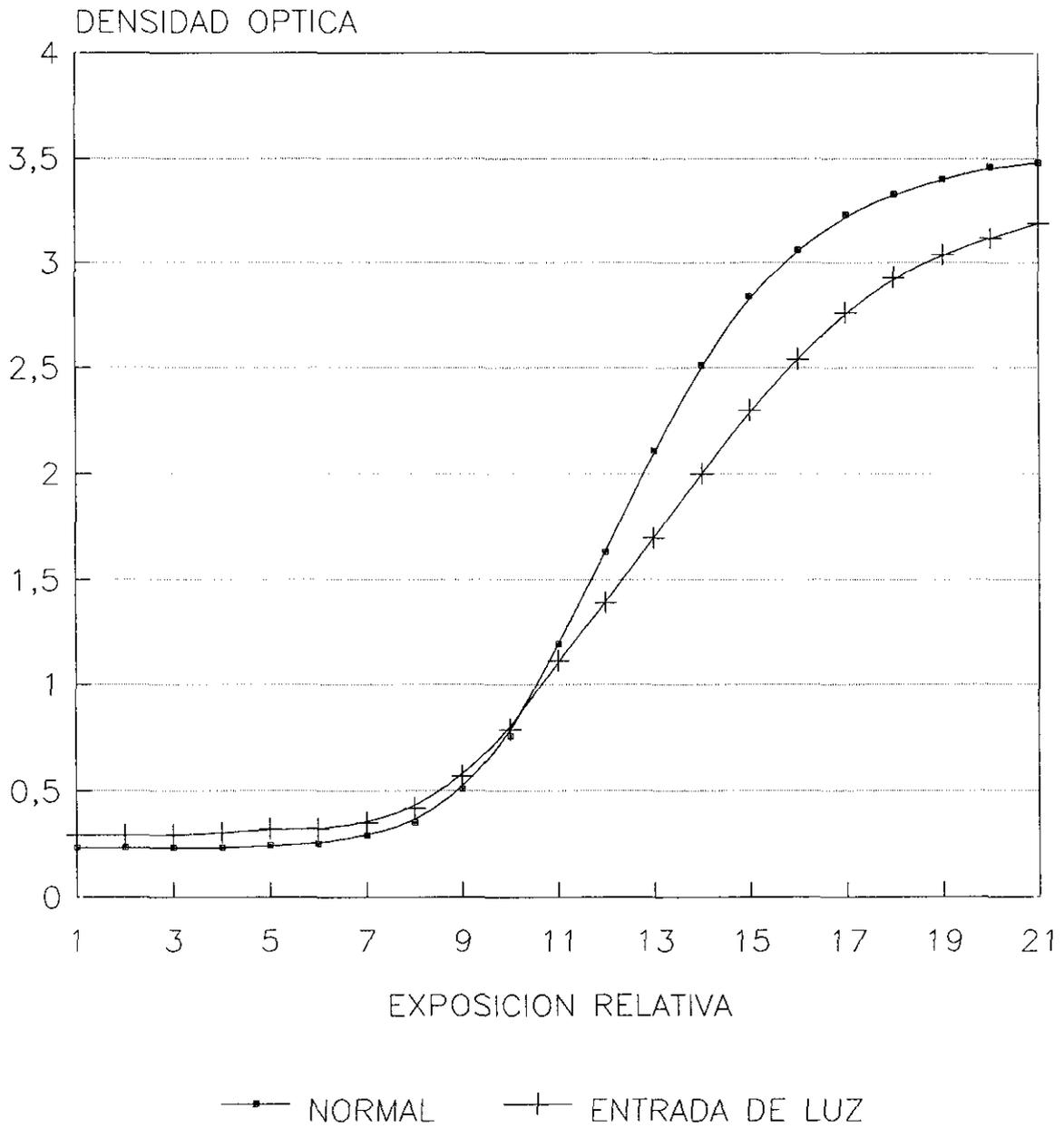


FIGURA 3.6

- **Niveles de radiación:** en este sentido no se han detectado alteraciones en ninguno de los cuartos estudiados.

- **Temperatura:** se realizaron controles esporádicos en los que se puso de manifiesto una gran dispersión de datos en función de la fecha, por lo que no se presentan resultados. Se reitera la necesidad del control diario con termómetro de máximos.

- **Humedad:** pueden hacerse similares observaciones a las referidas en el caso de la temperatura.

- **Ubicación:** en dos cuartos oscuros (6 %) era necesario atravesar las salas de exploración para entrar o salir al propio cuarto (obviamente se sale a ciegas sin saber si en ese momento se está emitiendo radiación o no). En otro, la salida de la procesadora estaba en una sala de exploración (doble problema: no se pueden recoger las películas si se está realizando la exposición a un paciente y la procesadora no está adecuadamente protegida de la radiación). Algunas salas están situadas de forma que es imposible llegar al cuarto oscuro sin atravesar otras.

- **Distribución:** es inadecuada en el 75 % de los cuartos, lo más destacable es:

1) La forma de los cuartos es inapropiada en el 12 %. Hay cuartos con 13 lados, esto dificulta el aprovechamiento de toda la superficie de la habitación y su limpieza. Como dato ilustrativo se puede indicar que hay cuartos oscuros que tienen una columna en medio.

2) Se ha situado la procesadora dentro del cuarto oscuro en 5 ocasiones (17 %). Los tanques de regenerado o de recuperación están en el interior en el 59 % de los casos.

3) No hay cajón de carga en el 31 % de los cuartos, de modo que las cajas de películas están encima de la mesa de trabajo y ésta se ha convertido en un pequeño almacén.

4) En el 7 % de los cuartos no hay mesa de trabajo o está tan ocupada que se realizan las tareas sobre la propia procesadora (obviamente está situada en el interior del cuarto). En las mesas de trabajo se pueden encontrar toda clase de objetos.

5) Dentro de los ocho casos en que son dos las procesadoras que hay en el cuarto oscuro, en el 50 % la distancia mesa de trabajo-bandeja de alimentación de la procesadora es sensiblemente distinta, lo que favorecía el desuso en 4 unidades, produciéndose su deterioro e incluso la aparición de averías.

- **Tamaño:** es inapropiado por defecto en el 31 % de los cuartos, habiendo alguno de 3,3 m² para una procesadora o de 7,8 m² para dos. Se recomiendan tamaños de 7 y 10 m² para una y dos procesadoras respectivamente (Kodak, 1987).

- **Ventilación:** en un 69 % de los cuartos es deficiente o incluso inexistente. Los sistemas de ventilación de los cuartos controlados generalmente no funcionaban. En alguno de los casos la única instalación en este sentido era un ventilador que creaba una cierta sensación de aireación a la persona responsable del cuarto. En otros casos el equipo instalado era un extractor de humos convencional, sin sistema de entrada de aire. Finalmente en algunos cuartos la renovación del aire quedaba confiada al tiempo en que la puerta del cuarto estaba abierta.

Todas estas alteraciones son fácilmente detectables una vez puesto en práctica un programa de garantía de calidad.

La imagen radiográfica estaba siendo afectada negativamente en un 10 % de las ocasiones debido al mal estado de los cuartos oscuros. Aún no afectando marcadamente a la imagen, en todos los cuartos controlados se detectó alguna anomalía.

Las anomalías detectadas se presentan por centros en las tablas 3.10 a 3.17. Se indican el número de procesadoras instaladas en cada cuarto, se hace referencia a entradas de luz, luces de seguridad, tamaño, ventilación y distribución. Se indica como B el buen estado y como M las condiciones inadecuadas según los criterios indicados en el capítulo II.

T A B L A 3.10

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 1

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
1.1	2	B	B	M	M	B
1.2	2	M	M	M	M	B
1.3	1	M	M	M	M	M
1.4	1	M	B	M	M	M
1.5	1	M	M	M	M	M
1.6	1	M	M	M	M	M

T A B L A 3.11

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 2

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
2.1	1	M	M	B	M	M
2.2	1	M	M	B	M	M
2.3	1	M	M	B	M	M
2.4	1	M	M	B	M	M
2.5	1	B	M	B	M	M
2.6	1	B	M	B	M	M
2.7	1	M	M	B	M	M
2.8	1	M	M	B	M	M
2.9	1	M	M	B	M	B
2.10	2	M	M	B	M	B
2.11	1	M	M	B	M	B
2.12	1	M	M	B	M	B

T A B L A 3.12

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros
en el centro 3

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
3.1	2	M	B	M	B	M
3.2	1	B	M	B	B	B
3.3	1	M	B	B	B	B
3.4	2	M	M	B	B	M

T A B L A 3.13

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros
en el centro 4

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
4.1	1	B	M	B	B	M
4.2	1	M	M	B	B	M
4.3	1	M	M	B	B	M
4.4	1	M	M	B	B	M
4.5	1	M	M	B	B	M

T A B L A 3.14

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros
en el centro 5

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
5.1	2	B	M	M	M	M

T A B L A 3.15

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros
en el centro 6

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
6.1	2	M	B	B	M	M
6.2	2	M	M	M	M	M

T A B L A 3.16

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros
en el centro 7

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
7.1	1	M	M	B	M	M

T A B L A 3.17

Resultados del control de calidad de cuartos oscuros
en el centro 8

CUARTO	NUMERO DE PROCESADORAS	ENTRADA DE LUZ	LUZ DE SEGURIDAD	TAMAÑO	VENTILACION	DISTRIBUCION
8.1	1	M	M	M	B	M

Se puede considerar que las causas de estas anomalías, en casi todos los casos, son:

- Un problema de gestión ajeno al funcionamiento del propio Servicio de Radiodiagnóstico. La mayoría de las deficiencias pueden subsanarse de forma sencilla y barata, especialmente todo lo que se refiere a la iluminación: sustitución de filtros, estanqueidad a la luz blanca, posición y altura de los interruptores, etc..

- Diseño inadecuado, en cuanto a tamaño, situación de la procesadora, ventilación, distribución, etc. Es imprescindible que se tomen en consideración todos los aspectos relacionados con la arquitectura de cuartos oscuros a la hora de construir nuevos centros o remodelar los ya existentes.

En este sentido, debe valorarse si puede instalarse correctamente un cuarto oscuro o debe optarse por una procesadora luz de día.

3.4. ALMACENES

Se han controlado un total de 12 almacenes. De los resultados se destaca lo siguiente:

- **Niveles de radiación:** no se han detectado alteraciones en este sentido en ninguno de los almacenes que se han controlado en este estudio.

- **Temperatura:** en las fechas en que se realizaron las verificaciones la temperatura era inadecuada en el 17 % de los almacenes. En ningún caso se controló la temperatura en los meses de verano.

- **Humedad ambiental:** en el 25 % de los almacenes era insuficiente. En dos centros daba lugar a la aparición prácticamente sistemática en las imágenes radiográficas de artefactos producidos por descargas de electricidad estática en las películas. Esta anomalía estaba afectando en tal medida la imagen que en uno de los centros se producía un aumento importante del número de repeticiones particularmente en las exploraciones de tórax. Este problema se ponía de manifiesto con mayor intensidad al comienzo del invierno por el encendido de la calefacción.

En un 8 % de los almacenes la humedad era excesiva, esto no suponía alteración en la imagen.

- **Colocación de las cajas de películas:** las cajas se apilaban en horizontal en el 33 % de los almacenes (en tres centros distintos). Esto trae consigo el deterioro por presión de las películas y facilita el deterioro por envejecimiento ya que se utilizan en primer lugar las de más reciente incorporación, favoreciendo que llegue a alcanzarse la fecha de caducidad de las películas.

- **Movilidad** de las existencias: se han encontrado cajas de películas caducadas en el 50 % de los almacenes (correspondientes a 4 centros).

En el 33 % de los almacenes las películas caducadas estaban al uso (un total de 27 cajas en el momento del control). Cabe destacar que en uno de los centros controlados todas las películas de mamografía estaban caducadas. En algunos casos se había producido un importante deterioro de las películas con aparición de gran cantidad de artefactos, había también aumento del velo y pérdida del índice de contraste.

En un 17 % de los almacenes las cajas de películas caducadas no estaban en uso, pero reflejaban la necesidad de adecuar las compras a las necesidades reales.

- **Especificidad** del almacén: el 58 % de los almacenes se utilizaban también para productos químicos, en concreto para los líquidos de procesado.

En la tabla 3.18 se resumen por centros las principales anomalías detectadas. Se indican los almacenes controlados en cada centro y se hace referencia a radiación, temperatura, humedad ambiental, especificidad del material almacenado, colocación correcta de las cajas y presencia de películas caducadas. Se presenta como B el buen estado y como M las condiciones inadecuadas siguiendo los criterios especificados en el capítulo II.

T A B L A 3.18

Resultados del control de calidad en almacenes: radiación, temperatura, humedad, especificidad, colocación y movilidad de existencias

CENTRO	ALMACEN	RADIACION	TEMPERATURA	HUMEDAD AMBIENTAL	ESPECIFICIDAD	COLOCACION DE CAJAS	MOVILIDAD DE EXISTENCIAS
1	1.1	B	B	B	M	B	B
	1.2	B	M	M	B	M	B
2	2.1	B	B	M	M	M	B
3	3.1	B	B	M	M	B	M
	3.2	B	B	B	B	B	M
4	4.1	B	B	B	B	B	B
5	5.1	B	B	B	B	B	B
6	6.1	B	M	B	M	B	B
	6.2	B	B	B	B	B	B
7	7.1	B	B	B	M	M	M
	7.2	B	B	M	M	B	M
8	8.1	B	B	B	M	M	B

En un centro se detectó una importante cantidad de películas con velo excesivo (0,30). El control del almacén permitió descartar las condiciones de conservación como causa del deterioro, pudiendo ser atribuidas a factores totalmente ajenos al centro. Se producían pérdidas de contraste de hasta un 15 %. En la figura 3.7 se muestran las curvas características de dos películas de la misma marca y modelo, siendo una de ellas la película deteriorada detectada.

En general puede decirse que la imagen radiográfica estaba siendo afectada negativamente en un 33 % de los casos por las condiciones de almacenamiento, especialmente en exploraciones de tórax y en mamografía.

La aparición de las anomalías descritas se debe principalmente a las siguientes causas:

CONTROL DE CALIDAD DE ALMACENES ALTERACION EN LA CURVA CARACTERISTICA AJENA AL ALMACENAMIENTO

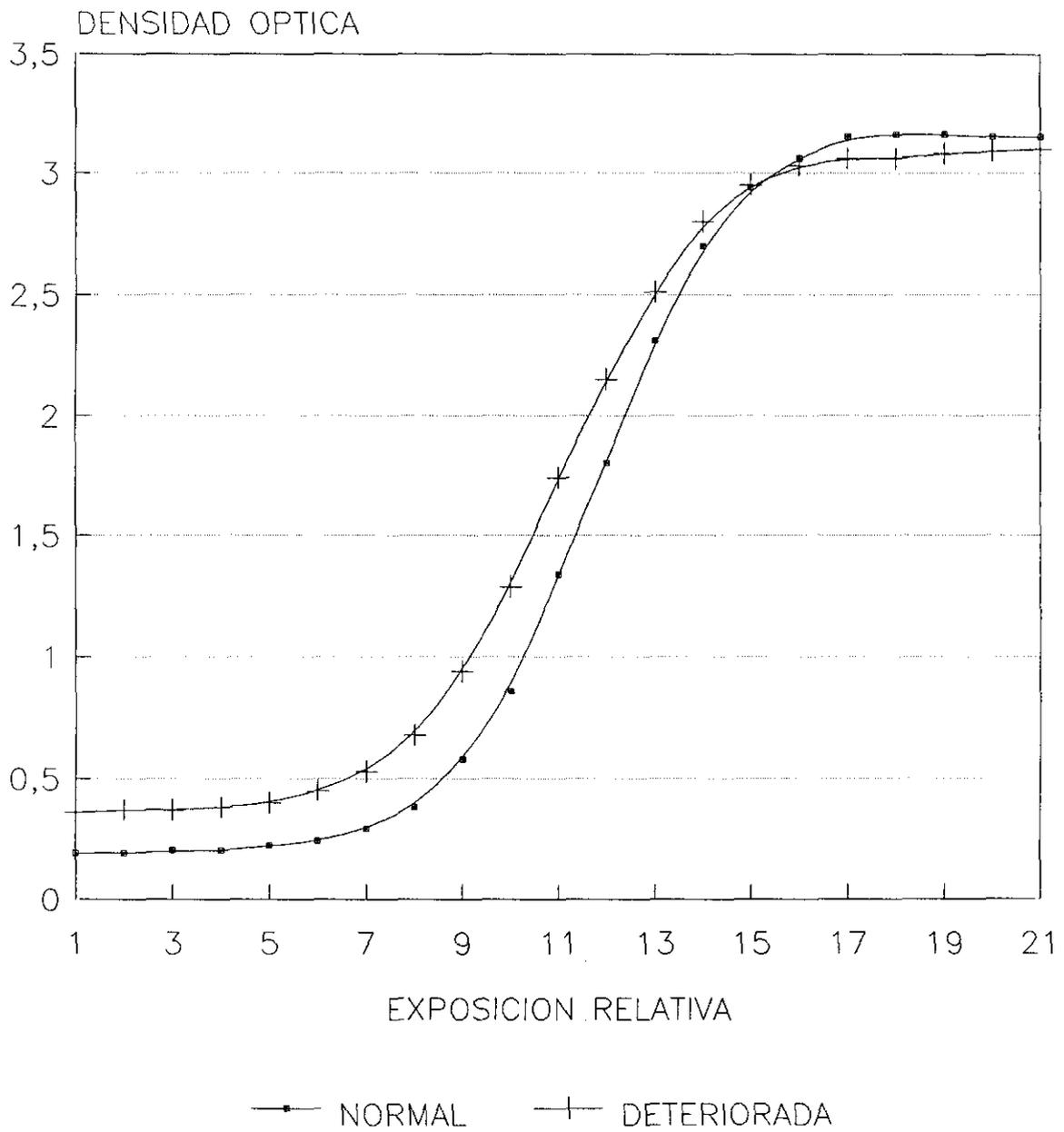


FIGURA 3.7

- Diseño y ubicación del almacén: es necesario tomar en consideración que los almacenes de películas deben ser específicos para este fin. Deben situarse los sistemas de calefacción de manera que se evite el contacto directo con las cajas de películas.

- Gestión del almacén: es, en cierta medida, un problema ajeno al funcionamiento del propio Servicio de Radiodiagnóstico.

Un adecuado trabajo de supervisión, con un control efectivo de la movilidad de las películas conseguirá que se empleen las películas menos frescas en primer lugar, evitando así que lleguen a deteriorarse o incluso que caduquen cajas de películas.

Una política de compras, en lo referente a la adquisición de material radiográfico, que suponga una previsión ajustada de las necesidades reales del centro, evitará compras desorbitadas que puedan conducir a que se alcance la fecha de caducidad.

Las anomalías descritas pueden subsanarse, por lo general, de forma sencilla y barata. Así el problema de falta de humedad que se manifestaba en los almacenes de uno de los centros se solventó con la colocación de un humidificador.

3.4.1. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE ALMACENAMIENTO EN LAS CARACTERÍSTICAS DE LAS PELICULAS

Con el fin de valorar la influencia de unas condiciones de almacenamiento inadecuadas (pero reales en muchos casos) sobre las características sensitométricas de las películas, se evaluaron 9 tipos de películas tras un año de almacenamiento en condiciones inadecuadas, según se indica en el apartado 2.4.2.

Las variaciones respecto de los valores de partida se presentan en las tablas 3.19 y 3.20.

T A B L A 3.19

Variaciones en los valores sensitométricos con luz azul

PELICULA	VALCA HPX44	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	100 %	58 %	95 %	90 %	84 %	209 %	95 %	71 %
VELOCIDAD RELATIVA	17 %	0 %	6 %	1 %	49 %	34 %	5 %	1 %
INDICE DE GRADIENTE	10 %	3 %	9 %	10 %	5 %	11 %	11 %	3 %
INDICE DE CONTRASTE	14 %	5 %	7 %	16 %	2 %	12 %	5 %	4 %
DENSIDAD MAXIMA	2 %	4 %	2 %	4 %	3 %	4 %	1 %	5 %

T A B L A 3.20

Variaciones en los valores sensitométricos con rayos X

PELICULA	VALCA HPX44	KODAK X-OMAT K (*)	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	175 %	74 %	116 %	132 %	117 %	419 %	137 %	100 %
VELOCIDAD RELATIVA	8 %	100 %	5 %	14 %	99 %	58 %	19 %	3 %
INDICE DE GRADIENTE	45 %	1 %	27 %	22 %	17 %	31 %	27 %	16 %
INDICE DE CONTRASTE	64 %	42 %	56 %	43 %	49 %	53 %	59 %	55 %
DENSIDAD MAXIMA	2 %	8 %	0 %	4 %	4 %	11 %	3 %	2 %

(*) La velocidad relativa se ha comparado con el valor correspondiente a la primera evaluación

Estos resultados no pueden compararse con los datos suministrados por las casas comerciales, ya que estas sólo se refieren a condiciones de buen almacenamiento. No parece lógico tampoco comparar el comportamiento de las distintas películas, se supone que están diseñadas con la pretensión de que sean bien almacenadas. Con esta prueba sólo se pretende indicar que, en las condiciones en las que en muchas ocasiones son almacenadas las películas, se produce un importante cambio en sus características que puede afectar sensiblemente a la imagen obtenida.

3.5. CHASIS Y CARTULINAS DE REFUERZO

Se ha realizado el control de calidad sobre una muestra de 393 chasis, verificándose el contacto entre la cartulina de refuerzo y la película y la hermeticidad a la luz. De ellos hay 166 chasis correspondientes a las unidades luz de día en los que se comprobó la correcta descarga.

En una muestra de chasis de diferentes antigüedad y carga de trabajo se controló la conservación de la sensibilidad del sistema cartulina-película.

Se presentaron anomalías en el 49 % de los chasis, en algunos hay más de una alteración.

- El contacto cartulina de refuerzo-película es deficiente en el 40 % de los chasis que se han controlado.

- La hermeticidad a la luz no era total en el 11 % de los chasis, presentando entradas de luz que velaban parcialmente la película.

En el 51 % restante hay el contacto adecuado y no tienen anomalías en lo referente a la hermeticidad a la luz.

En los que se refiere a los chasis de las unidades luz de día, de los 166 comprobados el 11 % presenta problemas de descarga.

En la tabla 3.21 se detallan, por centros, los resultados obtenidos en contacto cartulina de refuerzo-película, hermeticidad y descarga (los correspondientes a unidades luz de día) de los chasis controlados.

T A B L A 3.21

Resultados del control de calidad en chasis y cartulinas de refuerzo: número de chasis controlados en cada centro, chasis luz de día, chasis con contacto inadecuado, con falta de hermeticidad y con problemas de descarga

	CENTRO								TOTAL
	1	2	3	4	5	6	7	8	
NUMERO DE CHASIS	52	69	38	75	66	35	49	9	393
CHASIS LUZ DE DIA	-	-	15	75	27	-	49	-	166
CONTACTO INADECUADO	9	43	16	27	22	10	28	2	157
FALTA DE HERMETICIDAD	4	29	0	4	0	0	5	2	44
PROBLEMAS DE DESCARGA	-	-	6	1	7	-	4	-	18

El 100 % de los chasis investigados en una sala presentaron una mancha aparentemente de déficit de contacto de tamaño y forma parecidos. Se comprobaron las luces de seguridad encontrándose que en la situada sobre la procesadora había fugas de luz que velaban las películas, el déficit de contacto era en realidad la zona por la que la persona que realizaba el control sujetaba la película hasta que era tomada por la procesadora, evitando así que esa pequeña zona se velará. Corregida esa luz de seguridad, se repitió el control de los chasis, un 29 % presentaba deficiencias de contacto. De nuevo se comprueba la necesidad de considerar en su totalidad la cadena de formación de la imagen al efectuar el control de calidad en un centro.

- En lo referente a la **conservación de la sensibilidad** de la combinación cartulina-película, se ha trabajado con una muestra de chasis que se han agrupado en función de su antigüedad y carga de trabajo:

I) Chasis pertenecientes a una sala con una carga de trabajo de 1.300 exploraciones anuales. Las cartulinas tenían una antigüedad de 9 años. El número de exposiciones estimado para cada chasis es de 3.150 durante ese periodo de tiempo. La combinación hoja de refuerzo-película tenía una sensibilidad nominal de 200.

II) Chasis de la misma sala, por tanto con la misma carga, con una antigüedad de las cartulinas de 3 años. Se estiman 750 exposiciones para cada chasis en ese tiempo. La combinación era de la misma sensibilidad (200).

III) Chasis de salas que realizaban 12.000 exploraciones anuales y con una antigüedad en las cartulinas de 2 años. Se estiman 3.600 exposiciones por chasis. La sensibilidad de la combinación era de 200.

IV) Chasis de salas que realizaban 24.000 exploraciones anuales y con una antigüedad en las cartulinas de 2 años. El número estimado de exposiciones es de 2.700 en ese periodo. La sensibilidad de la combinación era de 800.

V) Chasis de la misma sala con una sensibilidad de la combinación de 200.

El comportamiento de cada grupo de chasis ha sido el siguiente:

I) La pérdida de eficacia era pequeña. La densidad óptica media obtenida con las combinaciones deteriorada y nueva era respectivamente 1,15 y 1,27. Hay un factor de relación de 1,1 que en la zona lineal de la curva característica era de 1,3.

II) No se detectó deterioro en la eficacia de las cartulinas de refuerzo.

III) En este grupo se producía una importante pérdida de eficacia. La densidad óptica media que se obtenía tras la exposición era de 0,97 en la película expuesta con la cartulina deteriorada frente a 1,39 en la correspondiente a la nueva, hay una relación de 1,43; en la zona lineal de la curva característica la relación es de 1,85. La pérdida de eficacia es prácticamente de un 50 %, la combinación tiene una sensibilidad real de 100. En la figura 3.8 se presentan las curvas características de las dos combinaciones comparadas y la relación existente entre las densidades ópticas obtenidas en los mismos escalones.

Para verificar estos datos se realizaron exposiciones en las que se utilizaron combinaciones de sensibilidad 100. Los resultados obtenidos confirmaron que la pérdida de eficacia suponía realizar las exploraciones con una sensibilidad equivalente a una combinación 100.

IV) La pérdida de sensibilidad era de un 6 %, no significativa.

V) No se detectó una alteración que pudiera considerarse significativa.

Parece obvio que es necesario completar la información en este sentido, ya que la que se desprende de la muestra analizada no permite establecer un número aproximado de exposiciones estándar que delimiten la vida útil de un juego de cartulinas de refuerzo.

Es preciso determinar en qué momento la pérdida de eficacia de las cartulinas justificaría la renovación de las mismas.

CONTROL DE CALIDAD DE CARTULINAS DE REFUERZO

CURVA CARACTERISTICA DE DOS SISTEMAS

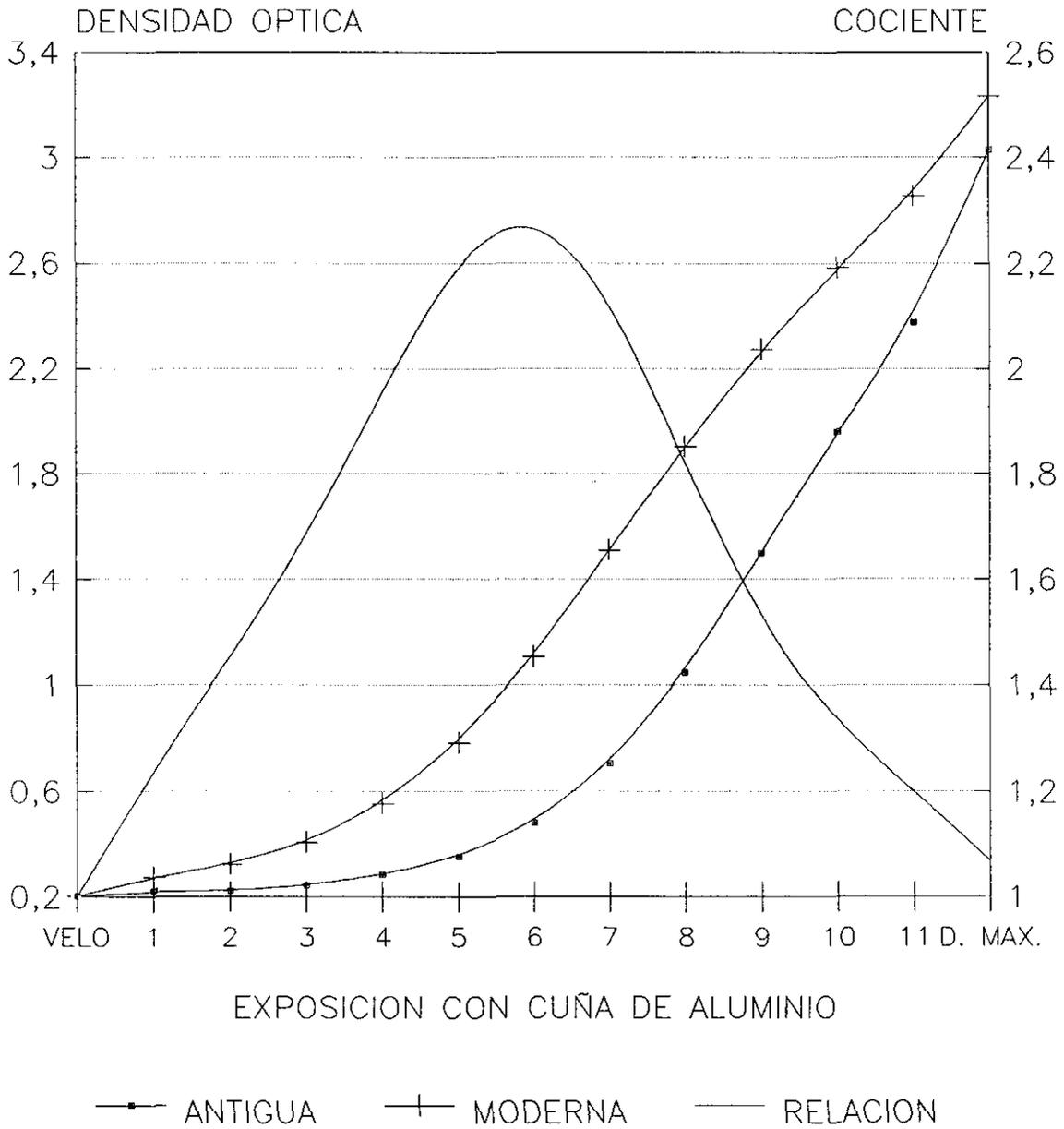


FIGURA 3.8

Se considera que los resultados en chasis y cartulinas de refuerzo se deben principalmente a las siguientes causas:

- Las cartulinas de refuerzo no se limpian con periodicidad, esto se traduce en la aparición de artefactos en las imágenes y en falta de contacto con la película.

- El continuo movimiento que sufre este material (de su ubicación habitual a la mesa de exploración, de esta al cuarto oscuro, pasando o no por el pasachasis, y del cuarto oscuro al lugar de origen) hace que los chasis sufran golpes que pueden producir alteraciones tanto en sus sistemas de cierre como en alguna de sus hojas, en cualquier caso esto puede dar lugar a entradas de luz o deficiencias de contacto.

- Las operaciones de carga y descarga de los chasis producen con cierta frecuencia arañazos en las cartulinas de refuerzo, ya sea por la propia película o por las uñas de la persona que realiza dichas operaciones, esto da lugar a la aparición sistemática de artefactos en las imágenes.

- No se realiza la renovación de las cartulinas utilizadas en el tiempo adecuado. La pérdida de eficacia se produce paulatinamente de manera que, al no realizarse pruebas que controlen la sensibilidad del sistema, ni el técnico ni el radiólogo perciben tal deterioro. Esto obliga a una variación en las condiciones de la exposición que supondrá un aumento en la dosis impartida a paciente.

3.6. PELICULAS

Como se indicó en el capítulo anterior, se ha considerado más oportuno realizar un estudio comparativo de películas por marcas. El sistema de compras utilizado hasta ahora por la Sanidad Pública justifica esta comparación ya que, en ocasiones, implica el cambio de películas en una misma sala cada 6 meses o la utilización simultánea de películas de distinta marca.

Las películas analizadas eran las más habituales en el mercado en los años 1.989-1.991. Todas ellas diseñadas para su uso en radiología convencional con la excepción de la VALCA HPX45. Corresponden a las siguientes marcas y modelos:

AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX
FUJI NEW RX	KODAK X-OMAT K	KONICA AX
3M R	VALCA HPX44	VALCA HPX45

3.6.1. ANALISIS DE LA INFORMACION PREVIA

Los datos que se comentan a continuación indican las condiciones que, según el fabricante, presentan las películas en el momento de su entrega al usuario. Lo más destacable es lo siguiente (ver la tabla 3.22):

- Velo: los valores facilitados por las casas tienen una media de 0,18, con un valor más probable de 0,17. El mínimo de 0,16 (KONICA AX) y el máximo de 0,21 (3M R).

- Evolución del velo: los datos recibidos en este aspecto son bastante inhomogéneos, desde menor de un 2 % sin especificar tiempo (KONICA AX), hasta 0,29 en un año (superior al 150 % del valor inicial) ó 0,33 en dos años (DU PONT CRONEX 4). La primera afirmación parece poco realista, presenta gran dificultad experimental poder determinar el 2 % de una densidad óptica de 0,16.

- Tolerancia en velo: los datos son también muy inhomogéneos, un valor más probable del 5 %, y un rango desde menor del 0,05 % con un valor de partida de 0,16 (KONICA AX) (puede repetirse lo indicado en el apartado anterior), hasta 0,23 partiendo de 0,18 (esto supone un aumento de un 28 %) (KODAK X-OMAT K).

- Velocidad (mGy^{-1}): los valores suministrados tienen una media de 126; están entre 71 (VALCA HPX44) y 215 (DU PONT CRONEX 4), obtenidos con pantalla KODAK X-OMAT REGULAR (estos valores han precisado una homogeneización previa de las unidades de la información suministrada).

- Evolución en velocidad: las casas que suministran este valor indican que la sensibilidad permanece estable a lo largo de la vida útil de la película.

- Tolerancia en velocidad: el valor más probable es el 5 %. El rango está desde menor del 0,05 % (KONICA AX) (no parece una información realista) hasta un máximo del 10 % (KODAK X-OMAT K).

- Gradiente: los datos recibidos tienen un valor medio de 3,02, con valores entre 2,61 (3M R) y 3,90 (AGFA RP1).

- Evolución del gradiente: toma valores similares a la evolución de la velocidad. Un valor más probable del 10 %. Desde un valor mínimo de menor del 2 % (KONICA AX), hasta un máximo del 13 % (AGFA RP1 y AGFA RP2) (siempre en un año).

- Tolerancia en gradiente: los valores suministrados tienen un valor más probable de un 5 % y varían desde menor del 0,05 % (KONICA AX) (parece una información muy poco realista) hasta un máximo del 8 % (AGFA RP2).

- Espesor total: según las casas suministradoras tendría un valor medio de 176,5 μm , con un valor más probable de 175 μm . Un mínimo de 172 μm (3M R) y un máximo de 180 μm (KONICA AX y DU PONT CRONEX 4).

- Espesor de la emulsión: tendría unos valores medio de 4,35 μm y más probable de 3,5 μm . Mínimo de 2 μm (DU PONT CRONEX 4) y máximo de 8 μm (3M R).
- Tamaño de grano: el valor medio sería de 0,78 μm , con un tamaño mínimo de 0,36 μm (DU PONT CRONEX 4) y el máximo de 1,15 μm (VALCA HPX44).
- Contenido en plata: valores con una media de 6,5 g/m^2 y un valor más probable de 7 g/m^2 . Las variaciones entre las distintas casas van desde 5 g/m^2 (3M R y DU PONT CRONEX 4) hasta 8 g/m^2 (FUJI NEW RX).
- Estabilidad de la imagen: entre un 100 % en un día (KONICA AX) hasta 50 años (FUJI NEW RX) (también parecen informaciones poco realistas, la primera poco útil y la segunda de difícil comprobación).
- Función de transferencia de modulación: todas las casas aportan una curva obtenida con cartulinas de refuerzo, con lo cual los valores indicados definen más a las cartulinas que a las películas. La disparidad en la metodología utilizada hace que esta información no sea útil para establecer una comparación de calidad de las películas.

En general las informaciones que, en principio, pueden considerarse como más optimistas, suelen estar bastante alejadas de la realidad. Un análisis superficial de los datos suministrados puede hacer que se valore mucho mejor una película con una evolución de velo menor del 2 % (KONICA AX) que otras con aumentos de 0,07 en un año (AGFA RP1 y AGFA RP2) cuando, como ya hemos indicado, la primera información parece poco realista.

Por otra parte, sería conveniente que las curvas características aportadas por los fabricantes se obtuvieran con una mayor filtración de la que suele utilizarse, solo algunas casas facilitan la filtración con la que se obtuvieron las curvas

suministradas, en esos casos fue de 3 mm de aluminio, las normas ISO recomiendan al menos 10 mm de Al (ISO, 1981) para simular en lo posible la calidad del haz de radiación a la salida del paciente, que al fin y al cabo será la que llegue a la película.

En la tabla 3.22 se presentan de manera resumida algunos de los parámetros analizados.

T A B L A 3.22

Resumen de la información suministrada por las casas sobre las principales características técnicas de las películas estudiadas

PELICULA	VALCA HPX44	VALCA HPX45	KODAK X-OMAT-K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	0,19 ± 0,01	0,18 ± 0,01	0,18	0,17	0,17	0,19	0,21	0,17	0,16
TOLERANCIA EN VELO	5 %	5 %	Hasta 0,23	-	-	0,03	2 %	5 %	< 0,05 %
EVOLUCION DE VELO	0,25 ± 0,01 (a)	0,25 ± 0,01 (a)	0,20 (b)	0,24 (a) 0,32 (b)	0,24 (a) 0,32 (b)	0,29 (a) 0,33 (b)	0,22 (a) 0,23 (b)	0,2 (c)	< 2 %
GRADIENTE	2,77	3,51	2,81	3,90 3,18 (e)	2,86 3,10 (e)	3,11	2,61	2,61	2,9
TOLERANCIA EN GRADIENTE	5 %	5 %	0,15	8 %	8 %	7 %	2 %	5 %	< 0,05 %
EVOLUCION DE GRADIENTE	< 5 %	< 5 %	0,1	10-13 %	10-13 %	10 %	10 %	0,2 (c)	< 2 %
VELOCIDAD (mGy ⁻¹)	71	89	126 200 (d)	91 130 (e)	118 156 (e)	215 15,75 (d)	200	96	100 (d)
TOLERANCIA EN VELOCIDAD	5 %	5 %	10 %	6 %	6 %	8 %	2 %	5 %	< 0,05 %

(a) Transcurrido un año

(b) Transcurridos dos años

(c) Información confusa

(d) Valores aportados por las casas en unidades distintas de μGy

(e) Valores dados por la casa, obtenidos con pantalla Agfa MR-200

Según la información suministrada, tomando como principales criterios el velo, la velocidad y el gradiente, así como la evolución que de estas características admiten los respectivos fabricantes, podrían considerarse como las películas más apropiadas KONICA AX y KODAK X-OMAT K.

En esta consideración no se han tenido en cuenta los aspectos económicos.

Debe destacarse la importancia del hecho de que el radiólogo disponga de esta información detallada, para conocer el material que utiliza y las prestaciones que éste puede aportar.

Todas las películas cumplen las normas UNE en lo referente a tamaño, condiciones de empaquetado y etiquetado (UNE, 1990a).

3.6.2. CONTROL SENSITOMETRICO CON LUZ AZUL

Los resultados se presentan en la tabla 3.23. Se indican:

- El valor del velo

- La velocidad relativa como aquella exposición que produce una densidad óptica igual a $1 + \text{velo}$, tomando como referencia la película KODAK X-OMAT K.

- El gradiente calculado con los logaritmos de la exposición relativa que produce densidades ópticas entre $2,00 + \text{velo}$ y $0,25 + \text{velo}$.

- El índice de contraste es la diferencia de las densidades ópticas de los escalones 10 y 12 de la cuña óptica.

- La densidad máxima es la densidad óptica proporcionada por la exposición en el escalón 21.

T A B L A 3.23

Resultados de la sensitometría con luz azul: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima

PELICULA	VALCA HPX44	VALCA HPX45	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	0,21	0,18	0,19	0,19	0,20	0,19	0,22	0,21	0,21
VELOCIDAD RELATIVA	99	82	100	100	105	96	98	99	97
INDICE DE GRADIENTE	2,13	2,30	2,34	2,55	2,64	2,52	2,10	2,36	2,76
INDICE DE CONTRASTE	0,74	0,37	0,82	0,89	0,97	0,80	0,72	0,81	0,91
DENSIDAD MAXIMA	3,06	3,19	3,41	3,59	3,90	3,77	3,24	3,03	3,44

A continuación se indica lo más destacable de los resultados presentados en esta tabla:

- Las películas FUJI NEW RX y KONICA AX tienen valores de velo que exceden los márgenes de tolerancia asignados por los propios fabricantes para sus emulsiones y para la evolución temporal de las mismas (ver tabla 3.22).

- Las condiciones de velocidad y gradiente son en general buenas, pero pueden no ser las más idóneas dadas las condiciones de trabajo habitualmente fluctuantes (un gradiente alto implica mejores contrastes a costa de proporcionar menores márgenes de tolerancia en las variaciones de exposición y procesado).

Debe reseñarse que la película VALCA HPX45 es una película excesivamente lenta para radiología general. Debería usarse con una cartulina de refuerzo más rápida.

- El índice de contraste toma valores entre 0,72 (3M R) y 0,97 (AGFA RP2). Las películas 3M R y VALCA HPX44 tienen valores inferiores a 0,80. El bajo valor de la película VALCA HPX45 se debe a que el índice de contraste es un parámetro relativo

definido en la zona lineal de la película referencia y en esta película, al estar la curva desplazada hacia la derecha, ocupa el pie de la gráfica, siendo en esa zona de la curva las densidades ópticas menores.

- La **densidad máxima** toma en todas las películas valores superiores a 3. Por encima de estas densidades el ojo humano es incapaz de discriminar distintos ennegrecimientos. Por tanto no es un parámetro significativo, aunque puede indicar una zona lineal más amplia.

En la figura 3.9 se muestran las curvas sensitométricas de tres de las películas impresionadas correspondientes a VALCA HPX44, VALCA HPX45 y AGFA RP2. En ella se puede ver como la velocidad o el índice de contraste no son criterios suficientes para valorar la calidad de una película. En este caso las películas AGFA RP2 y VALCA HPX44 tienen prácticamente la misma velocidad (1,04 y 1 respectivamente) pero difieren sensiblemente en el resto de los parámetros (en AGFA RP2 el contraste es de 0,95 y el gradiente de 2,61, en la película VALCA HPX44 toman valores de 0,69 y 2,10 respectivamente). El mismo comentario puede hacerse respecto al valor del índice de contraste entre las películas VALCA HPX44 y VALCA HPX45, en este caso toma valores de 0,69 para las dos películas, mientras que la velocidad y el gradiente son respectivamente 1 y 2,10 en la VALCA HPX44 y 0,81 y 2,31 en la VALCA HPX45.

Los resultados que se presentan corresponden a una muestra singular de películas. La información obtenida por el Grupo de Física Médica de la U.C.M. realizando controles de calidad en distintos centros no concuerda, en algunos casos, con los resultados de esta prueba. Así se encontraron películas de reciente fabricación que presentaban en los parámetros medidos importantes discrepancias con los valores correspondientes a la prueba ahora realizada. Se detallan dos ejemplos:

CONTROL DE CALIDAD DE PELICULAS CURVAS SENSITOMETRICAS CON LUZ AZUL

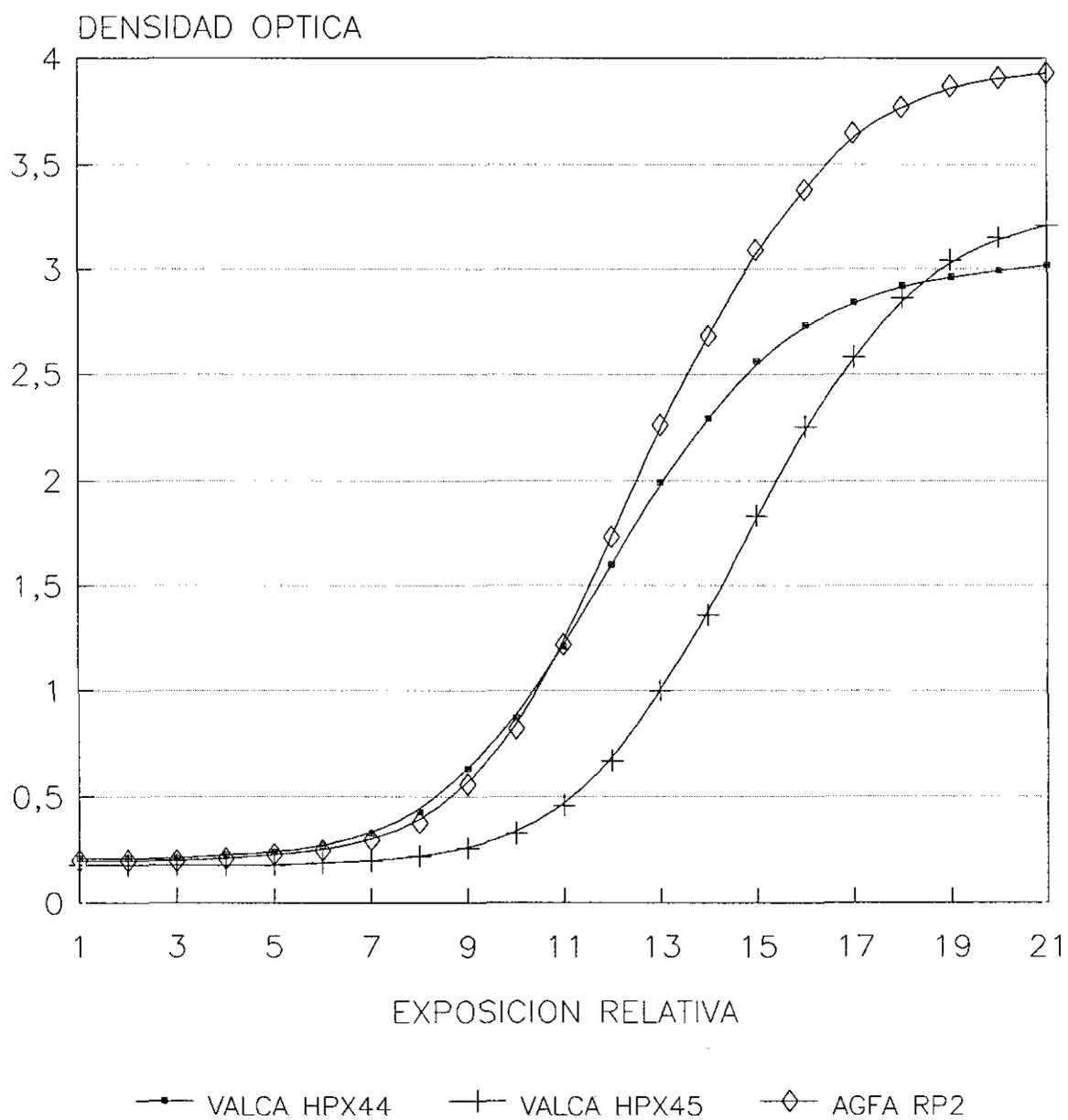


FIGURA 3.9

- En un centro se obtuvieron diferencias respecto de las películas del mismo modelo de un 90 % en velo, 3 % en velocidad, 23 % en índice de contraste, 17 % en gradiente y 21 % en densidad máxima.

- En otro centro se encontraron discrepancias de un 58 % en velo, 12 % en índice de contraste y 11 % en gradiente.

En todos los casos se efectuaron controles exhaustivos de las condiciones de almacenamiento y procesado, que pusieron fuera de toda duda la implicación de estos elementos en los resultados. Cabe destacar la dificultad que supone determinar la causa de esos valores anómalos si no se tienen previamente controlados el resto de los elementos de la cadena de formación de la imagen.

3.6.3. CONTROL SENSITOMETRICO CON RAYOS X

Los resultados obtenidos, tras realizar las pruebas en las condiciones descritas en el apartado 2.6.3., se presentan en la tabla 3.24. Paralelamente a la tabla 3.23, se indican:

- El velo

- La **velocidad relativa**, calculada asignando el valor de referencia 100 a la lectura de densidad óptica 1 + velo para la película de control (KODAK X-OMAT K), realizando las lecturas densitométricas en el mismo escalón para el resto.

- El **índice de gradiente**, calculado con las diferencias entre las densidades ópticas de los escalones que producían densidades próximas a 2 + velo y 0,25 + velo para la película de referencia (UNE, 1990b).

- El **índice de contraste** es la diferencia entre las densidades ópticas de los escalones 8 y 10 de la imagen

obtenida con cuña de aluminio (contraste en la zona lineal de la película control).

- La densidad máxima es la densidad óptica proporcionada por exposición directa (a 80 kVp, 2 mAs y 1 m).

T A B L A 3.24

Resultados de la sensitometría con rayos X: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima

PELICULA	VALCA HPX44	VALCA HPX45	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT GRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	0,20	0,17	0,19	0,19	0,19	0,18	0,21	0,19	0,20
VELOCIDAD RELATIVA	155	62	100	154	192	133	115	161	131
INDICE DE GRADIENTE	2,28	2,10	2,30	2,74	3,02	2,85	2,19	2,41	2,84
INDICE DE CONTRASTE	0,72	0,91	0,86	0,88	0,94	1,02	0,72	0,78	1,00
DENSIDAD MAXIMA	2,89	2,98	3,12	3,47	3,81	3,56	3,02	3,02	3,45

Los resultados de la prueba de irradiación con rayos X y empleo de cuña de aluminio, son prácticamente coincidentes con los obtenidos mediante la sensitometría de luz azul, aunque aparecen algunas discrepancias:

- En **velo**, se confirman los datos obtenidos en la sensitometría con luz azul, los valores de las películas FUJI NEW RX y KONICA AX exceden los márgenes de tolerancia asignados por las casas para sus emulsiones y para la evolución temporal de las mismas.

- En lo referente a la **velocidad relativa**, la sensitometría con rayos X es más discriminatoria, poniéndose de manifiesto importantes diferencias en los valores correspondientes a las distintas películas, en esta prueba interviene todo el espectro de emisión de la hoja de refuerzo, no sólo la parte

correspondiente a la luz azul. Se confirma que la película VALCA HPX45 es una película excesivamente lenta para radiología general y no se ajusta a la pantalla convencional utilizada como referencia. El resto toma valores entre 100 (KODAK X-OMAT K) y 192 (AGFA RP2).

- En cuanto a índice de contraste es también más discriminatoria que la prueba con luz azul, cabe destacar las importantes diferencias que aparecen en las películas DU PONT CRONEX 4 y KONICA AX respecto de los valores obtenidos en la primera prueba.

- Por último, en gradiente y densidad máxima, los valores obtenidos son coherentes y están dentro de los rangos considerados como aceptables.

La sensitometría con rayos X sería una prueba mucho más discriminatoria si cada película fuera estudiada con la hoja de refuerzo más apropiada. Su principal dificultad estriba en que requiere el uso de equipos estables o cuando menos bien controlados.

3.6.4. EVOLUCION CON EL TIEMPO DE LAS CARACTERISTICAS SENSITOMETRICAS DE LAS PELICULAS

A los seis meses de evaluadas las películas se repitieron las mismas pruebas habiendo estado aquellas correctamente almacenadas. No se reevaluó la película VALCA HPX45 al no adaptarse a la cartulina de refuerzo convencional utilizada.

3.6.4.1. CONTROL SENSITOMETRICO CON LUZ AZUL

En la tabla 3.25 se detallan los porcentajes de variación de las magnitudes presentadas en la tabla 3.23: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima.

T A B L A 3.25

Porcentajes de variación en la sensitometría con luz azul transcurridos seis meses: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima

PELICULA	VALCA HPX44	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	26 %	14 %	19 %	21 %	16 %	20 %	22 %	16 %
VELOCIDAD RELATIVA	3 %	0 %	0 %	0 %	1 %	2 %	1 %	0 %
INDICE DE GRADIENTE	5 %	2 %	3 %	7 %	6 %	2 %	6 %	0 %
INDICE DE CONTRASTE	4 %	1 %	3 %	8 %	6 %	0 %	5 %	0 %
DENSIDAD MAXIMA	0 %	1 %	0 %	2 %	3 %	0 %	0 %	4 %

- En velo los porcentajes de deterioro varían entre el 14 % y el 26 % que corresponden a las películas KODAK X-OMAT K y HPX44. Algunos valores superan o igualan en seis meses lo afirmado para la evolución en un año por los fabricantes, es el caso de KONICA AX, KODAK X-OMAT K y 3M R.

- El índice de gradiente se deteriora entre un 0 % (KONICA AX) y un 7 % (AGFA RP2). El valor correspondiente a FUJI NEW RX (6 %) supera el admitido por la casa.

- En índice de contraste, las variaciones están entre el 0 % (KONICA AX y 3M R) y el 8 % (AGFA RP2). Superan el 5 % tres películas (AGFA RP2, DU PONT CRONEX 4 y FUJI NEW RX).

- En cuanto a la velocidad relativa y la densidad máxima, las variaciones que se producen no son significativas.

En lo referente a esta prueba, en función de estos resultados las películas KONICA AX, 3M R y KODAK X-OMAT K han mantenido mejor sus características. Las películas AGFA RP2, DU PONT CRONEX 4 y FUJI NEW RX son las que peor han evolucionado.

3.6.4.2. CONTROL SENSITOMETRICO CON RAYOS X

Los resultados se presentan en la tabla 3.26, indicando los porcentajes de variación que se han presentado en las magnitudes de la tabla 3.24: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima.

T A B L A 3.26

Porcentajes de variación en la sensitometría con rayos X transcurridos seis meses: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima

PELICULA	VALCA HPX44	KODAK X-OMAT K (*)	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
VELO	25 %	13 %	16 %	21 %	22 %	19 %	26 %	20 %
VELOCIDAD RELATIVA	2 %	2 %	10 %	12 %	5 %	5 %	21 %	2 %
INDICE DE GRADIENTE	5 %	1 %	4 %	7 %	6 %	0 %	5 %	3 %
INDICE DE CONTRASTE	6 %	7 %	9 %	17 %	10 %	8 %	18 %	0 %
DENSIDAD MAXIMA	1 %	1 %	3 %	3 %	4 %	1 %	3 %	2 %

(*) La velocidad relativa se ha comparado con el valor correspondiente a la primera evaluación

De los resultados expuestos en la tabla, por parámetros se puede destacar lo siguiente:

- En velo los porcentajes de deterioro varían entre el 13 % (KODAK X-OMAT K) y el 26 % (FUJI NEW RX).

- El índice de gradiente varía desde un 0 % (3M R) hasta un deterioro de un 7 % (AGFA RP2). Tienen variaciones iguales o superiores al 5 %, las películas AGFA RP2, DU PONT CRONEX 4, VALCA HPX44 y FUJI NEW RX.

- En lo referente al índice de contraste, las variaciones encontradas están entre el 0 % (KONICA AX) y el 18 %

(FUJI NEW RX). Supera o igualan el 10 % tres películas (AGFA RP2, FUJI NEW RX y DU PONT CRONEX 4).

- En cuanto a la **velocidad relativa** (tomando como referencia la película KODAK X-OMAT K), las películas AGFA RP1, AGFA RP2 y FUJI NEW RX tienen un deterioro superior al 10 %.

- Por último en cuanto a la **densidad máxima**, las variaciones que se producen son poco significativas.

En la sensitometría con rayos X, las películas que mejor evolucionaron son KONICA AX y KODAK X-OMAT K. Las que peor mantuvieron sus características son FUJI NEW RX, AGFA RP2 y DU PONT CRONEX 4.

Tomando en conjunto la repetición de las 2 pruebas, las películas que mejor han evolucionado con el tiempo son KONICA AX, 3M R y KODAK X-OMAT K. Las que peor lo han hecho son FUJI NEW RX y AGFA RP2.

Los aspectos que merecen destacarse del control de películas son los siguientes:

- La información suministrada por los fabricantes debería estar normalizada, particularmente en lo referente a las unidades utilizadas para describir las características de las películas.

- Los valores suministrados deberían ser más "ajustados a la realidad", especialmente las evoluciones de las características de las películas con el tiempo admitidas por los fabricantes. Consideramos que los datos técnicos referidos a las variaciones aproximadas que experimentan el velo y gradiente de la película con el tiempo de almacenamiento son extremadamente críticas.

- En base a nuestra experiencia, podría ser oportuno optimizar los controles de calidad efectuados por los propios fabricantes.

- Si bien todas las películas estudiadas son válidas para radiología convencional, presentan diferencias entre si que deben ser tenidas en cuenta.

- De los resultados expuestos se deduce que no es recomendable mantener en una misma sala dos marcas distintas de películas para realizar idénticos estudios, aunque nominalmente tengan una misma sensibilidad.

En esta misma línea, al efectuar el cambio de modelo de películas utilizado en una sala, debe realizarse al mismo tiempo en todos los tamaños, evitando la existencia de dos sistemas de la misma sensibilidad nominal y distinta sensibilidad real. En la figura 3.10 se presentan las curvas características obtenidas con dos películas que se utilizaban en las mismas salas, naturalmente con las mismas cartulinas de refuerzo. Las velocidades resultantes con las dos combinaciones se relacionan mediante un factor 1,4.

CONTROL DE CALIDAD DE PELICULAS CURVA CARACTERISTICA DE DOS PELICULAS DE LA MISMA SENSIBILIDAD NOMINAL

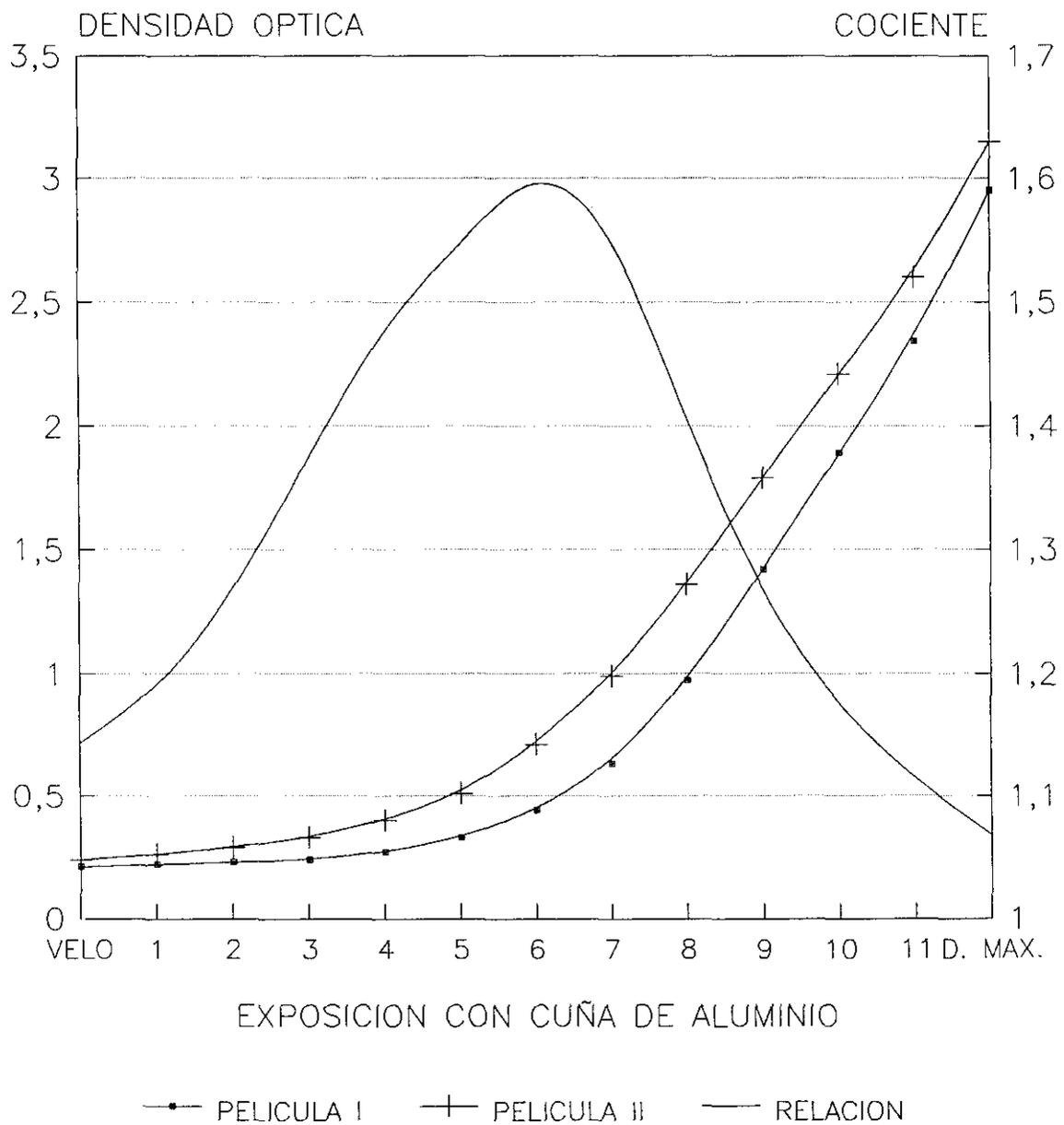


FIGURA 3.10

3.7. DISCUSION

Una vez efectuado el control de calidad de los distintos elementos de la cadena de formación de la imagen, procede resumir brevemente los resultados obtenidos:

- De los 759 negatoscopios controlados sólo 18 unidades (el 2,4 %) reúnen los requisitos recomendados en la literatura. Aplicando la propuesta de esta memoria sería el 24 % de los negatoscopios.
- De las 48 procesadoras automáticas de películas incluidas en el control, el 69 % han tenido un funcionamiento inestable. Habiéndose procesado en condiciones inadecuadas aproximadamente 44.000 películas (un 30 %).
- Sobre 32 cuartos oscuros, presentan alteraciones el 100 %, fundamentalmente por las condiciones de iluminación (malas luces de seguridad en el 84 % y entradas de luz en el 81 %).
- Controlados 12 almacenes las anomalías se presentaban en el 75 %, debiendo destacar los defectos de humedad ambiental (25 %), colocación (33 %) y movilidad de las existencias, con la presencia de películas caducadas en el 50 % de los almacenes.
- Sobre un total de 393 chasis controlados, el 49 % presentó alguna anomalía, destacando las entradas de luz (11 %), el contacto deficiente (40 %) y las pérdidas de eficacia.
- Por último en lo que se refiere a las películas se han evaluado 9 tipos. Puede destacarse que se ha detectado la presencia de diferencias importantes entre películas del mismo modelo.

Cabe decir que es previsible que bastantes de las anomalías que se han encontrado en el control de calidad de los elementos de la cadena de formación de la imagen, tengan una influencia importante en la propia calidad diagnóstica de las imágenes que se obtienen en los servicios de Radiodiagnóstico.

Para "cerrar" el control de calidad se hace necesario entonces realizar una evaluación de la calidad de la imagen que se obtiene en cada sala utilizando alguno de los maniqués diseñados al efecto.

En los capítulos IV y V se presentan los resultados obtenidos al manejar dos maniqués físicos y se analizan los inconvenientes que supone el trabajo con los mismos, objetivo fundamental de esta memoria.

**IV. CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN EN
GRAFIA UTILIZANDO MANIQUIES: EL TEST
TOR (CDR) DE LA UNIVERSIDAD DE LEEDS**

4. CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN EN GRAFIA UTILIZANDO MANIQUIES: EL TEST TOR (CDR) DE LA UNIVERSIDAD DE LEEDS

Los primeros pasos de un programa de control de calidad en Radiodiagnóstico son, en condiciones normales, la evaluación de la calidad de la imagen y la cuantificación de la dosis a pacientes. Como se ha indicado en el capítulo II, en este trabajo la evaluación de la imagen se realizó en último lugar ya que era necesario previamente obtener información acerca del estado real de los distintos componentes de la cadena de formación de la imagen y también conseguir un mayor conocimiento del maniquí que se había seleccionado.

Para llevar a la práctica el protocolo de control de calidad de la imagen que se ha seguido son fundamentales:

- La evaluación física de la imagen obtenida con cada equipo, empleando para ello maniqués relativamente sencillos.
- La selección precisa de los parámetros que deben ser controlados.
- El establecimiento de la relación existente entre la imagen obtenida con el maniquí y esos parámetros seleccionados.

La pretensión final es que, una vez instaurado plenamente en un centro un programa de control de calidad, los parámetros de decisión que determinen la asignación de prioridades y los distintos niveles de intervención en las instalaciones de Radiodiagnóstico sean:

- Los resultados derivados del uso de maniqués
- Los resultados de la dosimetría a pacientes.

- La aplicación de los criterios de calidad de la imagen radiográfica propuestos por el grupo de expertos de la Comunidad Europea (CCE, 1987, 1989, 1990).

A la hora de elegir el maniquí a emplear se han tenido en cuenta fundamentalmente los tres factores siguientes: la sencillez de manejo, la facilidad de transporte y el coste. Hay que considerar que para el control de calidad de la imagen en grafía convencional hay en el mercado una menor disponibilidad de maniquíes que para otros aspectos del diagnóstico por la imagen, así, para mamografía, tomografía axial computarizada y escopia se encuentran con relativa facilidad test de diferentes modelos. Por otra parte los maniquíes para grafía convencional suelen ser voluminosos y, por tanto, de difícil transporte.

El maniquí que se ha utilizado en este protocolo es el test TOR (CDR), siglas correspondientes a "Test Object Rutinary (Control Diagnostic Radiography)". Este maniquí ha sido desarrollado para el control de calidad en grafía convencional por la Universidad de Leeds (Cowen, 1987).

Este maniquí, en principio, debe usarse dentro de un programa de constancia de parámetros.

La decisión de optar por este maniquí se basa en las siguientes características del mismo:

- Es un test de fácil manejo y además, en principio, permite realizar el control de calidad de la imagen con las imágenes obtenidas tan sólo a partir de dos exposiciones.

- El control, en lo que se refiere a las exposiciones, se realiza en muy poco tiempo, de manera que prácticamente no es necesario interrumpir el trabajo diario en las salas en que se efectúe.

- Es un objeto de pequeñas dimensiones (tiene un diámetro de 18 cm), por tanto fácilmente transportable.

- Es relativamente barato.

- Su difusión es importante, apareciendo como objeto de referencia en el documento del British Institute of Radiology (BIR, 1988).

- El material necesario para la lectura de las imágenes que se obtienen con el test (densitómetros) es también relativamente barato.

El TOR (CDR) tiene un diseño relativamente parejo al TOR (RAD) citado en la guía de la Hospital Physics Association (HPA, 1981).

El estudio que se ha realizado es similar, en cierta medida, a los elaborados por otros autores con los test TOR (MAM) y TOR (TVF) desarrollados también por la Universidad de Leeds para el control de calidad en mamografía (Cowen, 1990) y escopia (Hjardenmaal, 1989) respectivamente.

4.1. DESCRIPCION Y USO

El test TOR (CDR) es un disco de metacrilato con un diámetro de 18 cm y un espesor de 0,9 cm, en él van incluidas los siguientes objetos de prueba (figura 4.1):

- Un primer objeto de prueba constituido por una serie de 17 detalles de pequeño tamaño (0,5 mm de diámetro) que tienen contrastes variables, que permiten valorar el umbral de **sensibilidad al alto contraste**, entendiéndolo como el máximo valor de contraste detectable para objetos de un diámetro de 0,5 mm.
- Un objeto de prueba formado por un juego de 17 detalles de mayor tamaño (discos de 11 mm de diámetro) que darán lugar a imágenes con densidades ópticas variables, con las que se podrá evaluar el umbral de **sensibilidad a bajo contraste**, considerado como el máximo valor de contraste detectable para objetos de un diámetro de 11 mm.
- Una cuña escalonada de aluminio constituida por 10 detalles circulares de 5 mm de diámetro que permiten la obtención de una escala de 10 grises con diferentes densidades ópticas con las que realizar **sensitometrías**, pudiendo establecerse así la constancia de la exposición y, particularmente, de las condiciones de procesado de la película.
- Una rejilla central formada por 27 conjuntos de líneas que permite la visualización de hasta un máximo de 10 pares de líneas por milímetro (pl/mm), utilizada para estimar el límite de **resolución espacial**, entendida como la capacidad de discriminación de frecuencias espaciales con máximo contraste.
- Una ventana cuadrada de 10 mm de lado con la que efectuar el control del **velo**.

TEST TOR (CDR): DESCRIPCION DE LOS OBJETOS DE PRUEBA

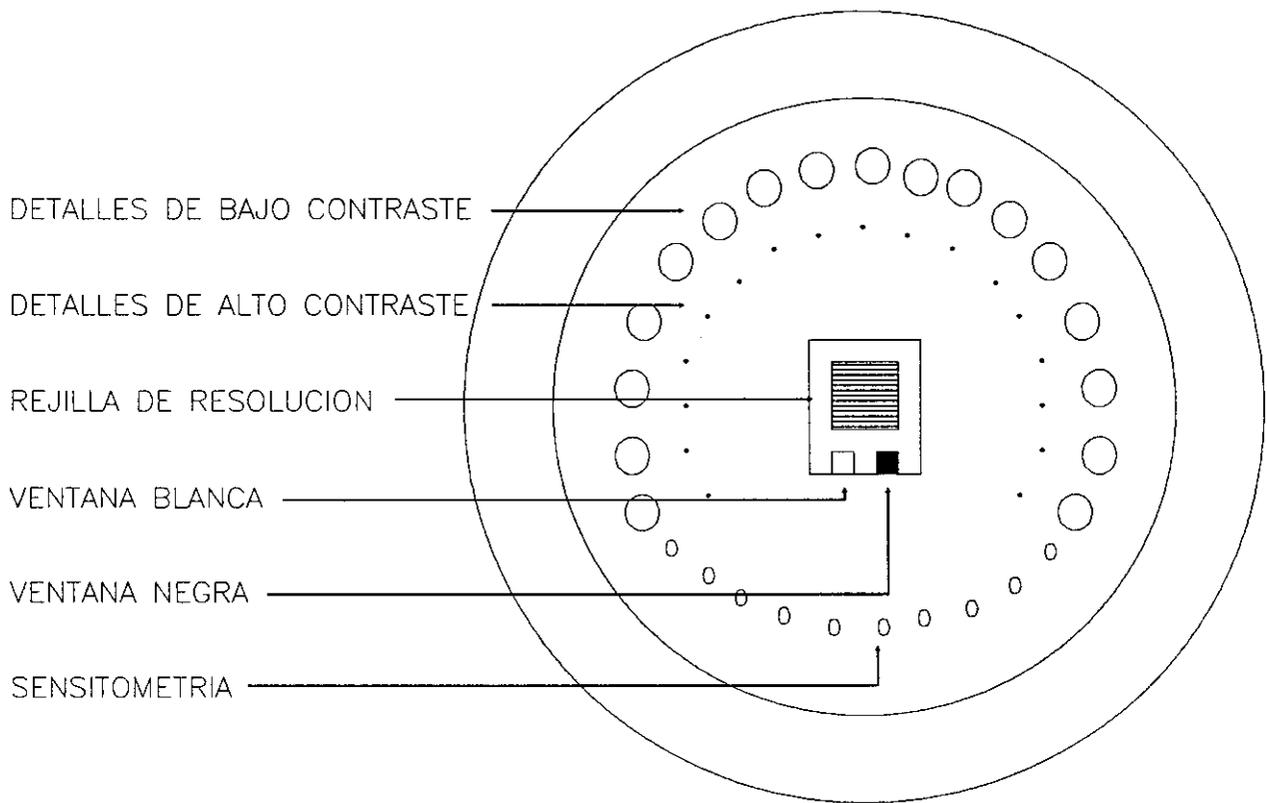


FIGURA 4.1

- Una ventana cuadrada de las mismas dimensiones para el control de la densidad máxima.

Para las tres primeras pruebas (sensitometría, sensibilidad a bajo y a alto contraste) se realiza una sola exposición con las siguientes condiciones:

- Un kilovoltaje-pico fijo de 70 kVp.
- Un miliamperaje variable en función del equipo y del sistema de imagen (generalmente toma un valor entre 6 y 12 mAs, los necesarios para obtener el ennegrecimiento deseado).
- Una distancia foco-película de un metro.
- Una filtración añadida de 1 mm de cobre situada a la salida del haz.

Para la prueba de resolución espacial es necesaria una exposición a:

- Un kilovoltaje-pico de 50 kVp.
- Un miliamperaje entre 1,5 y 3 mAs, dependiendo del equipo y del sistema de imagen empleados.
- Una distancia foco-película de 1 metro.
- Sin filtración de cobre añadida.

Las dos exposiciones se realizan situando el maniquí sobre el chasis y éste sobre la mesa de exploración, nunca en el "Bucky". El test TOR (CDR) mediante un indicativo rojo en su superficie señala la cara del mismo que debe orientarse hacia el foco.

De acuerdo con las instrucciones que facilita el fabricante, la densidad óptima para la evaluación correcta de los objetos de prueba corresponde a 1,5 unidades de densidad óptica, considerando que debe visualizarse la imagen en un negatoscopio que reúna las condiciones adecuadas para el estudio de exámenes radiográficos.

La valoración de las pruebas se realiza de la siguiente manera:

- Las tres pruebas objetivas del test, sensitometría (correspondiente a la escala de grises), densidad máxima y velo, se evalúan mediante las lecturas de las distintas densidades ópticas obtenidas con un densitómetro. En nuestro caso se ha utilizado un densitómetro digital marca Victoreen, modelo 07-424.

- Las sensibilidades al alto contraste y al bajo contraste se evalúan subjetivamente mediante las dos series de 0,5 y 11 mm respectivamente, registrando el número máximo de detalles de los objetos de prueba que son visualizados por el observador, que debe realizar la lectura siempre en las mismas condiciones. La visualización de los detalles del objeto de prueba de bajo contraste debe ser en todo su perímetro.

- El límite de resolución espacial se evalúa también de manera subjetiva. En función de los conjuntos de líneas visualizados se establece una correspondencia con los valores de pares de líneas por milímetro (pl/mm), según lo indicado por el fabricante. Esta correspondencia se presenta en la tabla 4.1.

T A B L A 4.1

Correspondencia entre los conjuntos de líneas visualizados y los pares de líneas por milímetro en la rejilla de resolución del test TOR (CDR)

CONJUNTOS DE LINEAS	pl/mm	CONJUNTOS DE LINEAS	pl/mm	CONJUNTOS DE LINEAS	pl/mm
1	0,50	10	1,40	19	4,00
2	0,56	11	1,60	20	4,50
3	0,63	12	1,80	21	5,00
4	0,71	13	2,00	22	5,60
5	0,80	14	2,24	23	6,30
6	0,90	15	2,50	24	7,10
7	1,00	16	2,80	25	8,00
8	1,12	17	3,15	26	8,90
9	1,25	18	3,55	27	10,00

En las instrucciones que se facilitan con este maniquí no se indica en ningún momento qué calificación puede aplicarse a las imágenes obtenidas, no se establece qué valores deben tomar los parámetros de calidad de imagen del test para considerar una imagen como buena, no se precisa el valor de variaciones máximas permisibles en un programa de constancia; por último tampoco se indica la evolución de los distintos parámetros de control con las variaciones de los distintos elementos de la cadena de formación de la imagen. Además en la literatura apenas se encuentra información acerca de los resultados obtenidos con este test, a pesar de la difusión que ha tenido en el medio europeo (en cambio sí hay abundantes publicaciones referidas a los test TOR (TVF) y TOR (MAM) del mismo fabricante y similares características).

Todo esto obligó a la realización de un trabajo previo de caracterización de este test para tener un conocimiento más profundo de su uso.

4.2. CARACTERIZACION

En principio, siguiendo las instrucciones del fabricante de este maniquí, se considera que el control de calidad de la imagen en grafía en una sala de Radiodiagnóstico puede realizarse llevando a cabo controles periódicos, registrando los valores correspondientes a los siguientes parámetros:

- Límite de resolución espacial
- Sensibilidad al bajo contraste
- Sensibilidad al alto contraste
- Sensitometría

Para que este control sea efectivo deben mantenerse constantes tanto las condiciones de exposición como las de procesado de la película y de visualización de las imágenes. Obviamente la constancia de estos factores sólo puede estar asegurada si han sido instaurados programas de garantía de calidad en aquellas salas de Radiodiagnóstico en las que se efectúan los controles.

En este programa piloto las condiciones se han intentado mantener constantes tanto como ha sido posible, no obstante como se indica en el capítulo III, en los diferentes centros controlados se utilizan cartulinas de refuerzo y películas de distintas marcas y modelos, las condiciones de procesado no son las mismas, las condiciones de visualización no son siempre las apropiadas, etc. A título de ejemplo, ya se ha detallado en el ese mismo capítulo que habitualmente el brillo y la uniformidad de los negatoscopios convencionales utilizados en los Servicios de Radiodiagnóstico tienen valores por debajo de lo recomendado (Hartmann, 1989).

Puesto que la mayoría de los Servicios de Radiodiagnóstico se encuentra en etapas previas de control de calidad, es también necesaria una información adicional si nuestro propósito es usar este maniquí como referencia; siendo fundamental conocer la influencia de estos condicionantes en los resultados obtenidos con el manejo del maniquí. En este sentido es esencial un conocimiento previo de la influencia de los siguientes factores:

- Condiciones de visualización: considerando el brillo del negatoscopio.
- Procesado de la película: en especial la temperatura del líquido revelador.
- Cuarto oscuro: condiciones de iluminación (luces de seguridad y hermeticidad a la luz blanca).
- Condiciones de almacenamiento: temperatura en que se conservan las películas.
- Chasis y cartulinas de refuerzo: contacto, conservación de la sensibilidad nominal y consideración de la sensibilidad en conjunto de la combinación cartulina de refuerzo-película.
- Película: variaciones en función de las distintas marcas y modelos utilizados y del envejecimiento natural de las películas.
- Parámetros de exposición: influencia de las variaciones en kilovoltaje-pico y en miliamperaje.
- Observador: teniendo en cuenta su subjetividad y el establecimiento de criterios bien definidos de lectura de las imágenes.

4.2.1. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE VISUALIZACION

En primer lugar se ha considerado conveniente fijar determinados criterios de visualización de las imágenes con el propósito de unificar las lecturas de los distintos observadores.

En este trabajo de manera arbitraria se ha establecido una distancia de observación de las imágenes de 30-35 cm, en base a que suele ser la usual en la clínica.

Para facilitar la lectura de la rejilla de resolución espacial, evitando en lo posible la fatiga, se decidió la utilización de lupas de 10 aumentos.

En lo referente al brillo, en el capítulo anterior se reflejó la importante discrepancia existente entre los valores reales de brillo de los negatoscopios al uso y las 1.500 cd/m² recomendadas en la bibliografía (AAPM, 1978; OMS, 1983; Bäulm, 1982; Moores, 1987; Hartmann, 1989), de manera que sólo un 2,4 % de los negatoscopios controlados supera este valor. Debemos considerar que esta discrepancia puede traducirse en una pérdida de apreciación de detalles radiográficos.

A la hora de realizar la evaluación subjetiva de las imágenes obtenidas con un maniquí como el utilizado, se hace imprescindible determinar previamente las condiciones óptimas de visualización del mismo. Con este propósito se llevó a cabo la experiencia que se describe a continuación.

En primer lugar se obtuvieron imágenes del test TOR (CDR) realizando series de exposiciones en dos equipos distintos. A continuación se efectuaron las lecturas de las imágenes. Para la visualización de las mismas se utilizaron dos tipos de negatoscopios, uno de intensidad regulable hasta un valor máximo de 2.500 cd/m² y un negatoscopio de alta intensidad que alcanzaba un valor superior a las 10.000 cd/m² (de los utilizados habitualmente en mamografía).

Por último se enfrentaron en curvas los resultados de los parámetros de calidad de imagen del TOR (CDR) (resolución espacial, sensibilidad a bajo y alto contraste) y el brillo emitido por el negatoscopio.

En resolución espacial, se consiguió visualizar un máximo de 25 conjuntos de líneas, correspondientes a 8 pl/mm, en la imagen obtenida en un equipo determinado (realizando la lectura con el negatoscopio de alta intensidad). Como se puede observar en la figura 4.2, la pérdida de resolución espacial es, al disminuir el brillo a 1.000 cd/m², de tan solo 1 pl/mm, mientras que a partir de ese valor las pérdidas de resolución son sensiblemente mayores.

Similares resultados se obtienen en lo referente a la sensibilidad al bajo contraste. En la figura 4.3, se presenta su variación con las diferentes condiciones de brillo. En la imagen obtenida con uno de los equipos se visualizaban, con un brillo de 2.250 cd/m², once detalles del objeto de prueba (tal y como se muestra en la curva superior de la figura). Una caída casi lineal se produce en la sensibilidad al bajo contraste al reducir el brillo dentro del rango 750-2.250 cd/m². Por debajo de las 750 cd/m² la caída es mucho más pronunciada. En la serie obtenida con el otro equipo (que aparece representada en la curva inferior de la figura) hay un comportamiento similar. Es interesante destacar que la caída en la zona de bajo brillo es más pronunciada en esta última curva. El hecho de que, a igualdad de brillo, esta curva permita la visualización de un menor número de detalles del objeto de prueba, indica que se obtiene una peor calidad de imagen en ese generador. Así se puede destacar que para visualizar 8 detalles del objeto de prueba, mientras que en el primer equipo son necesarias 750 cd/m², en el segundo se precisan 1.500 cd/m², exactamente el doble.

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) EVOLUCION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON EL BRILLO DEL NEGATOSCOPIO

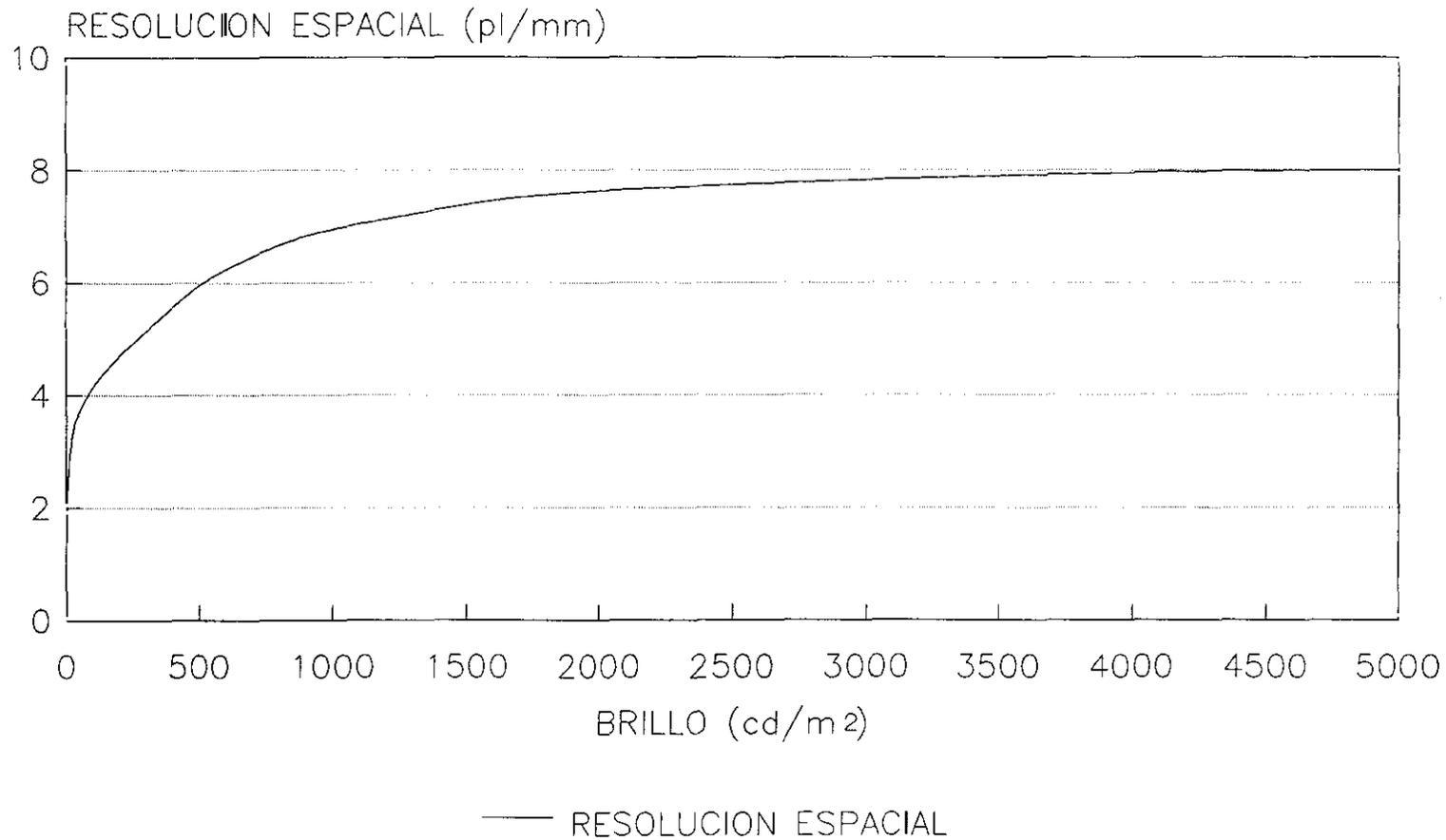


FIGURA 4.2

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) EVOLUCION DEL BAJO CONTRASTE CON EL BRILLO DEL NEGATOSCOPIO

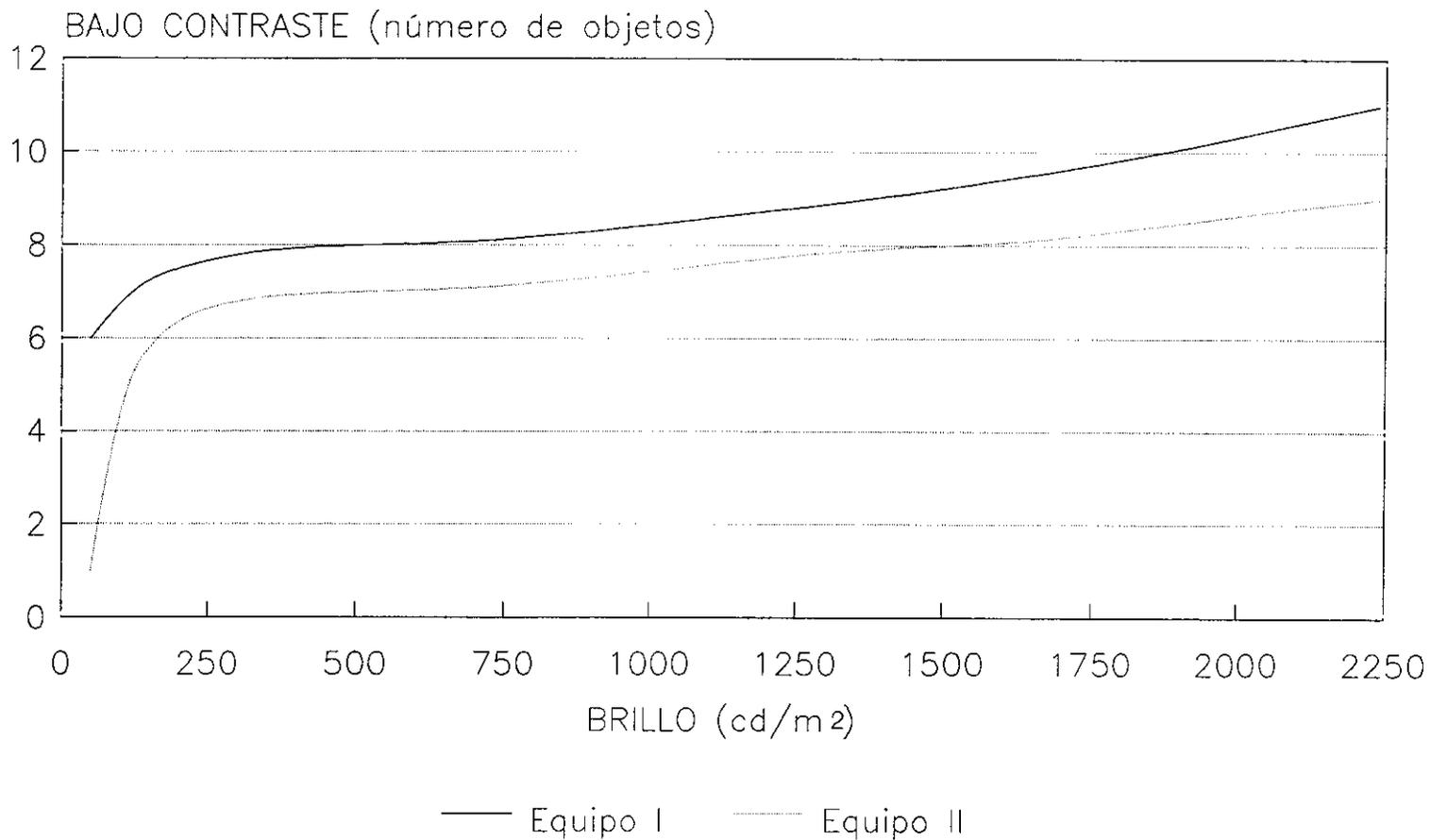


FIGURA 4.3

Por último en cuanto a la **sensibilidad al alto contraste**, se pueden realizar puntualizaciones análogas a partir de los datos representados en la figura 4.4 (en ella se muestran el número de detalles visibles del objeto de prueba de alto contraste frente a la variación del brillo). Las curvas corresponden a imágenes obtenidas en los mismos equipos que en el caso precedente. De manera similar al anterior parámetro, las pérdidas de sensibilidad al alto contraste son poco significativas en el rango 750-2.250 cd/m², en cambio sí son importantes a partir de las 750 cd/m². Son asimismo destacables las apreciables diferencias en la calidad de la imagen que se obtienen en estos dos equipos.

Todo lo anteriormente expuesto lleva a suponer que las alteraciones en los negatoscopios son pretendidamente subsanadas con variaciones en las técnicas empleadas para la exposición, lo que en muchas ocasiones puede traducirse en una mayor dosis al paciente.

La sensibilidad al bajo y alto contraste son especialmente afectadas por unas condiciones deficientes. Esto pone de manifiesto la necesidad de que el negatoscopio utilizado en las lecturas de las imágenes obtenidas con el maniquí sea controlado previamente y tenga la calidad adecuada. Queda claramente establecido que se producirá una evaluación errónea de la imagen en aquellos casos en los que el negatoscopio no posea las características apropiadas.

Los resultados de condiciones de óptima visualización, muestran que 100 cd/m² es la salida recomendada a través de una película procesada, esto significa un brillo de alrededor de 1.500 cd/m² en la superficie del negatoscopio para una densidad óptica entre 1 y 1,5.

La obtención de estos resultados permite establecer como valor mínimo aceptable de brillo en un negatoscopio 1.000 cd/m², y como valor mínimo recomendable 1.500 cd/m².

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) EVOLUCION DEL ALTO CONTRASTE CON EL BRILLO DEL NEGATOSCOPIO

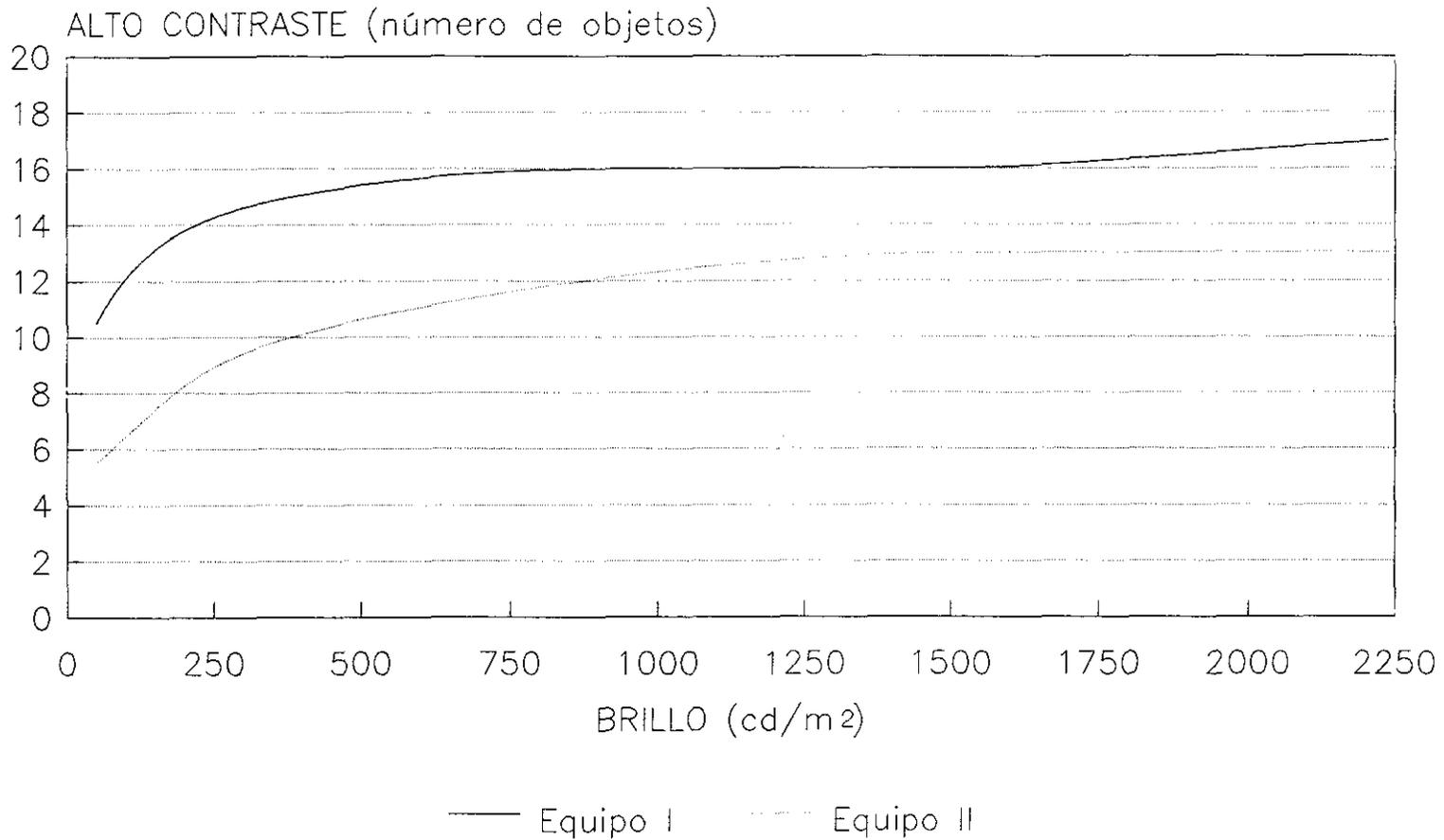


FIGURA 4.4

4.2.2. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE PROCESADO

En lo que se refiere a la influencia que las condiciones de procesado tienen sobre la imagen, se han considerado dos aspectos:

- La fiabilidad de la cuña escalonada que posee el propio test TOR (CDR) para la evaluación sensitométrica de las condiciones de procesado de la película.
- La influencia que las condiciones de procesado, en concreto la temperatura del líquido revelador, van a tener en el resto de los parámetros de calidad de la imagen que se están verificando con el maniquí empleado.

4.2.2.1. SENSITOMETRIA

En ningún caso la escala de grises sensitométrica incluida en el test TOR (CDR) ha servido para obtener adecuadamente los parámetros sensitométricos, velo, velocidad y contraste, ya que en las condiciones de exposición recomendadas por el fabricante tan sólo se alcanzan densidades ópticas cercanas al 1, por tanto no se llega a establecer claramente la zona lineal de la curva característica. Ni siquiera en el caso de películas sobreexpuestas (en las que no pueden valorarse los parámetros de calidad de imagen) se consiguen densidades ópticas cercanas al 2.

En la figura 4.5 se presentan las lecturas densitométricas correspondientes a los 10 escalones de una de las imágenes obtenidas en las condiciones recomendadas. El valor más alto de densidad óptica es de 1,26.

Se concluye que no puede realizarse el control de toda la cadena de formación de la imagen con el test TOR (CDR), contradiciéndose así las instrucciones del fabricante.

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) SENSITOMETRIA CON RAYOS X

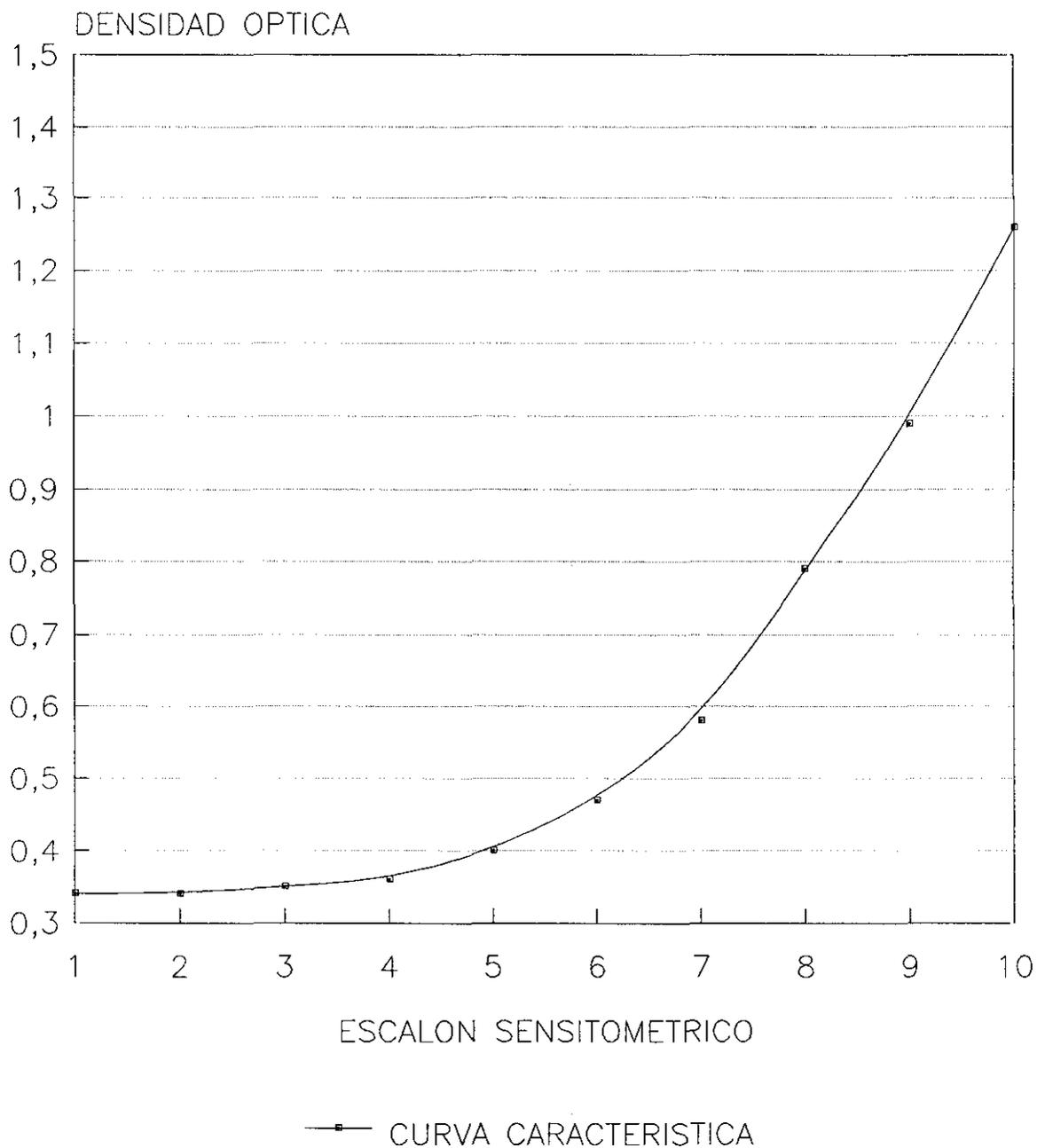


FIGURA 4.5

4.2.2.2. VARIACION DE LA CALIDAD DE IMAGEN CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

La estabilidad de las temperaturas de los líquidos de procesado (particularmente la del revelador) es el punto crítico del mismo. Si, como se vio en el capítulo II, la temperatura tiene una gran influencia en los valores de velo, velocidad y contraste obtenidos, es muy probable que la tenga también en los parámetros de calidad de la imagen.

Para verificar esta hipótesis se han evaluado los distintos parámetros de calidad de imagen del TOR (CDR) relacionándolos con la temperatura del revelador.

Las pruebas se han realizado en un conjunto generador-tubo en el que las condiciones de exposición fueron a 50 kVp, 2 mAs y a 70 kVp, 6,4 mAs.

Se han realizado varias series de exposiciones en esas mismas condiciones y se ha variado la temperatura del líquido revelador partiendo de un valor de 30°C, obteniéndose 9 series de imágenes realizando exposiciones en las condiciones anteriormente indicadas a medida que se aumentaba la temperatura hasta alcanzar 39,5°C. Previamente se había realizado la optimización de la procesadora mediante sensitometría relativa (curvas de temperatura versus velo, velocidad y contraste), tal y como se describe en el capítulo II (figuras 2.4 a 2.6), habiendo establecido que la temperatura recomendable de trabajo era de 35,8°C.

En las figuras 4.6, 4.7 y 4.8 se presentan los resultados obtenidos en los parámetros de calidad de imagen (resolución espacial, sensibilidad a bajo y alto contraste) frente a la variación de la temperatura.

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) EVOLUCION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

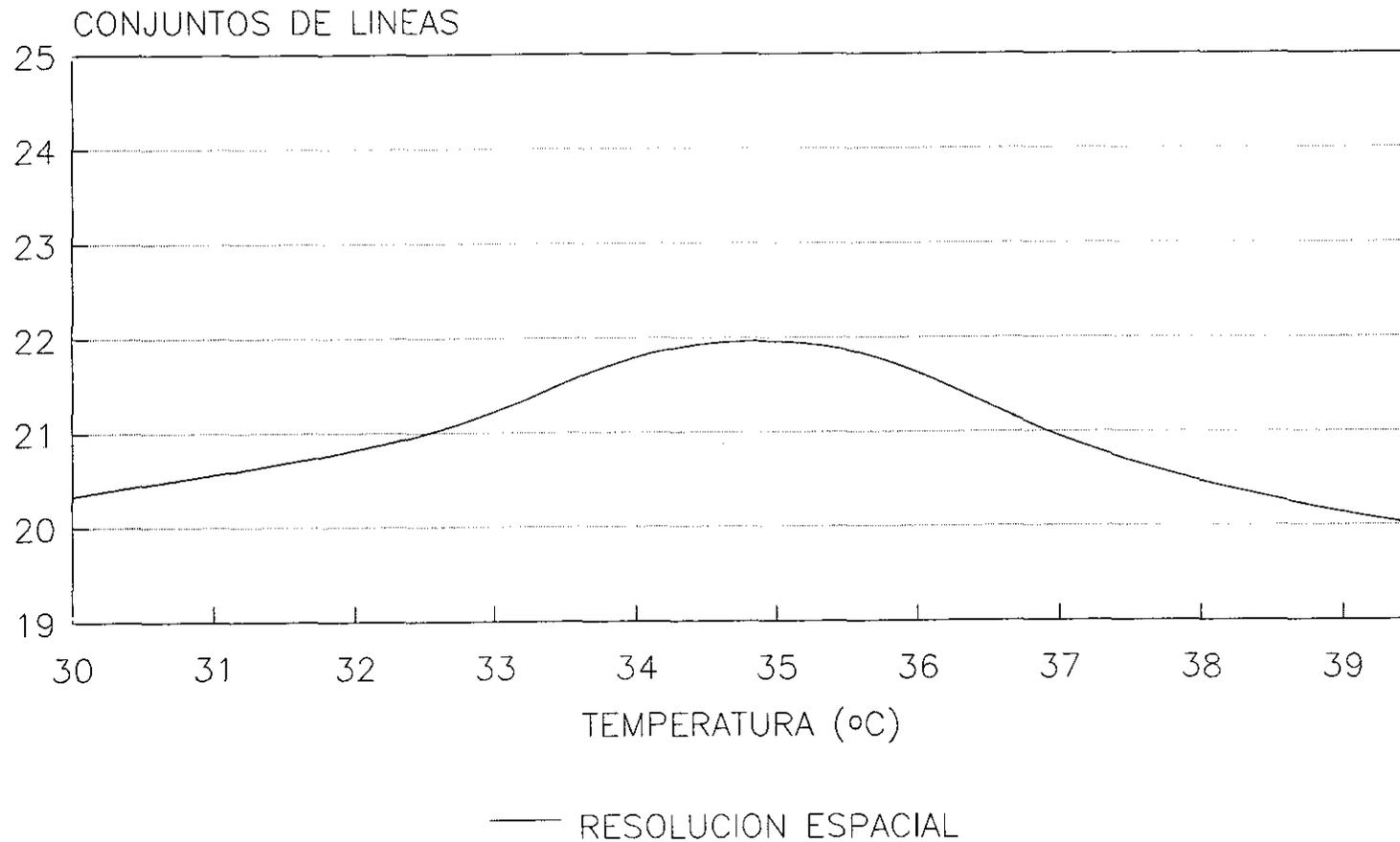


FIGURA 4.6

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) EVOLUCION DEL BAJO CONTRASTE CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

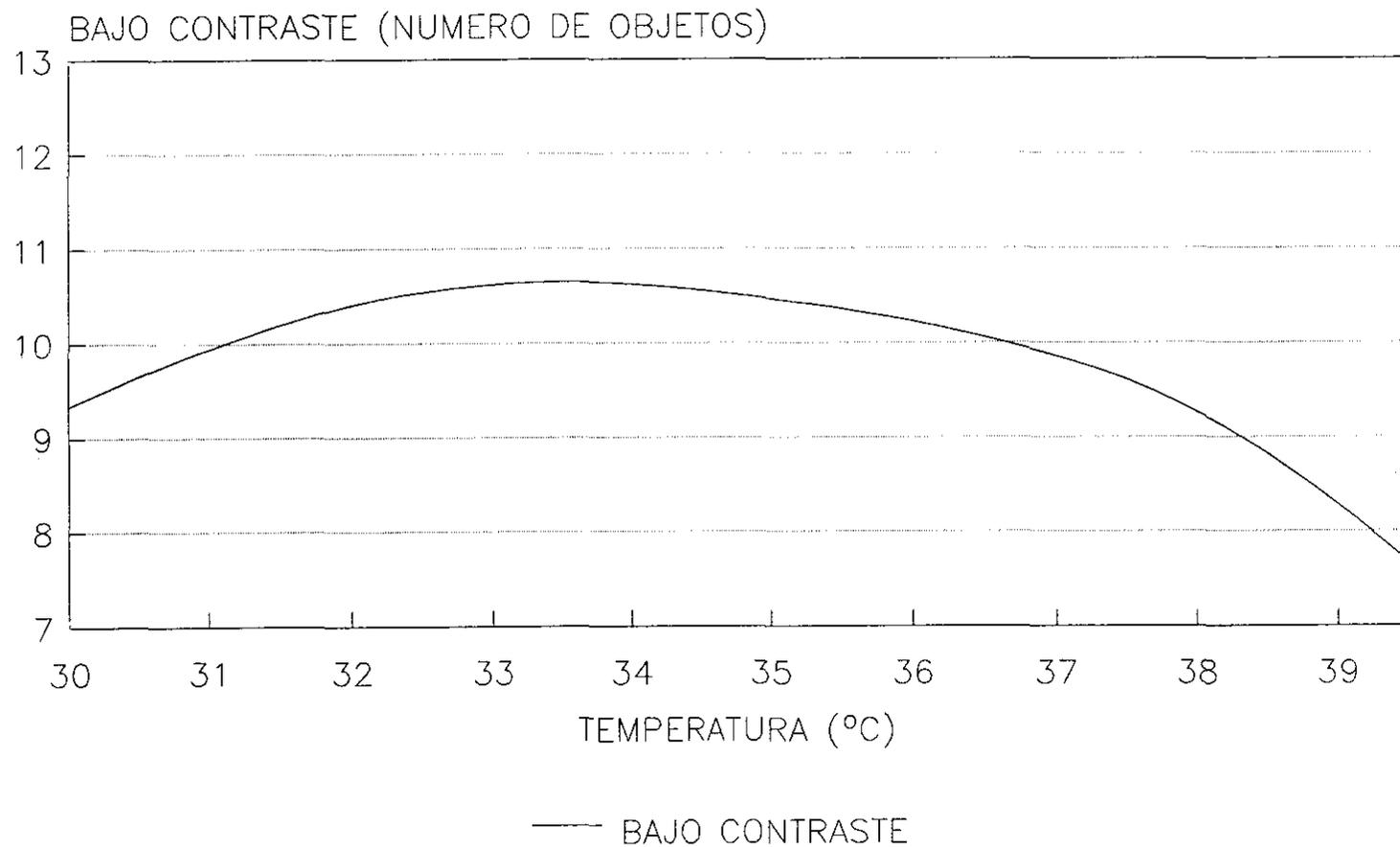


FIGURA 4.7

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) EVOLUCION DEL ALTO CONTRASTE CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

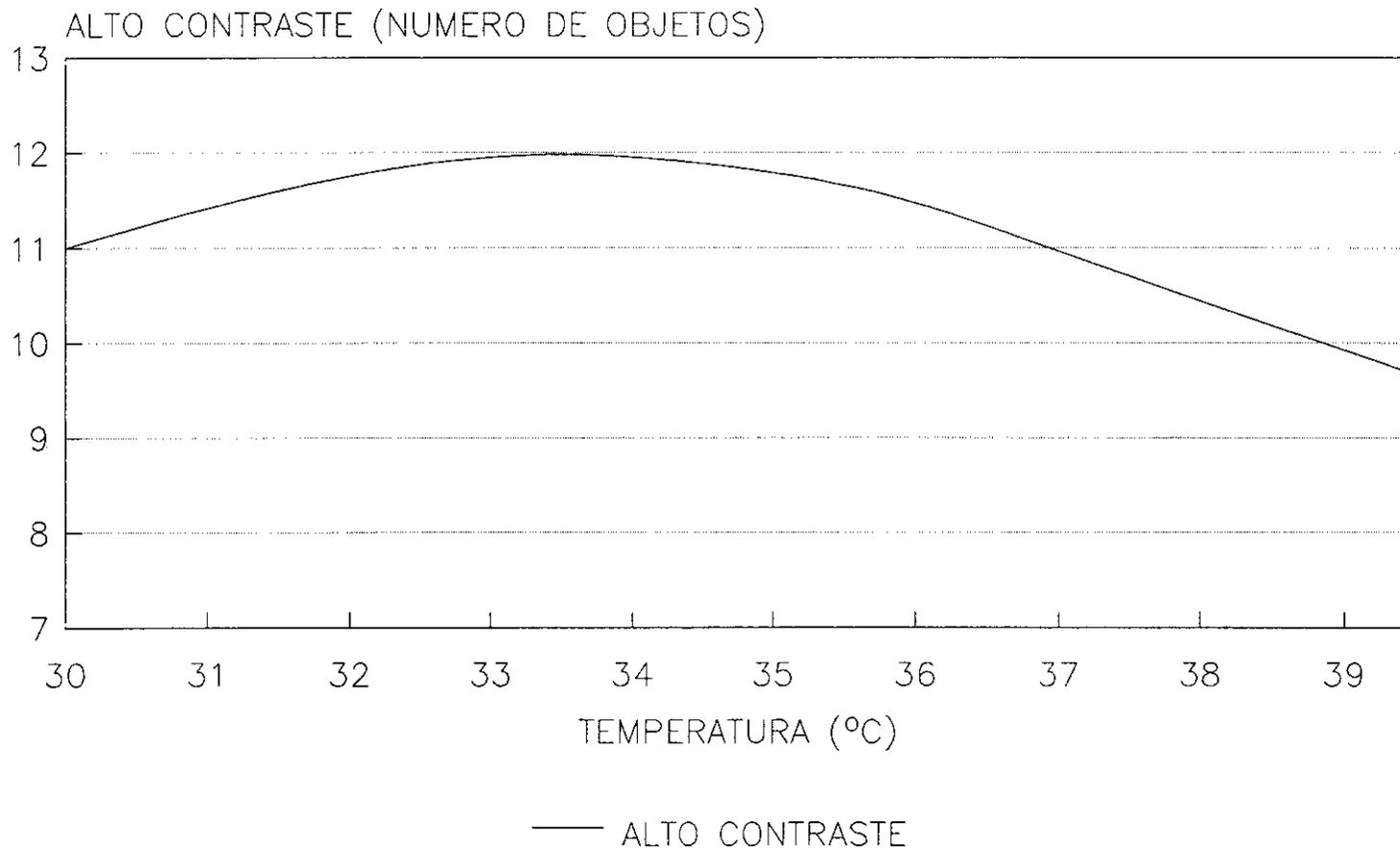


FIGURA 4.8

La resolución espacial es máxima en una meseta que se sitúa entre los 34 y los 35,5°C. Se producen pérdidas significativas de resolución espacial por debajo de los 33°C y por encima de los 36,7°C.

En lo referente a la sensibilidad al bajo contraste, la meseta en la que aparecen los máximos se sitúa entre los 33 y 34°C. Las pérdidas más importantes están por debajo de 31,5°C y por encima de 36,7°C.

En la sensibilidad al alto contraste la situación coincide con la correspondiente al bajo contraste, la meseta de máximos está entre 33 y 34°C y las pérdidas más sensibles están entre los 31,5 y los 36,7°C.

En función de los datos expuestos puede establecerse que los rangos de temperaturas óptimas son distintos para la resolución espacial y para las sensibilidades a bajo y alto contraste. Por otra parte el valor obtenido como más apropiado en la optimización de la procesadora con cuña sensitométrica (figura 2.6) está 2°C por encima del límite superior del rango de temperatura óptima obtenido con el test TOR (CDR) para el bajo y alto contraste.

En cualquier caso, por debajo de 33°C y por encima de 36,7°C se produce una inflexión en las curvas de los tres parámetros controlados dando lugar a una caída importante en la calidad de la imagen. En el capítulo III se indicó como en el 48 % de las procesadoras controladas se produjeron variaciones de temperatura superiores a los 2°C.

4.2.3. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE ILUMINACION DEL CUARTO OSCURO

El punto crítico del cuarto oscuro es la iluminación. Según los resultados expuesto en el capítulo anterior en el 100 % de los cuartos oscuros controlados hay condiciones de iluminación inadecuadas, en el 81 % por entradas de luz y en el 87 % por luces de seguridad deficientes. A fin de comprobar el efecto que esta iluminación inadecuada puede tener sobre la imagen se compararon imágenes obtenidas en buenas condiciones de iluminación con otras en las que se ha retirado el filtro de la luz de seguridad y se ha trabajado con bombilla roja (condición de trabajo real en muchos casos). Se valoraron de nuevo la resolución espacial y las sensibilidades al bajo y alto contraste.

La resolución espacial en la imagen obtenida con buenas condiciones de iluminación era de 23 conjuntos de líneas (6,3 pl/mm), no produciéndose deterioro en condiciones de mala iluminación. El hecho de que no se manifieste deterioro en la resolución espacial se debe, posiblemente, al hecho de que al no haber dispersor en el campo y situarse el chasis sobre la mesa, no se tiene en cuenta la influencia que en la imagen deben tener la rejilla antidifusora y la propia mesa, este hecho ha facilitado que se obtuvieran valores muy altos en este parámetro en todos los casos.

En la sensibilidad a bajo contraste, en cambio se producía un descenso en la visibilidad del objeto de prueba de 11 a 10 detalles.

En la sensibilidad al alto contraste se sufría un deterioro mayor ya que se pasaban de 12 detalles visibles del objeto de prueba a 10.

4.2.4. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DEL ALMACEN

En cuanto a las condiciones de almacenamiento se valoró la influencia que tiene sobre la imagen una temperatura excesiva de almacenamiento.

4.2.4.1. TEMPERATURA DE ALMACENAMIENTO

En este apartado se describe la evolución de los parámetros de calidad de la imagen tras estar las películas almacenadas en condiciones inadecuadas de temperatura durante 12 meses. Ya se indicó en el capítulo III que las condiciones de almacenamiento en cuanto a temperatura eran inaceptables en el 17 % de los almacenes controlados (sin haberse realizado controles de temperatura en los meses de verano).

Se han evaluado las siguientes películas:

AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX
FUJI NEW RX	KODAK X-OMAT K	KONICA AX
3M R	VALCA HPX44	VALCA HPX45

En la tabla 4.2 se presentan, detallados por películas, las evoluciones que han tenido los valores de resolución espacial, sensibilidad a bajo contraste y sensibilidad al alto contraste.

T A B L A 4.2

Influencia de la temperatura de almacenamiento: variaciones en el control de calidad de la imagen en los valores de resolución espacial, sensibilidad al alto contraste y sensibilidad al bajo contraste

PELICULA	VALCA HPX44	VALCA HPX45	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
RESOLUCION ESPACIAL (Grupos de líneas)	-4	-4	-3	-3	-3	-2	-4	-2	-3
SENSIBILIDAD ALTO CONTRASTE (Detalles del objeto de prueba)	-2	-1	-2	-1	-2	0	-2	-2	0
SENSIBILIDAD BAJO CONTRASTE (Detalles del objeto de prueba)	-2	-2	-2	0	-4	0	-2	-1	0

Las pérdidas de calidad de imagen son verdaderamente importantes. Aunque afecta más a unas películas que a otras, teóricamente no son datos comparables ya que las películas están diseñadas para un correcto almacenamiento.

La resolución espacial es el parámetro más afectado con una pérdida media de 3 conjuntos de líneas.

La sensibilidad a bajo contraste desciende en un orden de 1,4 detalles del objeto de prueba.

La sensibilidad al alto contraste disminuye en un valor medio de 1,3 detalles del objeto de prueba.

4.2.5. INFLUENCIA DE CHASIS Y CARTULINA DE REFUERZO

A la hora de analizar la influencia de chasis y cartulinas de refuerzo son 3 los factores a considerar:

- La conservación de la eficacia de la cartulina de refuerzo.
- El contacto adecuado entre cartulina de refuerzo y película.
- La diferente sensibilidad de la combinación empleada.

4.2.5.1. CONSERVACION DE LA SENSIBILIDAD DE LAS CARTULINAS DE REFUERZO

Se han realizado exposiciones con chasis pertenecientes al grupo III de los analizados en el apartado 3.5 (sensibilidad nominal 200, pero con una pérdida importante de la sensibilidad real). Las imágenes obtenidas se han comparado con otras correspondientes a cartulinas nuevas de la misma sensibilidad nominal. Se han realizado las exposiciones en las mismas condiciones.

En resolución espacial, con la cartulina de refuerzo deteriorada se obtuvieron 21 conjuntos de líneas (5,0 pl/mm). Con la cartulina nueva 22 conjuntos de líneas (5,6 pl/mm). Se aprecia entonces en este rango de trabajo una pérdida de 0,6 pl/mm.

En sensibilidad a bajo contraste se presentaba una diferencia de detalles visualizados entre cartulina deteriorada y nueva de 1.

En sensibilidad al alto contraste con la cartulina nueva se visualizaron 11 detalles del objeto de prueba y con la deteriorada 10 detalles.

Para conseguir el mismo ennegrecimiento en la ventana negra del test con los chasis de cartulina deteriorada fue necesario aumentar el producto miliamperaje·tiempo en un 60 %, tanto a 50 kVp como a 70 kVp. En estas nuevas condiciones se obtuvieron 21 conjuntos de líneas (5,0 pl/mm), 8 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 10 detalles del de alto contraste. Estos resultados son inferiores en los tres parámetros a los obtenidos para un mismo ennegrecimiento con chasis de cartulinas nuevas, las diferencias son de 0,6 pl/mm en resolución espacial, 3 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 1 detalle del de alto contraste.

4.2.5.2. CONTACTO ADECUADO

Se han tomado como muestra 5 chasis que presentaban una zona de contacto defectuoso entre cartulina de refuerzo y película. En todos los chasis escogidos era de distribución central. Las imágenes obtenidas se han comparado con otras correspondientes a chasis de las mismas salas con idéntica sensibilidad y antigüedad, pero que conservaban adecuadamente el contacto cartulina-película.

En **resolución espacial** aparecía una diferencia respecto de los chasis que hacían buen contacto de 2 conjuntos de líneas, lo que supone un descenso de 1,3 pl/mm (se pasaba de 6,3 a 5,0 pl/mm).

En **sensibilidad a bajo contraste** se visualizaba en las imágenes obtenidas con los dos chasis el mismo número de detalles del objeto de prueba. Esta falta de diferencia se debe probablemente a que la zona de contacto defectuoso estuviera situada en el centro de los chasis.

Por último en **sensibilidad al alto contraste** con el chasis de contacto defectuoso se obtuvieron 9 detalles del objeto de prueba y con el de buen contacto, 11.

4.2.5.3. SENSIBILIDAD NOMINAL DE LA COMBINACION

Actualmente hay en el mercado gran cantidad de combinaciones con un amplio espectro de sensibilidades, latitudes, etc. Se han podido estudiar 32 combinaciones de distintas marcas. Se han manejado cartulinas de refuerzo convencionales y de tierras raras, de emisión en azul y en verde, películas sensibles a la luz azul y a la luz verde.

Las combinaciones estudiadas tenían sensibilidades entre 100 y 1.600, esto ha hecho que muchas de ellas no puedan utilizarse en las condiciones de manejo que requiere el test al hacerse necesarios unos tiempos excesivamente cortos; de manera que se imposibilitaba la comparación. Este ha sido uno de los motivos que ha hecho necesario el empleo de maniqués de absorción y dispersión conjuntamente con el test TOR (CDR). Las condiciones de trabajo y los resultados obtenidos se presentan detalladamente en el capítulo V de este trabajo.

4.2.6. INFLUENCIA DE LA PELICULA

Para estudiar la influencia que tiene la película sobre los resultados de los parámetros de calidad de imagen del TOR (CDR) se han considerado dos aspectos, la posibilidad de utilizar distintas marcas y modelos y el envejecimiento natural de las películas en condiciones normales de almacenamiento.

4.2.6.1. MARCA Y MODELO

Se ha trabajado con películas con los mismos 9 modelos distintos correspondientes a 7 fabricantes reseñados en la comparación de películas del capítulo III. Estas son:

AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX
FUJI NEW RX	KODAK X-OMAT K	KONICA AX
3M R	VALCA HPX44	VALCA HPX45

Como se ha dicho todas son específicas para radiología convencional (emisión en azul y velocidad entre 100 y 200), en todos los casos se trataba de películas frescas y con aproximadamente la misma fecha de caducidad. Las películas se han expuesto en las mismas condiciones.

En **resolución espacial** las diferencias son de un máximo de 2 conjuntos de líneas, equivalentes a 1,9 pl/mm. La mayor parte de los valores de la muestra eran 7,1 pl/mm.

La **sensibilidad a alto contraste** presenta diferencias de 1 detalle. Prácticamente todos los valores de la muestra son 12 detalles del objeto de prueba.

En **sensibilidad al bajo contraste** la diferencia es de 2 detalles del objeto de prueba. La mayoría de los valores de la muestra son 11 detalles.

Los resultados se presentan en la tabla 4.3.

T A B L A 4.3

Influencia de la película en los parámetros de calidad de la imagen del test TOR (CDR): resolución espacial, sensibilidad al alto contraste y sensibilidad al bajo contraste

PELICULA	VALCA HPX44	VALCA HPX45	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
RESOLUCION ESPACIAL (Grupos de líneas)	26	26	24	25	24	25	24	24	25
SENSIBILIDAD ALTO CONTRASTE (Detalles del objeto de prueba)	12	12	12	12	12	12	11	12	12
SENSIBILIDAD BAJO CONTRASTE (Detalles del objeto de prueba)	12	12	11	11	12	11	10	11	11

Estos resultados sugieren que el tipo de película tiene una moderada influencia en los parámetros de este test, que será necesario tener en cuenta a la hora de realizar controles precisos. Este experimento también permite considerar que el maniquí puede ser usado para estudios comparativos de la calidad de la imagen de diferentes películas siempre que sea acompañado de otras experiencias.

4.2.6.2. TIEMPO

Las mismas películas fueron controladas en dos ocasiones para evaluar las variaciones en los parámetros de calidad del test TOR (CDR). Entre ambos controles transcurrió un periodo de tiempo de 6 meses, en los que las películas estuvieron almacenadas en buenas condiciones.

La película VALCA HPX45 no se reevaluó al no adaptarse a la cartulina de refuerzo utilizada, tal y como se indicó en el capítulo II.

La evolución de resolución espacial, sensibilidad a bajo y alto contraste en estas 9 películas se presenta en la tabla 4.4.

T A B L A 4.4

Influencia del tiempo de almacenamiento: variaciones en el control de calidad de la imagen en los valores de resolución espacial, sensibilidad al alto contraste y sensibilidad al bajo contraste

PELICULA	VALCA HPX44	KODAK X-OMAT K	AGFA RP1	AGFA RP2	DU PONT CRONEX 4	3M R	FUJI NEW RX	KONICA AX
RESOLUCION (Grupos de líneas)	-1	0	0	0	0	0	0	-1
SENSIBILIDAD ALTO CONTRASTE (Detalles del objeto de prueba)	-1	0	0	0	0	-1	-1	0
SENSIBILIDAD BAJO CONTRASTE (Detalles del objeto de prueba)	-2	-1	0	-1	0	-1	-1	+1

En general el deterioro que se produce en los tres parámetros controlados no es especialmente significativo. Deben hacerse las excepciones de los resultados de las películas VALCA HPX44 y FUJI NEW RX que han tenido un deterioro más importante.

Las películas KONICA AX, AGFA RP1 y DU PONT CRONEX 4 son las que mejor se han mantenido.

4.2.7. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE EXPOSICION

En primer lugar debe reseñarse que las técnicas que, según las instrucciones del fabricante, deben emplearse para la exposición de este maniquí, están sensiblemente alejadas de las correspondientes a la práctica diaria para las exploraciones y proyecciones tipo en un Servicio de Radiodiagnóstico, tanto en lo referente al miliamperaje-tiempo como en el kilovoltaje-pico.

- El producto miliamperios por segundo es muy bajo. Esto se debe particularmente a que los tiempos de exposición que se requieren son excesivamente cortos (para la prueba de resolución espacial del orden de 16-25 milisegundos), un aumento de mAs produce un ennegrecimiento de la imagen obtenida que imposibilita la lectura de la misma. Esto añade un segundo inconveniente ya que se trabaja entonces en la zona en la que es más probable que tenga fallos el temporizador de los equipos.

Por otra parte cabe recordar que el documento del grupo de expertos de la Comunidad Europea sobre criterios de calidad de las imágenes en Radiodiagnóstico recomienda para las exploraciones unos tiempos mínimos de 100 milisegundos (CCE, 1990).

- El kilovoltaje-pico, 50 y 70 kVp, difiere sensiblemente del recomendado por el documento de la CE para las exploraciones seleccionadas (CCE, 1990):

Cráneo	-	65 - 85 kVp
Tórax	-	100 - 150 kVp en proyección PA/AP
	-	90 - 110 kVp en proyección LA
Abdomen	-	70 - 90 kVp
Columna lumbar	-	70 - 90 kVp en proyección AP/PA
	-	90 - 110 kVp en proyección LA
Pelvis	-	70 - 90 kVp

Para valorar la influencia que las condiciones de exposición pueden suponer en los resultados de los parámetros de calidad de imagen del TOR (CDR) se ha realizado la experiencia que se detalla a continuación.

Se han obtenido varias series de imágenes trabajando con el kilovoltaje-pico en los valores de exposición recomendados por el fabricante del test, 50 y 70 kVp, con un intervalo de ± 5 kVp. Conviene recordar que variaciones de ± 5 kVp se consideran dentro de tolerancias en los criterios de optimización en los programas de control de calidad (IEC, 1987; Ortiz, 1989).

El producto mAs se ha variado desde subexposición hasta sobreexposición.

Para determinar la dependencia que los parámetros de calidad de imagen del test (resolución espacial, sensibilidad a bajo contraste y a alto contraste) tienen respecto de la variación de las condiciones de exposición se ha enfrentado la densidad óptica obtenida en la ventana negra de la imagen del maniquí con los valores correspondientes a esos tres parámetros.

En las figuras 4.9, 4.10 y 4.11 se presentan los resultados obtenidos.

- En **resolución espacial** (figura 4.9) puede destacarse que la densidad óptica para la evaluación de este parámetro en el test TOR (CDR) es de 1,5 unidades de densidad óptica (medida siempre en la ventana negra central incluida en el maniquí) para la exposición de 50 kVp recomendada en las instrucciones de uso.

Los cambios de kVp afectan al número de pares de líneas visibles, incluso dentro del intervalo ± 5 kVp. Lo mismo puede decirse de las variaciones de densidad óptica. Cabe indicar que con este maniquí se obtienen mejores resultados de resolución espacial a 45 que a 50 kVp.

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) VARIACION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON LA DENSIDAD OPTICA

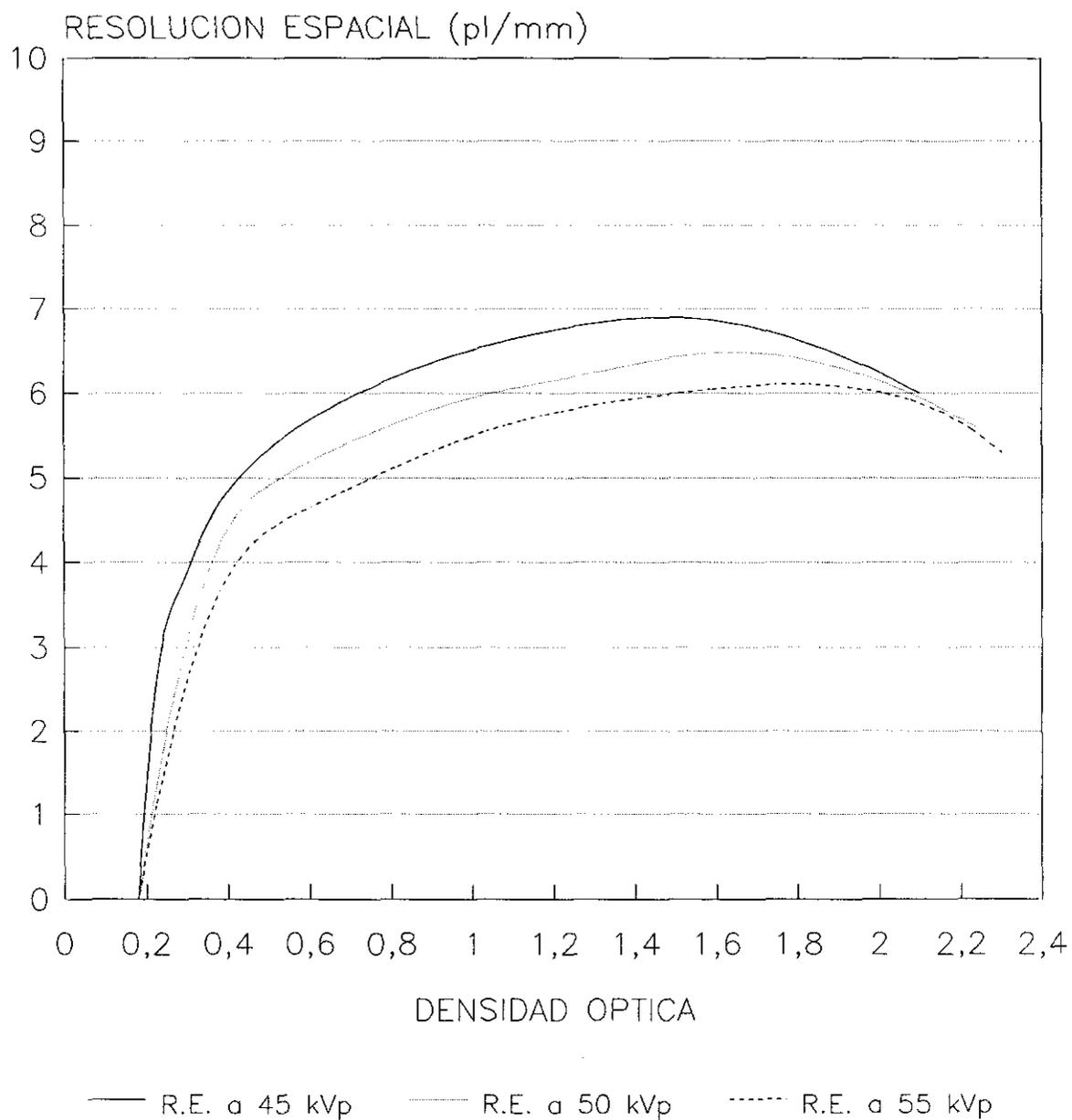


FIGURA 4.9

- En lo que se refiere a la **sensibilidad al bajo contraste** (figura 4.10) aparece una variación importante: la densidad óptima para evaluar este parámetro a en el kilovoltaje recomendado (70 kV)p está en torno a 1,1 unidades de densidad óptica. Este valor difiere sensiblemente de las previsiones de los fabricantes.

Además los cambios de kVp, dentro del intervalo ± 5 kVp, y las variaciones de densidad óptica, afectan de manera importante al número de detalles del objeto de prueba visibles. Como se puede apreciar en la figura se producen diferencias por encima de 4 detalles del objeto de prueba en la zona próxima a las 1,1 unidades de densidad óptica.

- Por último, en la **sensibilidad al alto contraste** (figura 4.11) se repite la misma circunstancia, su densidad óptima de evaluación es en el kilovoltaje recomendado (50 kVp) también de 1,1 unidades de densidad óptica.

Los cambios de kVp en el intervalo ± 5 kVp y las variaciones de densidad óptica, afectan al número de detalles del objeto de prueba visibles. La diferencia de detalles visibles con las variaciones de kilovoltaje llega a ser de 2.

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) VARIACION DEL BAJO CONTRASTE CON LA DENSIDAD OPTICA

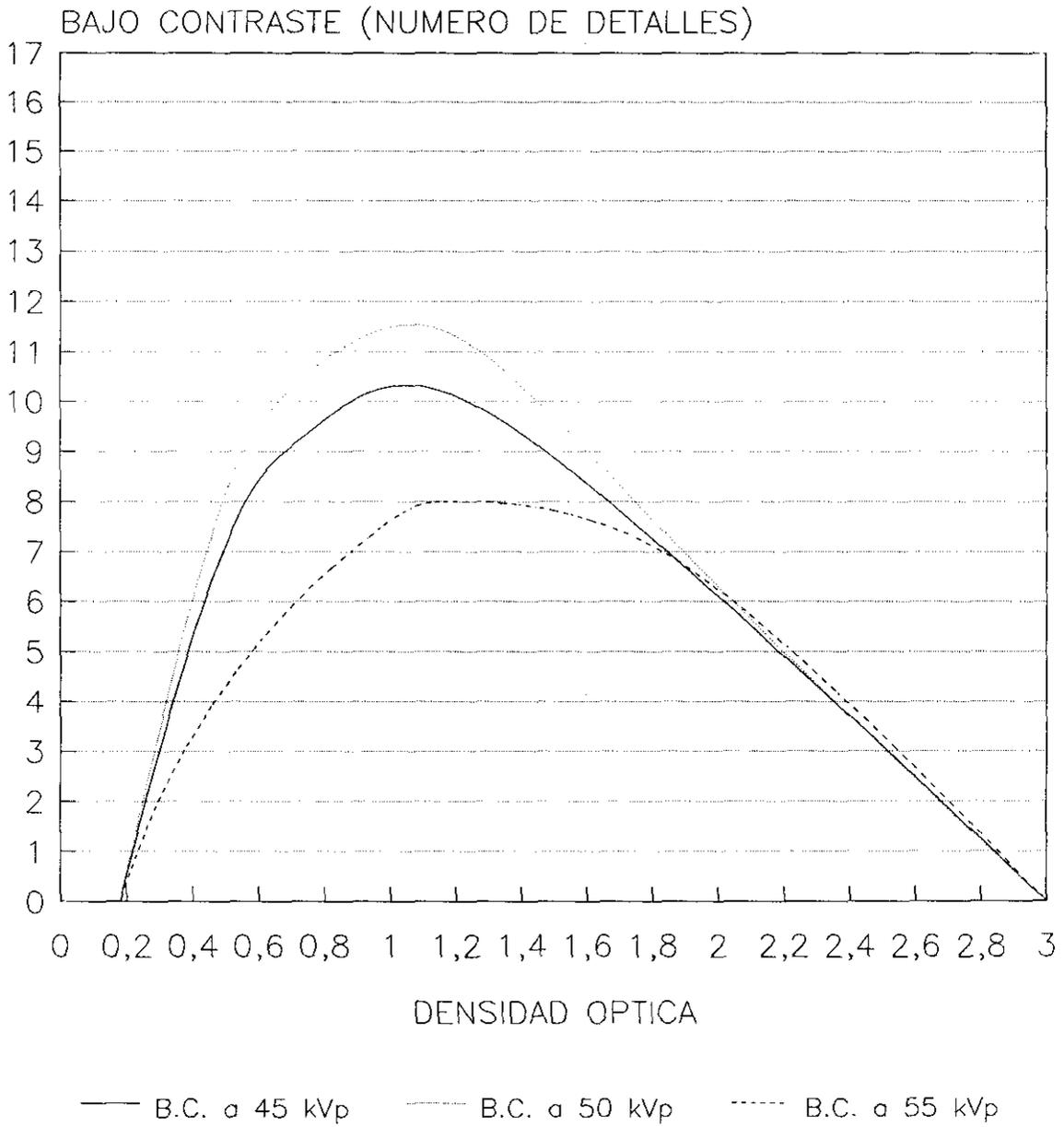


FIGURA 4.10

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) VARIACION DEL ALTO CONTRASTE CON LA DENSIDAD OPTICA

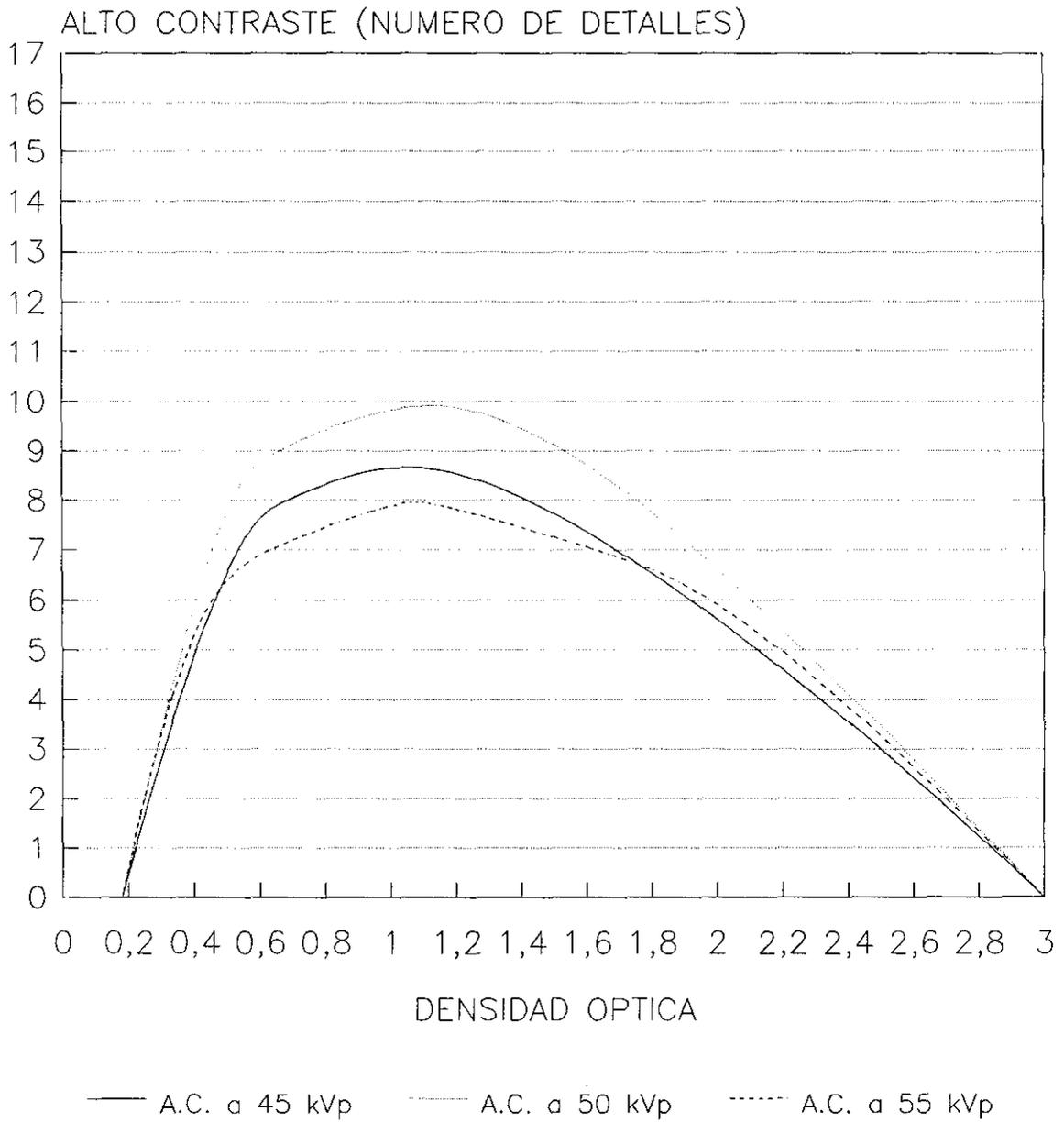


FIGURA 4.11

4.2.8. INFLUENCIA DEL OBSERVADOR Y DE LOS CRITERIOS ESTABLECIDOS

Un aspecto que no ha podido cuantificarse es la variación que puede obtenerse en los resultados de la lectura de las imágenes en función de los observadores.

En el desarrollo de este trabajo se ha constatado que se presentan distintas capacidades a la hora de discriminar los detalles de los objetos de prueba. En esta experiencia un grupo de observadores visualizaba los detalles del objeto de prueba de bajo contraste con mayor facilidad que un segundo grupo, por el contrario en este último se producía una mayor detección de detalles de alto contraste. Las diferencias obtenidas en los dos casos estaban en torno a los 2 detalles de imagen.

También la aplicación más o menos estricta de unos criterios claramente establecidos de lectura de las imágenes producía importantes variaciones en los resultados.

En la **sensibilidad al alto contraste** el conocimiento previo por parte del observador de la situación de los detalles del objeto de prueba favorecía su detección, así como la elección del detalle "adecuado" frente a la aparición de posibles artefactos en la imagen. Se estableció el criterio de no considerar los detalles que no se diferenciaban de los artefactos.

En cuanto a la **sensibilidad a bajo contraste** también ha influido en los resultados de las imágenes el conocimiento de la posición de los discos de 11 mm. El criterio a seguir fue que el disco debía ser visible en toda la extensión de su perímetro, no considerándose más detalles a partir del primero que no se visualizara completamente.

Por último en **resolución espacial** el criterio fijado fue la discriminación de los pares de líneas en toda su longitud. Una vez que un conjunto de líneas no se visualiza en toda su longitud, no se tienen en cuenta los posteriores.

4.2.9. RELACION CON LA DOSIS

Las condiciones de manejo recomendadas por el fabricante para este maniquí se corresponden con las utilizadas para la realización de exploraciones de extremidades. Evidentemente son exploraciones que no tienen la misma importancia desde el punto de vista de la dosis a paciente que las seleccionadas en el documento de criterios de calidad de las imágenes en Radiodiagnóstico (CCE, 1990).

Por otra parte es importante destacar que el test TOR (CDR) no es útil para conseguir una reproducción de las situaciones reales con paciente en lo referente a la dosimetría, dadas la gran diferencia de espesor radiológico (por tanto de características de absorción y dispersión de la radiación) y la no participación de la rejilla antidifusora.

Dado que las condiciones de exposición recomendadas no son reales se ha llevado a cabo, como primera experiencia, una simulación. Para realizar las exposiciones se han añadido varios espesores de material homogéneo equivalente a paciente. Las imágenes obtenidas con el maniquí no se han visto afectadas seriamente, aunque sí se ha producido una cierta decalibración del mismo. Los espesores empleados han sido de 5,5 y 7,5 cm. En todas las exposiciones se realizó dosimetría situando a la salida del haz una cámara de ionización transmisión tipo Diamentor (PTW Freiburg: Radiation Components Ltd, Twickenham, UK).

Las medidas de la dosis"área a la salida del haz se han utilizado para dibujar curvas de isodosis (figuras 4.12, 4.13 y 4.14). Superponiendo las curvas correspondientes a las dosis con las de los parámetros de calidad de la imagen es posible hacer una estimación del efecto de la dosis en los parámetros de imagen del test TOR (CDR). Esto permite, por lo tanto, simular el decremento o incremento de la dosis a paciente que vendría como resultado de una mejora de la calidad de las imágenes de una cierta sala.

Como se puede apreciar en la figura 4.12, para mejorar la resolución espacial de 5 a 6 pl/mm es necesario aumentar la dosis en torno a un 100 %. En cambio a partir de un cierto valor de densidad óptica (entre 1,5 y 1,9 según el kilovoltaje-pico), no se consigue mejorar el valor de la resolución espacial aumentando la dosis. Esto indica que en ciertos rangos pueden disminuirse dosis sin que esto suponga una repercusión importante en la calidad de la imagen.

En sensibilidad a bajo contraste (figura 4.13), las mejoras que en la detección de detalles del objeto de prueba supone el aumento de dosis de 2 a 4 cGy·cm² no justifican dicho aumento. Así a 50 kVp no llega a producirse un incremento de 1 detalle. A 45 y 55 kVp la mejora está en torno a 1 detalle. En cambio también aquí se pone de manifiesto que se pueden producir mejoras de imagen disminuyendo la dosis, puesto que hay valores de dosis entre 2 y 4 cGy·cm² que suponen una ganancia de detalles del objeto de prueba.

En la sensibilidad al alto contraste (figura 4.14), el aumento de dosis entre 2 y 4 cGy·cm² supone una pérdida de detalles de imagen en cualquiera de los 3 kilovoltajes empleados. Así pues la reducción de los valores de dosis puede suponer también en este caso una mejora de la calidad de la imagen.

Obviamente, el poder establecer las variaciones que en la dosis a paciente suponen las compensaciones en calidad de imagen tiene un gran interés en orden a la asignación de prioridades en un programa de garantía de calidad.

En el capítulo V se describe la experiencia desarrollada combinando este maniquí con otros que lo complementen de manera que puedan equivaler a paciente, permitiendo realizar las exposiciones en condiciones reales de trabajo, tanto en lo referente a las técnicas como a las dosis.

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) RELACION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON LA DOSIS

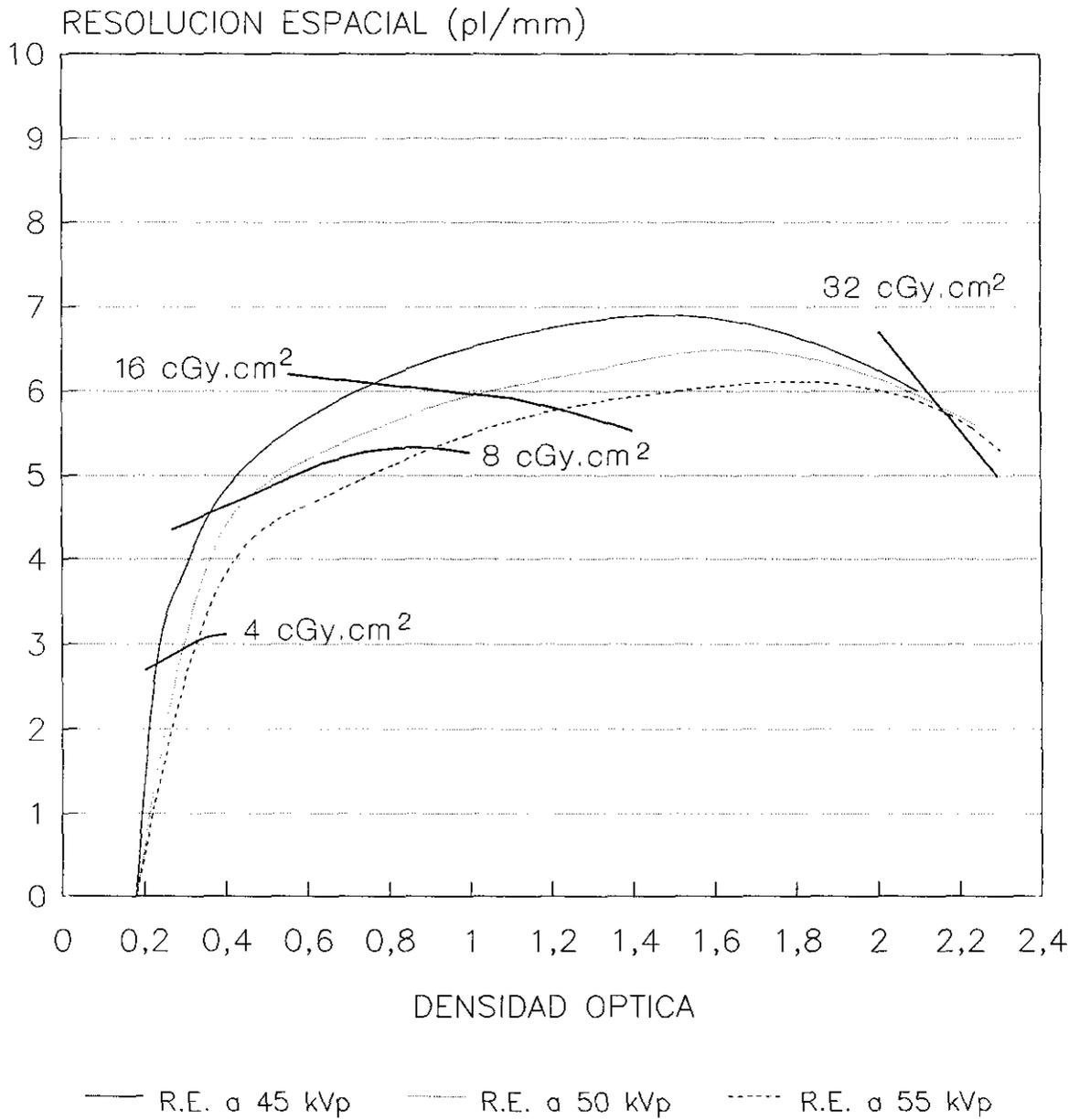


FIGURA 4.12

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) RELACION DEL BAJO CONTRASTE CON LA DOSIS

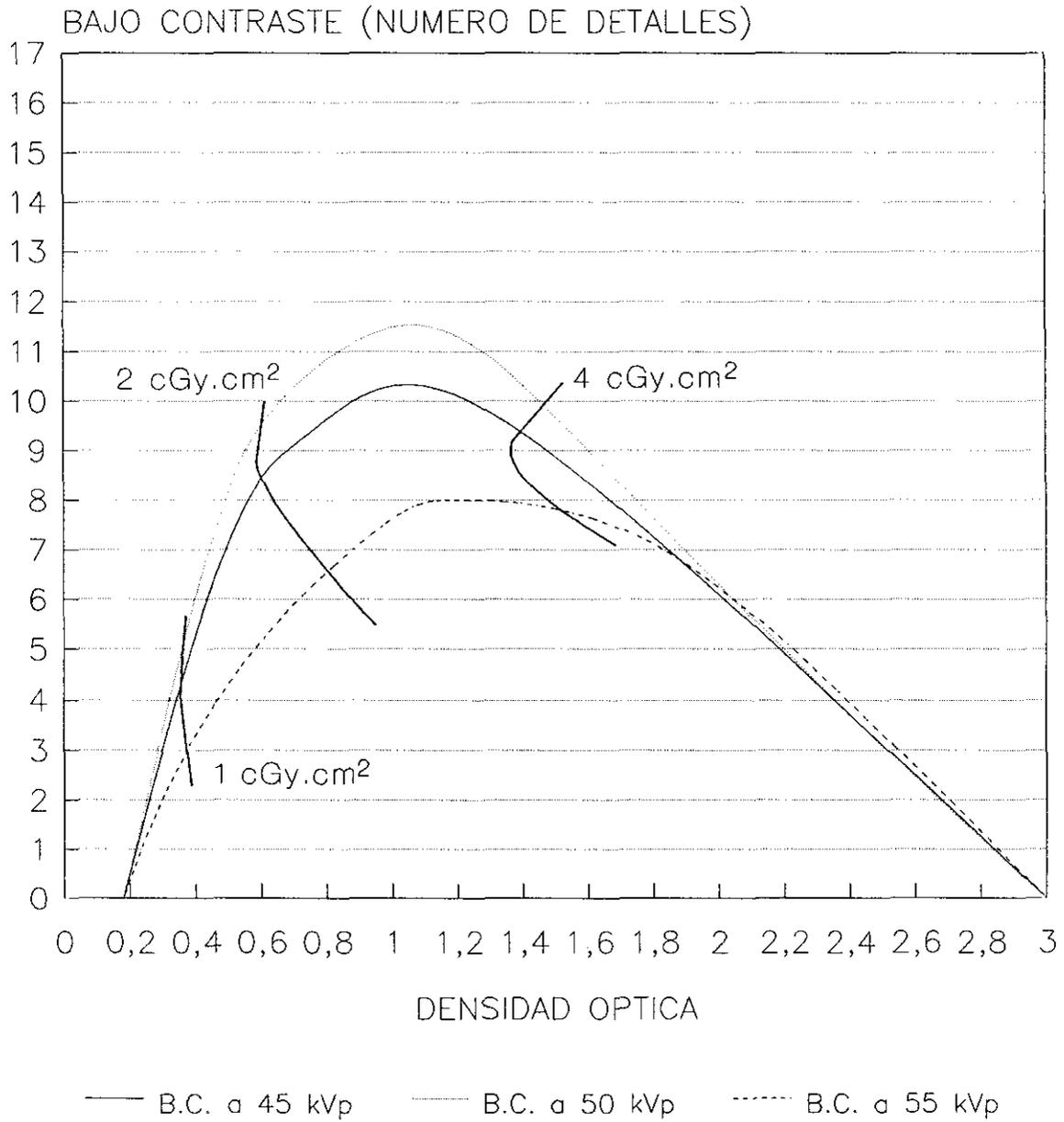


FIGURA 4.13

CARACTERIZACION DEL TEST TOR (CDR) RELACION DEL ALTO CONTRASTE CON LA DOSIS

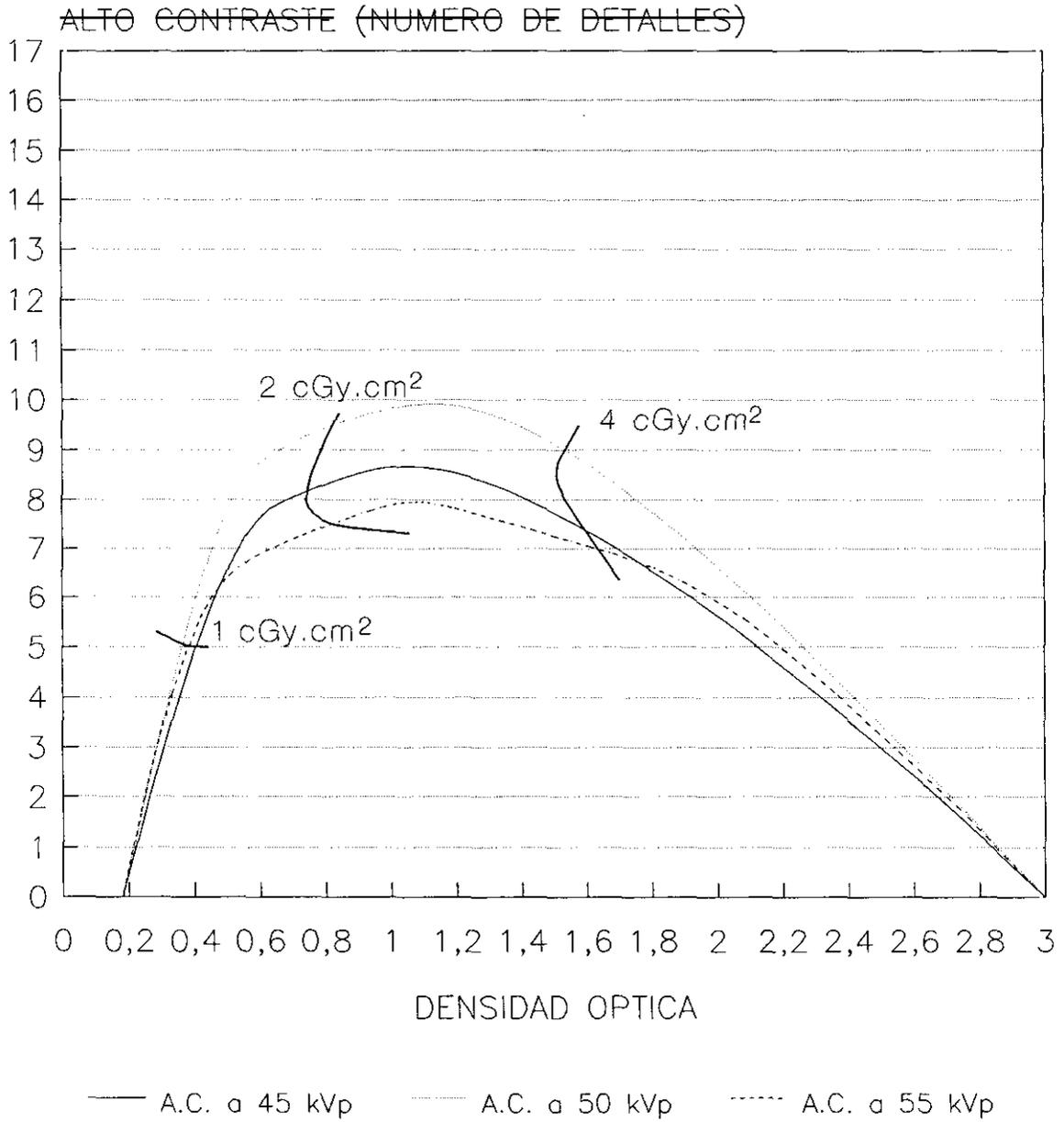


FIGURA 4.14

4.3. PROPUESTA DE CRITERIOS PARA LA CALIFICACION DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN

Las imágenes se han clasificado de acuerdo con la dispersión obtenida en los resultados que se presentan en el apartado 4.4. Por tanto es una clasificación relativa con unos valores de referencia previsibles. Para esta calificación se sugieren los siguientes criterios:

a) Resolución espacial superior a 6 pl/mm (23 conjuntos de líneas) y número de detalles visibles de los objetos de prueba correspondientes a la sensibilidad a bajo y alto contraste superior a 10 → Se califica como EXCELENTE calidad de imagen.

La sala se evalúa con un BIEN. No se requiere acción alguna excepto en el caso de que los controles dosimétricos muestren valores superiores a los valores tomados como referencia.

b) Resolución espacial entre 5-6 pl/mm (21-22 conjuntos de líneas) o número de detalles visibles de los objetos de prueba para la sensibilidad a bajo o alto contraste entre 8 y 10 (se incluyen los valores límite) → Se califica como ACEPTABLE calidad de imagen.

La sala es evaluada como REGULAR. La imagen está de acuerdo con las especificaciones. Es probablemente mejorable si son introducidos más controles de calidad. Si la dosimetría a pacientes está dentro de los valores de referencia sólo se sugieren controles sencillos.

c) Resolución espacial inferior a 5 pl/mm (21 conjuntos de líneas) o número de detalles visibles de los objetos de prueba para la sensibilidad a bajo o alto contraste inferior a 8 → Se califica como MALA calidad de imagen.

La sala se evalúa como MAL. Se requieren controles de calidad más exhaustivos.

4.4. RESULTADOS DEL CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN EN GRAFIA

En este apartado se presentan los datos correspondientes a los controles realizados empleando el test TOR (CDR). Se han hecho siguiendo las instrucciones de los fabricantes del test. Se controlaron 59 salas, en muchas se repitieron las pruebas al haberse modificado algunos de los elementos de la cadena de formación de la imagen, llegando a un total de 99 controles.

Los resultados se han obtenido trabajando en similares condiciones, los observadores y las condiciones de visualización han sido también las mismas, no obstante, se han realizado controles paralelos que han puesto de manifiesto que el generador y el tubo de rayos X no son, desde luego, los únicos responsables de la dispersión de los resultados de calidad de imagen.

En las figuras 4.15, 4.16 y 4.17 se presentan mediante histogramas los resultados de los parámetros de calidad de imagen del test en los controles realizados.

Los valores de **resolución espacial** (figura 4.15) han estado entre 4 y 8 pl/mm (19 y 25 conjuntos de líneas respectivamente). Se ha obtenido un valor medio de 6,5 pl/mm (prácticamente 23 conjuntos de líneas). La desviación estándar observada es de 1,5 pl/mm. Este valor en resolución espacial está alejado de la realidad en Radiodiagnóstico donde sólo se alcanzan 3 pl/mm en las mejores condiciones (Stender, 1990). Se debe fundamentalmente a que no hay dispersor en el campo, el chasis se sitúa sobre la mesa y no se considera la influencia en la imagen de la rejilla antidifusora ni de la propia mesa.

La **sensibilidad al bajo contraste** (figura 4.16) ha tomado valores entre 7 y 15 detalles visibles del objeto de prueba (correspondientes a los discos de 11 mm de diámetro). El valor medio en nuestra muestra era de 10,5 detalles y esto significa un contraste de 0,02 unidades de densidad óptica (considerando un ennegrecimiento del fondo aproximadamente de 1,5 unidades de

CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN VALORES DE RESOLUCION ESPACIAL EN 99 EQUIPOS

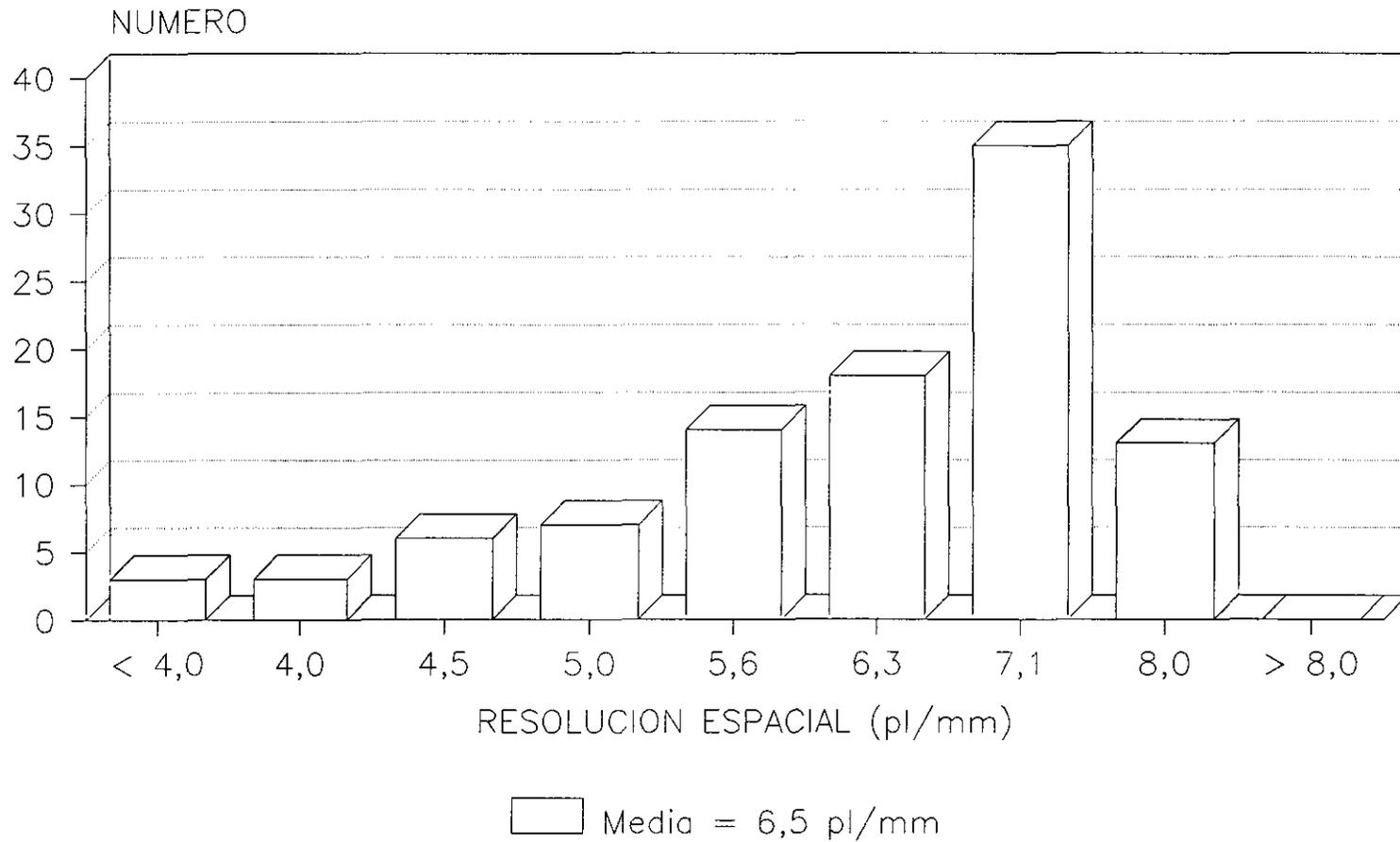


FIGURA 4.15

CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN VALORES DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE EN 99 EQUIPOS

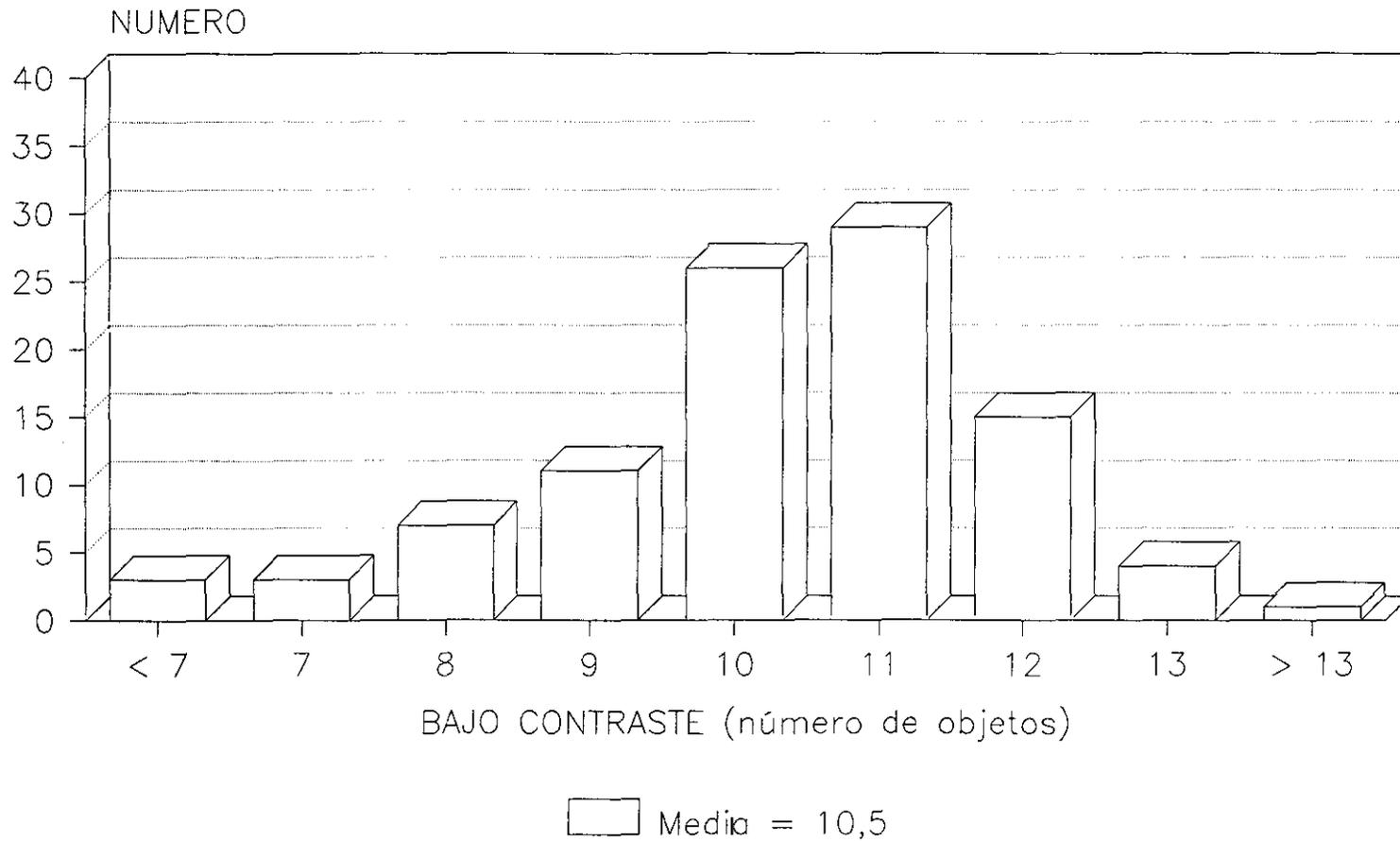


FIGURA 4.16

densidad óptica). La desviación estándar era de 2 detalles del objeto de prueba.

Para la sensibilidad a alto contraste del test TOR (CDR) (figura 4.17) (correspondiente a la serie de detalles del objeto de prueba de 0,5 mm de diámetro) se obtuvieron unos resultados semejantes: entre 7 y 14 detalles del objeto de prueba con un valor medio de 10,8 detalles y una desviación estándar de 2 detalles.

En cuanto a la sensitometría, como ya se ha indicado en el apartado 4.2.2.1 (figura 4.5), en ningún caso se obtuvieron los ennegrecimientos necesarios para valorarla.

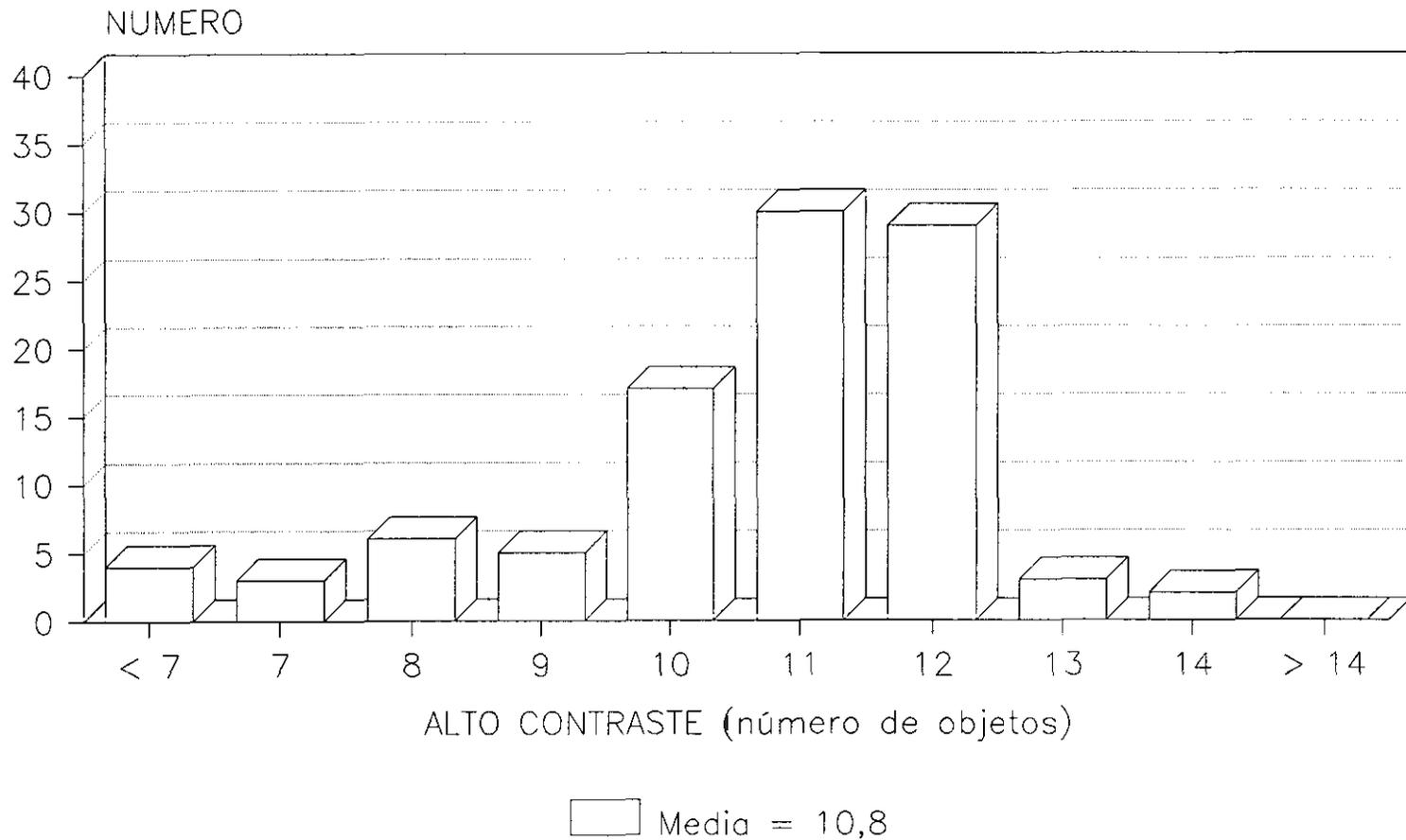
Los valores medios de los resultados obtenidos en control de calidad de la imagen en grafía se presentan detallados por centros en la tabla 4.5

T A B L A 4.5

Control de calidad de imagen con el test TOR (CDR): valores medios de resolución espacial (pl/mm), sensibilidad a bajo y alto contraste (nº de detalles).
Calificación de las salas

CENTRO	RESOLUCION ESPACIAL (pl/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION		
				BIEN	REGULAR	MAL
1	6,6	10,2	10,8	16	28	9
2	6,4	12,3	12,0	4	2	0
3	6,0	10,3	10,9	5	6	4
4	7,0	10,6	11,2	4	6	0
5	5,1	10,2	9,6	0	2	3
6	6,6	11,8	11,8	3	1	0
7	7,1	10,8	12,0	2	2	0
8	4,5	10,0	11,0	0	1	1

CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN VALORES DE SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE EN 99 EQUIPOS



Test TOR (CDR)

FIGURA 4.17

En las tablas 4.6a a 4.13 se detallan los resultados por centros y por salas. Se indica en cada sala controlada el resultado en resolución espacial, sensibilidad a bajo y alto contraste y la calificación obtenida. Se detallan también aquellos casos en los que se repitieron controles.

T A B L A 4.6a

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 1

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (p/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
D1	7,1	10	11	REGULAR
D1	6,3	7	7	MAL
D1	7,1	10	12	REGULAR
D2	0,0 (*)	1 (*)	1 (*)	MAL
D2	0,0 (*)	1 (*)	0 (*)	MAL
D2	0,0 (*)	8	10	MAL
D3	7,1	12	13	BIEN
D3	6,3	10	11	REGULAR
D4	7,1	10	10	REGULAR
D4	8,0	9	11	REGULAR
D4	5,6	11	10	REGULAR
D5	7,1	12	12	BIEN
D5	7,1	12	11	BIEN
D5	5,0	12	11	REGULAR
E1	6,3	8	8	REGULAR
E1	6,3	11	11	BIEN
G1	7,1	11	12	BIEN
G1	7,1	11	12	BIEN

(*) La calidad de las imágenes en las condiciones del test no permitía evaluar estos parámetros.

T A B L A 4.6b

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 1

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (pl/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
HU1	7,1	0 (*)	0 (*)	MAL
HU1	7,1	11	11	BIEN
HU1	5,0	12	11	REGULAR
HU2	7,1	11	12	BIEN
HU2	4,5	8	10	MAL
HU3	8,0	12	12	BIEN
HU3	7,1	8	10	REGULAR
HU3	8,0	11	12	BIEN
HU3	4,5	11	10	MAL
P1	5,0	7	7	MAL
P2	8,0	11	11	BIEN
P2	8,0	10	10	REGULAR
P2	8,0	11	11	BIEN
T1	7,1	10	10	REGULAR
TM1	7,1	12	11	BIEN
UR1	7,1	8	9	REGULAR
UR1	6,3	10	11	REGULAR
UR1	6,3	11	10	REGULAR

(*) La calidad de las imágenes en las condiciones del test no permitía evaluar estos parámetros.

T A B L A 4.6c

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 1

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (pl/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
UR2	5,6	9	11	REGULAR
UR2	6,3	12	11	BIEN
UR2	5,6	10	10	REGULAR
UR2	7,1	11	11	BIEN
UR3	8,0	11	11	BIEN
UR3	7,1	10	9	REGULAR
UR3	8,0	10	11	REGULAR
UR3	4,5	9	11	MAL
URG1	5,6	9	9	REGULAR
URG1	6,3	10	11	REGULAR
URG1	5,6	10	9	REGULAR
URG1	6,3	9	8	REGULAR
URG2	7,1	11	10	REGULAR
VA1	7,1	9	8	REGULAR
VP1	7,1	10	11	REGULAR
VP1	7,1	11	10	REGULAR
VP1	5,6	10	12	REGULAR

T A B L A 4.7

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 2

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (pl/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
H2	6,3	13	12	BIEN
PD1	6,3	15	13	BIEN
PD2	5,0	10	12	REGULAR
PD3	7,1	12	11	BIEN
PD5	8,0	13	11	BIEN
UR2	5,6	11	13	REGULAR

T A B L A 4.8

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 3

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (pl/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
D1	4,5	9	8	MAL
D1	6,3	10	12	REGULAR
D2	5,0	13	12	REGULAR
D2	6,3	10	12	REGULAR
TR1	5,6	11	12	REGULAR
TR1	6,3	12	12	BIEN
TR2	4,0	10	10	MAL
TR2	7,1	10	12	REGULAR
U	5,0	7	5	MAL
U	7,1	11	12	BIEN
UE	4,5	8	8	MAL
UE	6,3	11	11	BIEN
URG1	6,3	10	11	REGULAR
URG1	7,1	11	12	BIEN
URG2	8,0	12	14	BIEN

T A B L A 4.9

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 4

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (p/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
A1	5,6	9	11	REGULAR
A3	7,1	9	10	REGULAR
B1	5,6	9	8	REGULAR
E1	7,1	11	12	BIEN
E2	7,1	10	11	REGULAR
F1	8,0	11	11	BIEN
F2	7,1	11	12	BIEN
G	8,0	11	12	BIEN
H	7,1	11	12	BIEN
P	7,1	12	12	BIEN

T A B L A 4.10

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 5

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (p/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
D5	4,0	10	11	MAL
T6	4,5	12	11	MAL
TR1	5,6	11	9	REGULAR
TR2	5,6	10	10	REGULAR
UR4	5,6	8	7	MAL

T A B L A 4.11

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 6

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (p/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
D4	6,3	11	12	BIEN
G5	6,3	12	11	BIEN
TR1	5,6	11	10	REGULAR
U6	8,0	13	14	BIEN

T A B L A 4.12

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 7

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (p/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
N1	7,1	10	12	REGULAR
N2	7,1	12	12	BIEN
N3	7,1	11	12	BIEN
N4	7,1	10	12	REGULAR

T A B L A 4.13

Control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR):
resultados en el centro 8

SALA	RESOLUCION ESPACIAL (p/mm)	BAJO CONTRASTE (nº de detalles)	ALTO CONTRASTE (nº de detalles)	CALIFICACION
EG1	4,0	9	10	MAL
EG1	5,0	10	12	REGULAR

Si se consideran individualmente cada uno de los parámetros estudiados en función de los criterios que se han establecido en el apartado anterior, los resultados se agruparían de la siguiente manera:

En **resolución espacial** son 66 los controles que estarían en el rango de excelente calidad de imagen, 21 en aceptable y 12 en mala.

En **sensibilidad a bajo contraste** se calificaría a 49 controles con una calidad de imagen excelente, 44 con aceptable y 6 con mala.

Por último en **sensibilidad a alto contraste**, 64 controles quedarían con una calidad de imagen excelente, 28 con aceptable y 7 con mala.

En la figura 4.18 se presenta la distribución que se obtiene considerando conjuntamente los tres parámetros evaluados, los 99 controles quedarían agrupados de la siguiente manera: un 34,3 % tendría una calidad de imagen excelente, un 48,5 % una calidad de imagen aceptable y un 17,2 % una mala calidad de imagen.

CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN

CALIFICACION DE LA IMAGEN EN 99 EQUIPOS

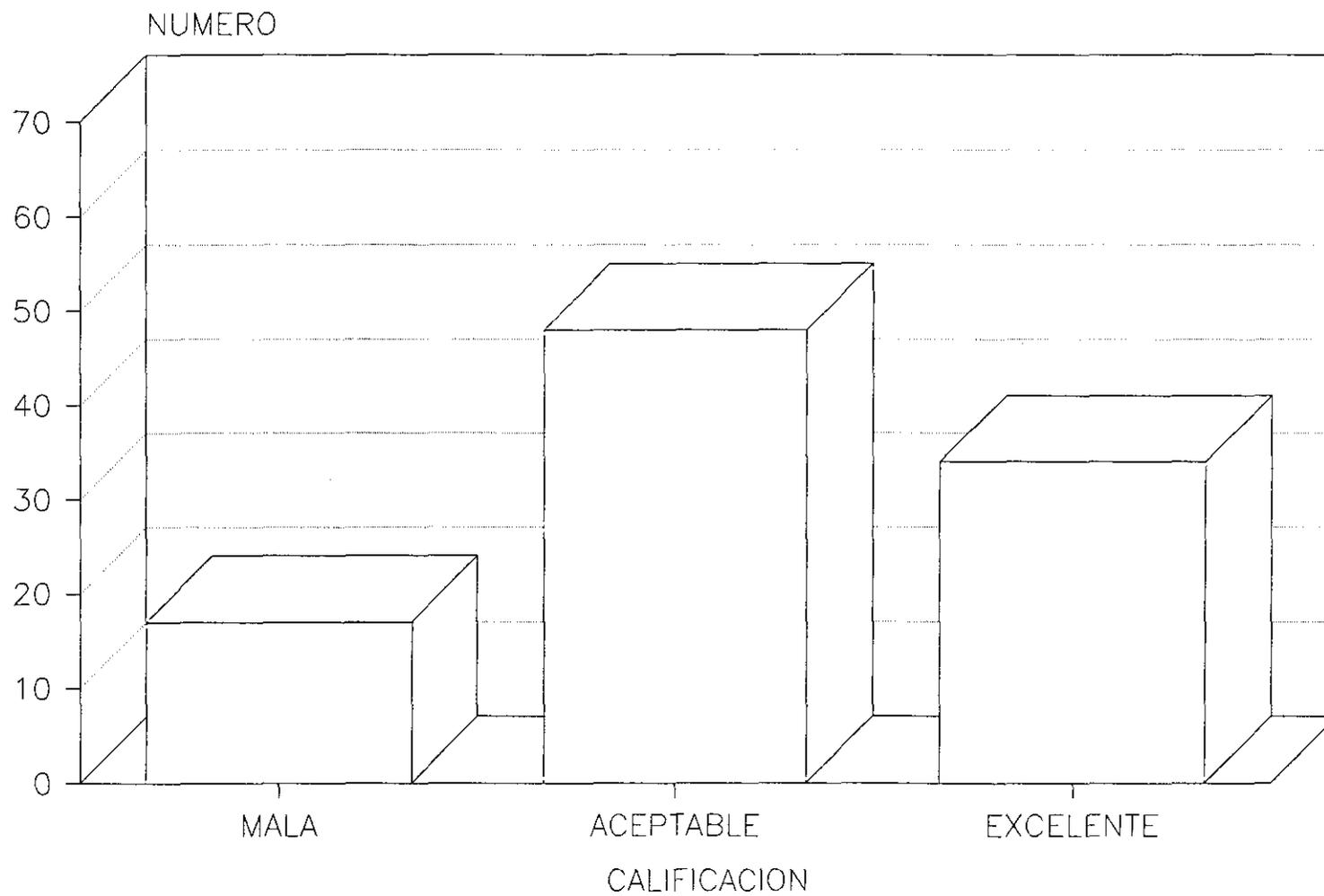


FIGURA 4.18

4.5. DISCUSION

Los resultados obtenidos en estos 99 controles se han analizado desde tres puntos de vista:

- Relacionando el control de calidad de la imagen con los controles realizados a generadores y tubos.
- Estudiando la evolución de los resultados en calidad de la imagen en las salas en las que se repitió el control.
- Relacionando el control de calidad de la imagen con la dosimetría a pacientes.

En primer lugar, se ha estudiado la correspondencia entre los resultados en calidad de la imagen obtenidos con el test y los de control de calidad de los conjuntos generador-tubo en aquellos casos en que se ha realizado.

De hecho, en el 37 % de las salas que fueron calificadas con mala calidad de imagen, los resultados obtenidos con los otros procedimientos de control de calidad fueron buenos. Como se ha indicado muchos de los equipos se han controlado también utilizando el equipo de control de calidad DIGI-X PLUS de RTI según el protocolo que se describe en el apéndice II. A continuación se presenta uno de los casos más significativos.

- Sala UR4 del centro 5: con una calificación de calidad de imagen como mala (resolución espacial de 5,6 pl/mm, visualización de 8 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 7 detalles de alto contraste); en el control de calidad del equipo los resultados que se obtuvieron estaban dentro de los criterios de optimización (IEC, 1987; Ortiz, 1989).

Por el contrario, en el 20 % de los equipos calificados con buena calidad de imagen, los controles de los generadores pusieron de manifiesto que estaban fuera de los requerimientos de calidad que se han establecido previamente. Se citan algunos ejemplos.

- Sala HU3 del centro 1: con una calificación de calidad de imagen excelente (la resolución espacial era de 8 pl/mm, se visualizaban 11 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 12 detalles de alto contraste), el control del equipo presentó variaciones en kilovoltaje superiores al 7 %.

- Sala UR2 del centro 1: calidad de imagen excelente (resolución espacial de 7,1 pl/mm, 11 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 11 detalles de alto contraste), en el control del equipo se obtuvieron variaciones en kilovoltaje de un 15 % y en tiempos de un 21 %.

- Sala PD1 del centro 2: excelente calidad de imagen (la resolución espacial era de 6,3 pl/mm, 15 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 13 detalles de alto contraste), presentaba variaciones en kilovoltaje de un 16 % y en tiempos de un 14 %.

La falta de capacidad del test para detectar anomalías se produce posiblemente por el hecho de que las imágenes del test TOR (CDR) requieren condiciones de exposición extremadamente bajas. De hecho la exposición promedio para obtener la imagen conveniente del TOR (CDR) a 50 kVp y 1 m de distancia foco-película es de 2,5 mAs. Para la imagen a 70 kVp la exposición promedio es de 9,5 mAs. Son condiciones de exposición muy alejadas de las correspondientes a la práctica clínica. Este es uno de los principales inconvenientes en el manejo de este test.

En segundo lugar se han analizado los resultados de algunas salas en distintas fases, considerando los cambios habidos en algunos de los elementos de la cadena de formación de la imagen, por lo general propuestos tras los informes emitidos en referencia a los controles de calidad.

Pueden destacarse mejoras en algunas salas tras el cambio de la procesadora, en las que ha variado sensiblemente la calificación obtenida.

- Sala D1 del centro 3: en el primer control se obtuvieron valores de resolución espacial de 4,5 pl/mm, 9 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 8 detalles de alto contraste. En función de los resultados del control de la procesadora se propuso la sustitución de la misma. En el segundo control, los valores obtenidos son de 6,3 pl/mm, 10 detalles de bajo contraste y 12 de alto contraste.

La calificación de la imagen ha pasado de mala a excelente.

- Sala URG1 del centro 3: en el primer control se obtuvieron unos resultados en calidad de imagen de 6,3 pl/mm, 10 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 11 detalles de alto contraste. Se sustituyó prácticamente toda la cadena de imagen (generador, tubo, cartulina de refuerzo, película y procesadora), reevaluada la calidad de la imagen los valores obtenidos fueron de 8 pl/mm, 12 detalles de bajo contraste y 14 de alto contraste.

La calificación de la calidad de la imagen pasó de aceptable a excelente.

- Sala EG1 del centro 8: en el primer control los valores fueron 4,0 pl/mm en resolución espacial, 9 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 10 detalles de alto

contraste. Realizado el control de la procesadora se propuso la optimización de la misma aumentando en 3,8° C la temperatura del líquido revelador. Al efectuar el segundo control, los valores obtenidos fueron de 5,0 pl/mm, 11 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 12 de alto contraste.

La calificación de la imagen ha pasado de mala a aceptable.

- Sala U del centro 3: valores de resolución espacial de 5 pl/mm, 7 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 5 detalles de alto contraste en el primer control, sustituida la procesadora los valores son de 7 pl/mm, 11 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 12 de alto.

La calificación de la imagen ha pasado de mala a excelente.

También se han producido casos de deterioro en la calidad de la imagen obtenida.

- Sala UR3 del centro 1: valores de resolución espacial de 8 pl/mm, 11 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 11 detalles de alto contraste en el primer control, pasaron a ser de 7 pl/mm, 10 detalles del objeto de prueba de bajo contraste y 9 de alto contraste.

La imagen pasó de ser calificada de excelente a aceptable.

Por último en algunos casos se ha intentado relacionar los resultados de control de calidad de la imagen con los resultados de dosimetría a pacientes en las mismas salas. En principio no se ha encontrado correlación entre estos valores, salas en las que la dosis a paciente era muy superior a los valores de

referencia obtenían calificaciones dispares en el control de calidad de imagen.

- Sala URG1 del centro 3: las dosis en tejido a la entrada en las exploraciones de columna lumbar en proyección lateral de eran de 43,2 mGy, el valor de referencia de la CE es de 30 mGy (CCE, 1987, 1989, 1990).

En este caso la calificación de la calidad de imagen era de aceptable.

- Sala U del centro 3: en esta sala las dosis en tejido a la entrada en exploraciones simples de abdomen eran de 27,3 mGy, siendo el valor de referencia de la CE para esta exploración de 10 mGy (CCE, 1987, 1989, 1990).

La calificación de la imagen era de mala.

Estas dos salas, que han sido citadas en lo referente a la evolución de la calidad de la imagen tras modificaciones en algún elemento de la cadena de formación de la imagen, presentaron también una mejora importante en los resultados de dosimetría a pacientes:

- Sala URG1 del centro 3: las dosis en tejido a la entrada en las exploraciones de columna lumbar en proyección lateral disminuyeron a 15,0 mGy, es un descenso del 65 % que sitúa la dosis muy por debajo del valor de referencia de la CE.

- Sala U del centro 3: las dosis en tejido a la entrada en exploraciones simples de abdomen pasaron a ser de 10,9 mGy, disminuyeron por tanto en un 66 %, tomando un valor prácticamente similar al de referencia de la CE para esta exploración.

En resumen, parece imprescindible introducir algunas modificaciones en este maniquí para que mejore su intervalo de confianza. Estas modificaciones deberían referirse particularmente a:

- La adición de objetos de absorción y dispersión que favorezcan la simulación de las condiciones reales de exploración de los pacientes en lo referente a kilovoltaje y tiempos de exposición. No debiendo ser necesario el empleo de filtraciones adicionales de cobre para la estimación de determinados parámetros.

Este hecho permitiría su utilización en la estimación de dosis.

- La cuña sensitométrica del maniquí debe ser lo suficientemente amplia para que se pueda controlar de manera eficaz el procesado.

- Los criterios de calificación de las imágenes deben ser coherentes con los criterios clínicos de calidad de imagen.

Estas modificaciones no deben implicar cambios en la sencillez del manejo del test TOR (CDR) ni en la facilidad de interpretación de sus resultados.

Estas mejoras permitirían el uso del test TOR (CDR) o maniqués similares como test de referencia.

**V. CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN EN
GRAFIA MEDIANTE LA COMBINACION DEL TEST
TOR (CDR) Y UN MANIQUI TIPO ANSI**

5. CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN EN GRAFIA MEDIANTE LA COMBINACION DEL TEST TOR (CDR) Y UN MANIQUI TIPO ANSI

La utilización del test TOR (CDR) desarrollado por la Universidad de Leeds para realizar el control de calidad de la imagen en grafía ha supuesto, tal y como se indica en el capítulo anterior, una serie de inconvenientes de importancia. De manera resumida son los siguientes:

1.- Obligatoriedad de utilización de técnicas radiográficas alejadas de las correspondientes a las exploraciones más habituales en la clínica. Tanto en lo que se refiere al kilovoltaje-pico (las exposiciones se realizan a 50 y 70 kVp) como en el producto miliamperaje•tiempo (exposiciones entre 1,6 y 16 mAs).

Cabe destacar que particularmente los tiempos de exposición extremadamente cortos que requiere hacen que se esté trabajando en la zona en la que es mayor la posibilidad de aparición de anomalías en el temporizador del equipo.

Por otra parte el documento "Criterios de calidad de las imágenes en Radiodiagnóstico" propone la realización de las exploraciones con unos tiempos mínimos de 100 ms (CCE, 1990).

2.- Colocación del chasis sobre la mesa de exploración, este hecho implica que no se toma en consideración la influencia de la propia mesa ni de la rejilla antidifusora del "Bucky".

Por esta causa se consiguen unos valores de límite de resolución espacial que son muy superiores a los que aparecen realmente en Radiodiagnóstico convencional (Stender, 1990).

3.- Variabilidad importante en los resultados obtenidos en lo referente a los parámetros de calidad de imagen ante pequeños cambios en el kilovoltaje-pico, inferiores incluso a los valores que se consideran como admisibles por la bibliografía para la aplicación de programas de control de calidad en generadores y tubos (IEC, 1987; Ortiz, 1989). Estas variaciones son de particular importancia en sensibilidad a bajo y alto contraste.

4.- Imposibilidad de realizar el control sensitométrico con la cuña que posee el maniquí en las condiciones en que se realizan las pruebas, ya que los ennegrecimientos obtenidos son inferiores a los necesarios para alcanzar la zona lineal de la curva característica en toda su extensión, esto se produce aún en el caso de sobreexposición de la película.

5.- El establecimiento de relación entre los valores de dosis de radiación y los resultados en los parámetros de control de calidad de la imagen es impracticable en las condiciones de uso del test, al no presentar el maniquí absorción o dispersión de la radiación comparables con las reales.

Por otra parte las técnicas empleadas son inapropiadas para este fin ya que no se corresponden con las correspondientes a las exploraciones de mayor importancia desde el punto de vista de la dosimetría a pacientes (CCE, 1990).

6.- Aparición de importantes discrepancias entre los resultados obtenidos para el control de calidad de la imagen con este maniquí y los correspondientes a las pruebas que se han aplicado dentro del protocolo de control de calidad de los equipos de la cadena de formación de la imagen.

7.- El objeto de prueba de resolución espacial se sitúa a muy poca distancia de la película, dados el tamaño y la configuración del maniquí, debido a este hecho sólo sería aplicable a comparaciones con detalles anatómicos muy cercanos a la película.

8.- Finalmente este maniquí no puede ser utilizado para efectuar el control de la imagen en equipos dotados con exposímetro automático.

La aparición de todos estos problemas al realizar el control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) ha hecho que se considerara necesaria la utilización de otros maniqués que estuvieran diseñados de manera que pudieran superarse al menos algunos de estos inconvenientes. En nuestra opinión este hecho justifica en cierta medida la combinación de este test con otros descritos en la bibliografía (ANSI, 1982).

5.1. CARACTERISTICAS Y DESCRIPCION DEL MANIQUI

Se ha considerado que, para solventar las deficiencias descritas en el uso del test TOR (CDR), el maniquí debe tener desde el punto de vista teórico fundamentalmente las siguientes propiedades:

1.- Adaptabilidad a las condiciones reales de exposición de las exploraciones radiográficas más comunes. Especialmente aquellas que han sido seleccionadas en el documento "Criterios de calidad de las imágenes en Radiodiagnóstico" de la CE: cráneo, tórax, abdomen, columna lumbar y pelvis (en este trabajo se excluyen las exploraciones de mama por su idiosincrasia) (CCE, 1990).

2.- Reproducibilidad de las características y distribución de la radiación, tanto directa como dispersa, en estas exploraciones. Esto hace imprescindible que el nuevo maniquí esté compuesto por varios módulos intercambiables que puedan variarse en función del estudio que se pretenda simular.

3.- Capacidad para calificar la calidad de imagen obtenida en una sala de Radiodiagnóstico en atención a los distintos tipos de estudios.

La pretensión es establecer unos criterios de imagen que sean compatibles en la medida de lo posible con los criterios radiográficos de calidad de imagen propuestos por la CE, particularmente con los detalles de calidad de imagen citados en el documento (CCE, 1990).

4.- Compatibilidad de utilización con equipos automáticos de lectura densitométrica de manera que la imagen obtenida permita el control sensitométrico. Naturalmente como paso previo es necesario que la cuña del maniquí sea verdaderamente funcional.

Se pretende entonces diseñar y desarrollar un maniquí que no sólo permita el control de calidad en Radiodiagnóstico convencional en condiciones reales, sino que facilite también el establecimiento de relación entre dosis a pacientes y calidad de la imagen.

Para que el test cumpla las condiciones indicadas se ha considerado como lo más adecuado que conste de dos partes bien diferenciadas:

- Un Sistema de Absorción y Dispersión (SAD).

Fundamentalmente su finalidad es ser equivalente a paciente, permitiendo realizar las exposiciones en condiciones relativamente reales.

En una primera fase se ha considerado su desarrollo empleando espesores de metacrilato y aluminio, de forma que permitiera su utilización para efectuar estimaciones de dosis a los pacientes. Se ha dado gran importancia a que sea adaptable a los maniquíes existentes en el mercado para la evaluación de calidad de imagen.

Se ha construido un sistema modular siguiendo una norma elaborada por el American National Standard Institute (ANSI) (ANSI, 1982) que permite simular las condiciones de absorción y dispersión de la radiación en sus proyecciones posteroanterior (PA) y anteroposterior (AP) de los estudios que se detallan a continuación:

Cráneo	Columna cervical	Tórax
Columna dorsal	Abdomen	Columna lumbar
Unión lumbosacra	Pelvis	Extremidades

De estas 9 exploraciones, las correspondientes a cráneo, tórax, abdomen, columna lumbar, unión lumbosacra y pelvis están incluidas entre las seleccionadas por la CE (CCE, 1990). En dicho

documento se citan también las exploraciones de mama que, como se ha indicado, por sus particulares características quedan fuera de este trabajo.

En la figura 5.1 se presenta un esquema del objeto construido, consta de los siguientes elementos:

1. Un bloque uniforme de metacrilato de 30 x 30 cm² y 5 cm de espesor con una línea radio-opaca de 3 cm de longitud y 2 mm de espesor situada en uno de sus laterales.
2. Un bloque de metacrilato de 30 x 30 cm² y 5 cm de espesor conteniendo en su interior una lámina de 1 mm de aluminio situada en su parte media. Posee además dos líneas radio-opacas de las mismas longitud y espesor que en el bloque anterior.
3. Un bloque de metacrilato de 30 x 30 cm² y 5 cm de espesor conteniendo en su interior una lámina de 2 mm de aluminio situada en su parte media. Con 3 líneas radio-opacas de las mismas dimensiones indicadas anteriormente.
4. Un sistema de soportes para permitir la aparición de un intervalo de 5 cm de aire entre bloque y bloque (concretamente entre el "3" y el "2") de manera que puedan simularse las exploraciones correspondientes al tórax.

Los bloques se han etiquetado exteriormente utilizando placas con la numeración "1", "2" y "3" que coincide con el número de líneas radio-opacas que contiene cada uno de ellos. Mediante estas líneas radio-opacas se pueden identificar aquellos bloques que han sido empleados y el orden en que se han colocado para obtener la imagen.

SISTEMA DE ABSORCION Y DISPERSION

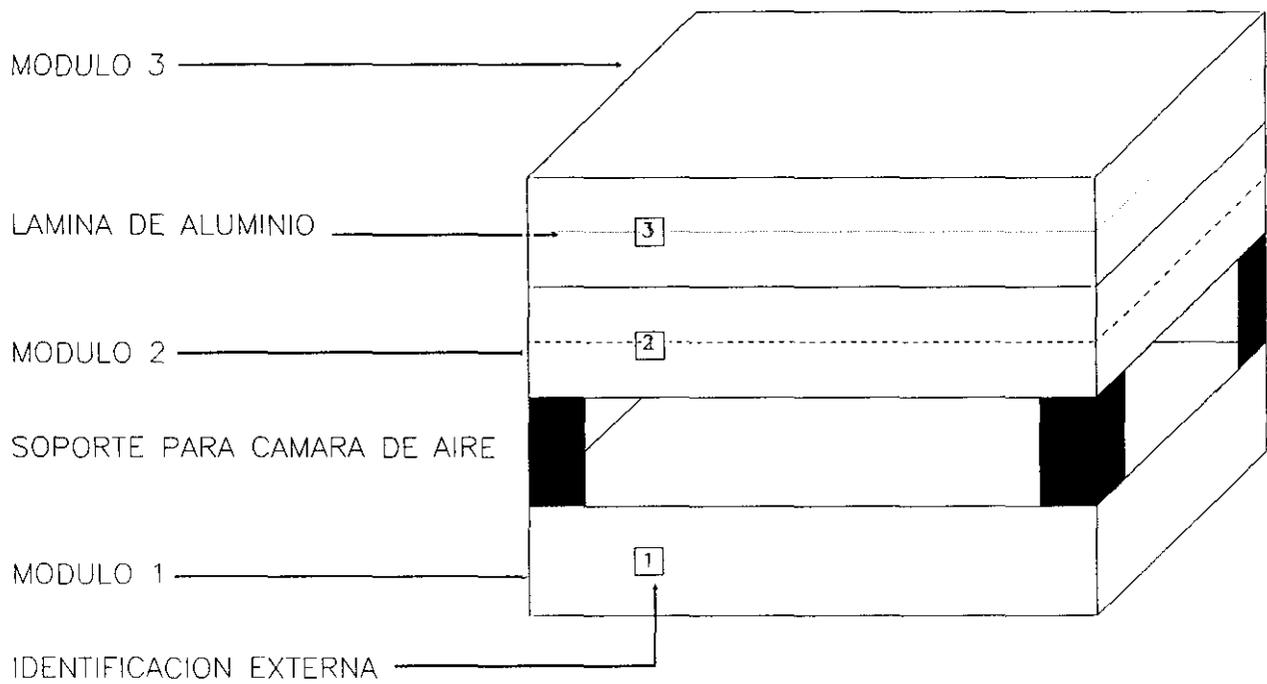


FIGURA 5.1

El peso total del sistema es de 18 kg.

La pretensión final sería elaborar un prototipo más ligero y fácilmente transportable considerando, entre otras alternativas, el empleo de cámaras rellenas de agua, de estructuras fijas compuestas de distintos metales (aluminio, cobre, plomo, etc).

Para la simulación de los estudios radiológicos se deben situar los bloques de acuerdo con lo especificado en la tabla 5.1:

T A B L A 5.1

Sistema de Absorción y Dispersión: situación de los módulos en función de las exploraciones realizadas

EXPLORACION	PROYECCION	SITUACION DE LOS BLOQUES		
		SUPERIOR	MEDIO	INFERIOR
Cráneo	PA	3	-	2
Tórax	PA	3	5 cm de aire	2
Abdomen	AP	2	1	3
Columna lumbar	AP	2	1	3
Pelvis	AP	2	1	3

- Un Sistema de Evaluación de Calidad de la Imagen (SECI).

Su finalidad sería aportar información acerca de algunos parámetros de calidad de la imagen.

El Sistema de Evaluación de Calidad de Imagen debe construirse de manera que las imágenes obtenidas consten de varias secciones, algunas serían utilizadas para la interpretación subjetiva y otras para el control objetivo de las condiciones de obtención, procesado y visualización final de las imágenes. Se pretende que las secciones objetivas, en la medida de lo posible, sean reconocidas por equipos automáticos de lectura.

En una primera fase se ha utilizado como SECI el test TOR (CDR) de la Universidad de Leeds aunque no cumpliera todas las condiciones previas.

El test TOR (CDR) se situará entre los bloques de metacrilato en función de la exploración a simular y de la zona del organismo en la que se ubiquen los detalles de imagen que teóricamente más interesen desde el punto de vista del diagnóstico.

5.2. CARACTERIZACION

Una vez decididos los distintos elementos que componen el diseño provisional del maniquí SAD-SECI se plantea la necesidad de llevar a cabo una caracterización del mismo, de manera que se comprueben su eficacia y validez a la hora de llevar a cabo el control de calidad en Radiodiagnóstico con las suficientes garantías.

Además deben conocerse también cómo influyen los distintos componentes de la cadena de formación de la imagen en los resultados de los parámetros de calidad de imagen que se definan en este caso.

Con este fin se han realizado una serie de pruebas en cierto modo de forma paralela a las descritas en el capítulo IV para el test TOR (CDR). Se han modificado en función de la experiencia obtenida en el manejo del mismo.

Los aspectos que se han evaluado son:

- Condiciones de visualización: se ha considerado de nuevo el brillo del negatoscopio.
- Procesado de la película: la temperatura del líquido revelador y la validez de la sensitometría.
- Cuarto oscuro: las condiciones de iluminación (luces de seguridad y hermeticidad a la luz blanca).
- Sistemas de imagen (chasis, cartulinas de refuerzo y películas): considerando el contacto cartulina de refuerzo-película, la conservación de la sensibilidad nominal de la combinación y, por último, la sensibilidad en conjunto de la combinación cartulina de refuerzo-película según las recomendaciones de los fabricantes.

- **Parámetros de exposición:** se ha valorado la influencia de las variaciones de kilovoltaje-pico y miliamperaje sobre la calidad de la imagen. En este caso se han podido considerar distintas condiciones de exposición sin desvirtuar el maniquí.

- **Observador:** se ha tenido en cuenta su subjetividad y el establecimiento de criterios bien definidos a la hora de realizar la lectura de las imágenes.

Con anterioridad a las pruebas se han realizado controles de calidad exhaustivos de los conjuntos generador-tubo que han sido utilizados. Los resultados obtenidos estuvieron en todos los casos dentro de los criterios de optimización establecidos. También se ha controlado la procesadora empleada, optimizando su funcionamiento.

Por último debe destacarse que en la caracterización del maniquí SAD-SECI se ha podido tomar en consideración la dosis de radiación. En todas las exposiciones se ha realizado dosimetría empleando para ello equipos "Rad-Check plus" dotados con cámara externa, ésta se ha situado siempre de manera que no interfiriera en la evaluación de la imagen obtenida.

5.2.1. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE VISUALIZACION

Como punto de partida se han establecido los mismos criterios de visualización de las imágenes que los fijados en el caso del test TOR (CDR):

- Una distancia de observación prácticamente constante (entre 30 y 35 cm).
- Utilización de lentes de 10 aumentos para efectuar la lectura de la rejilla correspondiente al límite de resolución espacial.

Además se han tenido en cuenta los valores establecidos como adecuados para el brillo en el capítulo anterior, es decir un valor mínimo aceptable de 1.000 cd/m^2 y un valor mínimo recomendable de 1.500 cd/m^2 .

También se ha considerado que, en principio, los cambios más importantes en la percepción de detalles de los objetos de prueba estarían por debajo de un valor de 750 cd/m^2 .

Con la utilización del maniquí SAD-SECI se confirma que las condiciones de óptima visualización se obtienen cuando la emisividad a través de una película procesada es de 100 cd/m^2 (un brillo de alrededor de 1.500 cd/m^2 en la superficie del negatoscopio).

En las figuras 5.2, 5.3 y 5.4 se ha representado la emisividad a través de la película procesada (expresada en cd/m^2) frente a las variaciones en los resultados de los 3 parámetros de calidad de imagen del maniquí SAD-SECI, respectivamente límite de resolución espacial, sensibilidad a bajo y sensibilidad a alto contraste.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI EVOLUCION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON EL BRILLO DEL NEGATOSCOPIO

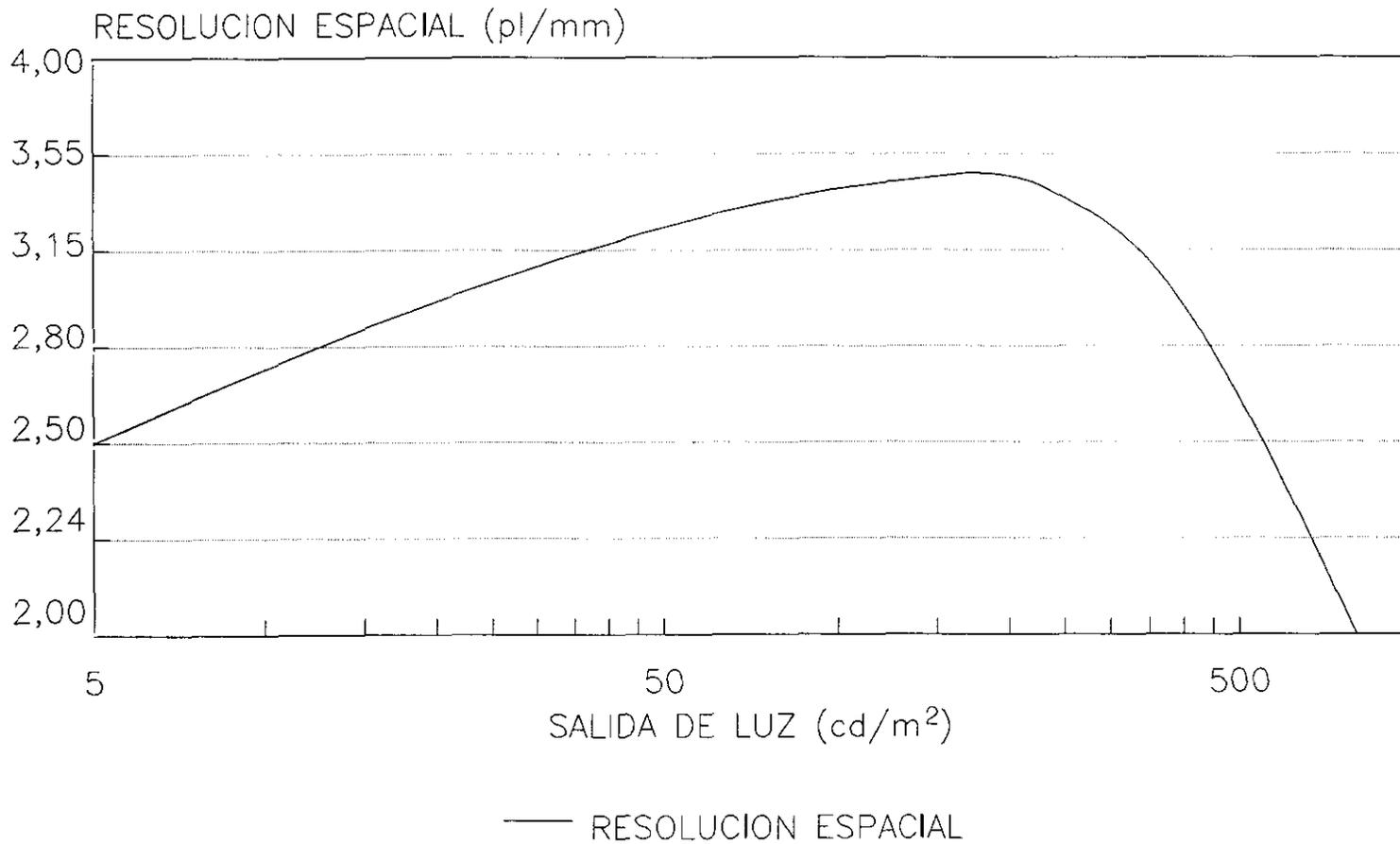


FIGURA 5.2

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI EVOLUCION DEL BAJO CONTRASTE CON EL BRILLO DEL NEGATOSCOPIO

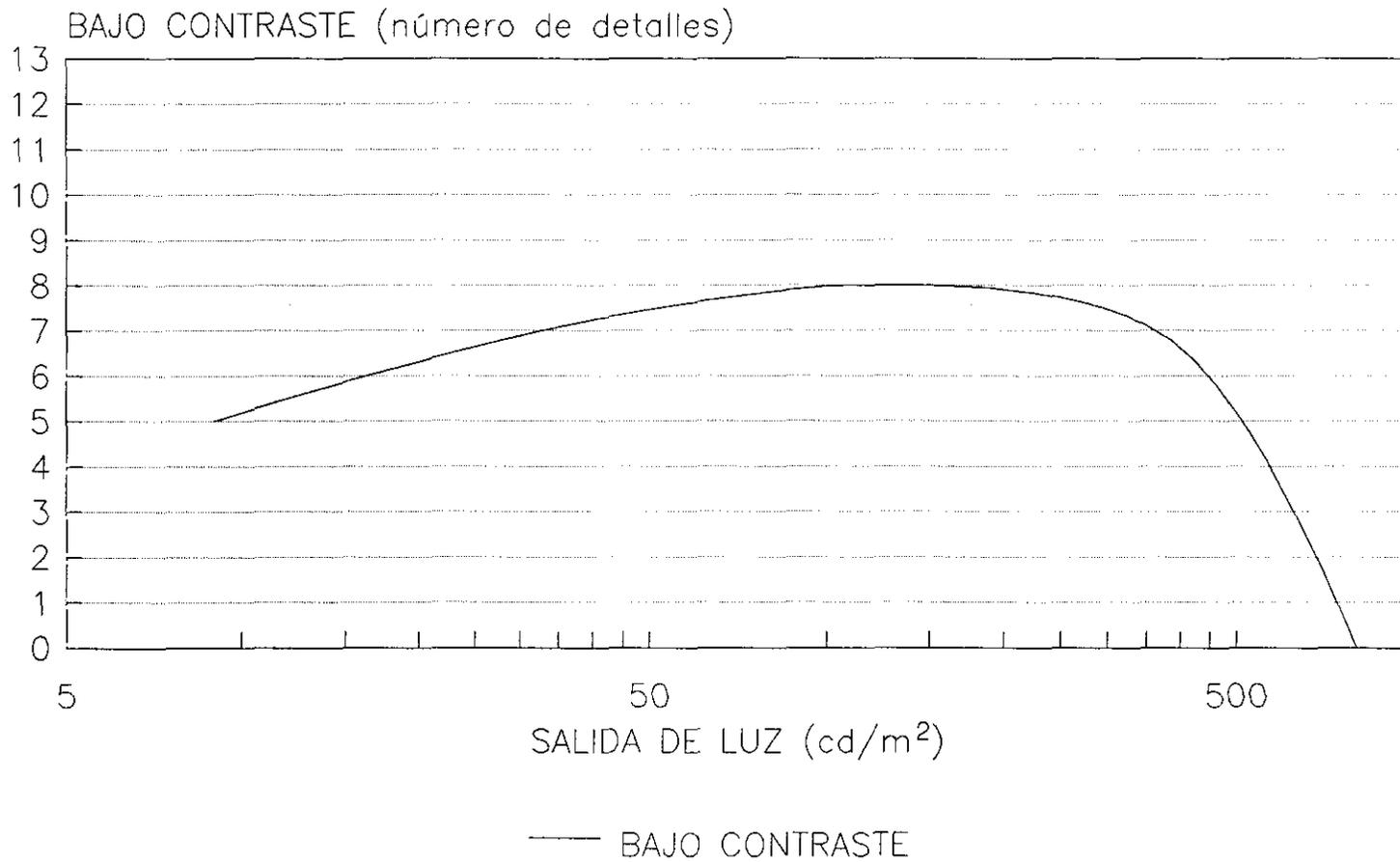


FIGURA 5.3

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI EVOLUCION DEL ALTO CONTRASTE CON EL BRILLO DEL NEGATOSCOPIO

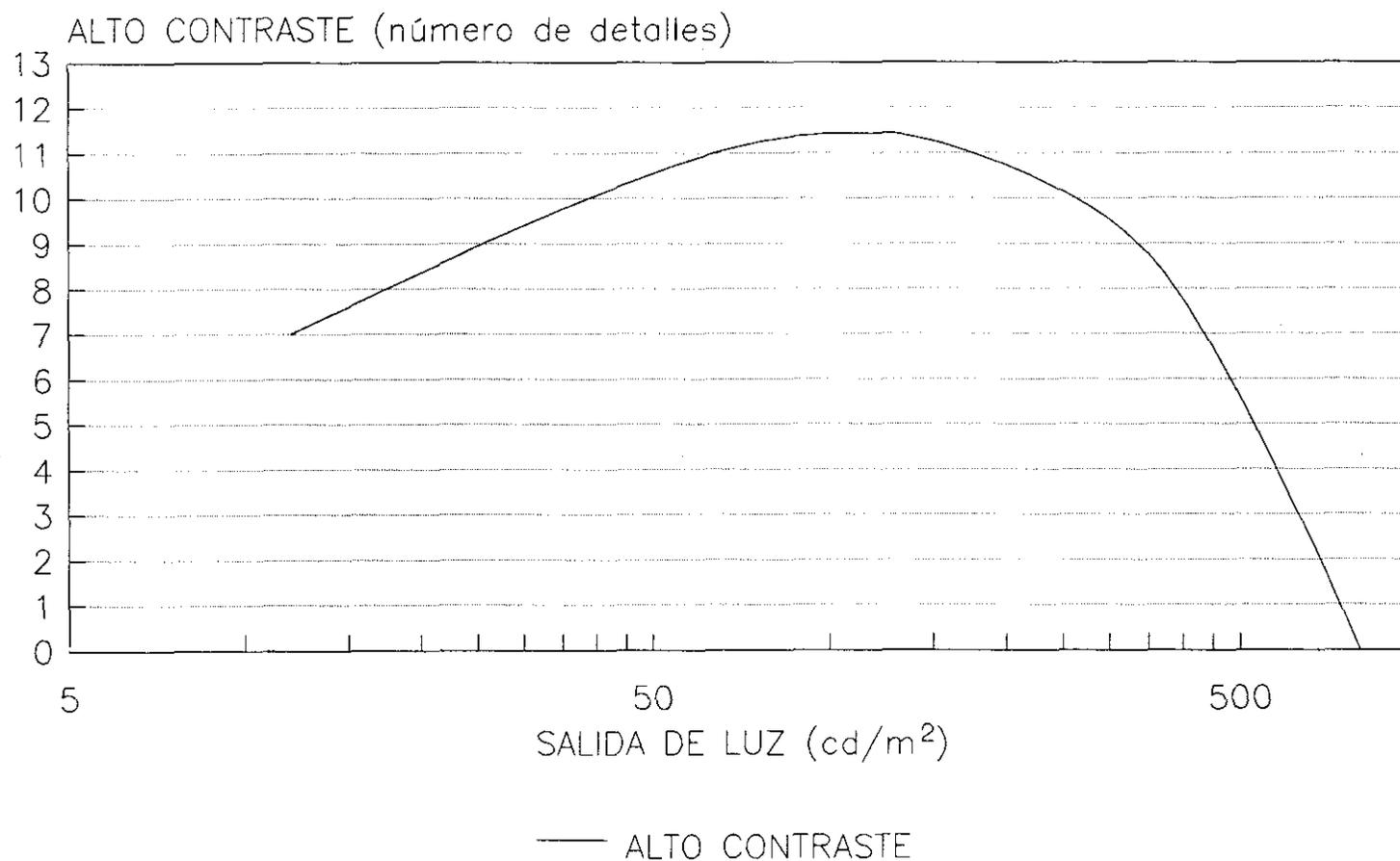


FIGURA 5.4

Cabe destacar que en resolución espacial, se han visualizado un máximo de 20 conjuntos de líneas, correspondientes a 4,50 pl/mm. Al manejar este maniquí en el que sí hay importantes elementos de dispersión de la radiación (algunos pertenecientes al propio test más la mesa y la rejilla), el valor que se obtiene en este parámetro es sensiblemente inferior al correspondiente al test TOR (CDR) considerado de manera aislada. Los valores de límite de resolución espacial quedan entonces dentro de los rangos considerados como propios del Radiodiagnóstico convencional (Stender, 1990).

En sensibilidad a bajo contraste los valores que se alcanzan en condiciones de óptima visualización son de 8 detalles del objeto de prueba.

En sensibilidad a alto contraste llegan a visualizarse 12 detalles.

Desde el punto de vista de la evolución de los parámetros de calidad de imagen, estos resultados no presentan discrepancias importantes con los obtenidos al realizar los controles con el test TOR (CDR).

Las diferencias aparecen a la hora de llevar a cabo la evaluación del límite de resolución espacial que, como se ha dicho, en este caso sí se realiza sobre rangos reales al aparecer objetos de dispersión.

5.2.2. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE PROCESADO

Al analizar la influencia que las condiciones del procesado tienen en los parámetros de calidad de imagen del SAD-SECI se han vuelto a considerar los mismo aspectos que con el TOR (CDR):

- La sensitometría realizada a partir de la cuña escalonada que aporta al maniquí SAD-SECI el test TOR (CDR), ya que aunque no se han modificado las diferencias entre los diferentes escalones de la cuña, las condiciones de exposición en que se realiza el control no son las mismas.
- La influencia de las variaciones de la temperatura del líquido revelador en los parámetros de calidad de la imagen.

5.2.2.1. SENSITOMETRIA

Tampoco en este caso la escala de grises sensitométrica incluida en el maniquí permite obtener adecuadamente los tres parámetros sensitométricos, velo, velocidad y contraste, ya que los ennegrecimientos conseguidos con esta cuña no alcanzan a dibujar completamente la zona lineal de la curva característica. Pero debe destacarse el hecho de que al haber aumentado sensiblemente el producto miliamperaje·tiempo, respecto del utilizado al manejar el test TOR (CDR), se alcanzan una densidades ópticas muy cercanas al 2 en las simulaciones de algunas exploraciones.

En la figura 5.5 se representan los valores obtenidos en una imagen correspondiente a una exploración de abdomen en proyección AP con unas condiciones de exposición estándar. El valor más alto de densidad óptica es de 1,94. Al comparar esta gráfica con la de la figura 4.5 puede apreciarse como con el maniquí SAD-SECI parece más factible la realización del control sensitométrico.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI SENSITOMETRIA CON RAYOS X

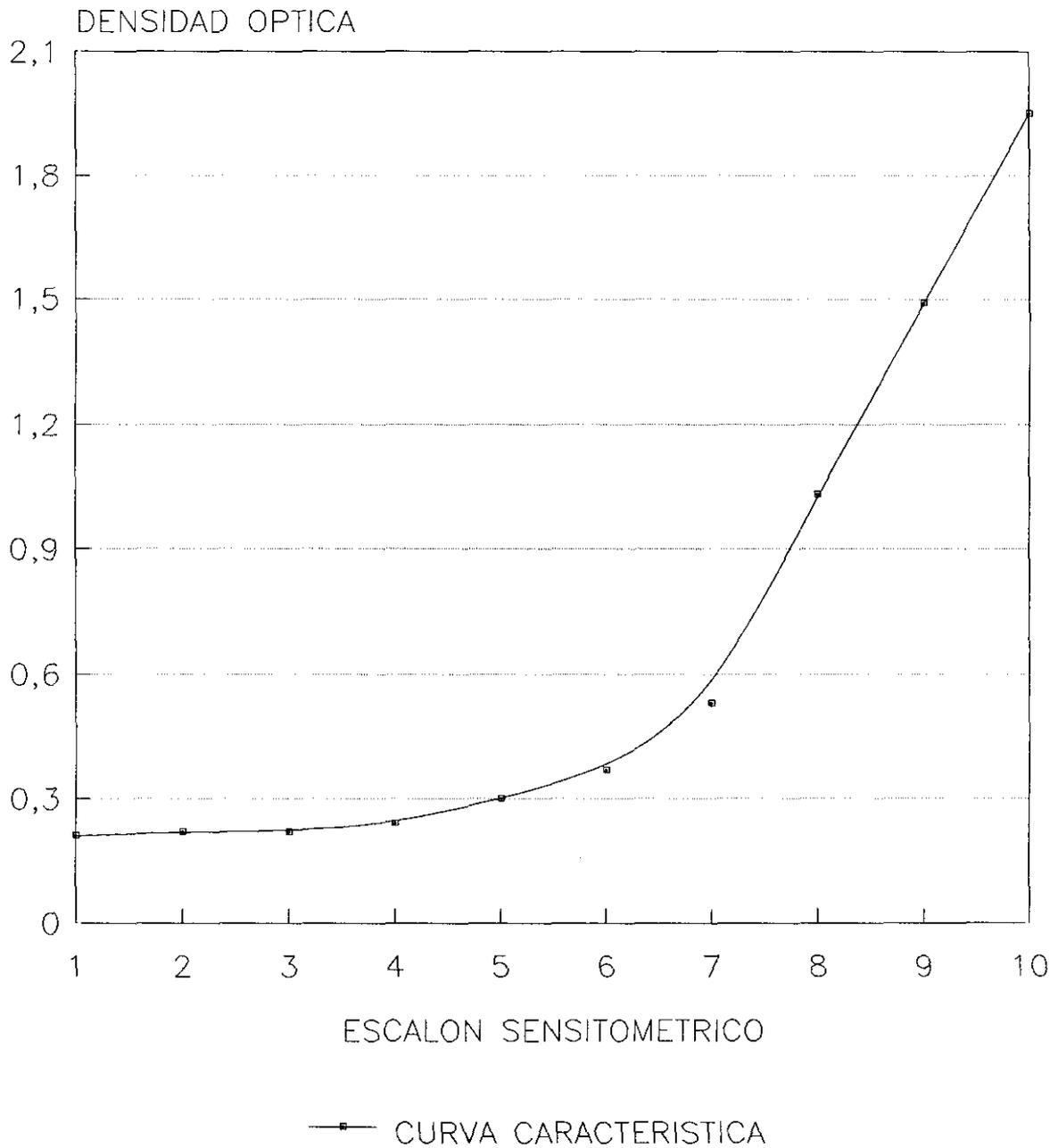


FIGURA 5.5

5.2.2.2. TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

En el capítulo anterior se estableció que para el test TOR (CDR) había 2 temperaturas óptimas distintas, una para el límite de resolución espacial (entre 34 y 35,5°C) y otra inferior para sensibilidad a bajo y alto contraste (entre 33 y 34°C). Cabe recordar que estos datos discrepaban con los que se obtuvieron en la optimización de la procesadora, ya que siguiendo la sistemática descrita en el capítulo II se determinó que la temperatura óptima de procesado era de 35,8°C en la procesadora utilizada para la experimentación.

Para realizar la misma experiencia con el SAD-SECI se han evaluado los parámetros de calidad de imágenes obtenidas en una simulación de exploración simple de abdomen (70 kVp y 100 mAs). Se han realizado exposiciones en esas mismas condiciones variando la temperatura del líquido revelador en el rango 31-40°C.

En **resolución espacial** (figura 5.6) la meseta de máximos está entre los 35 y los 36°C. Las pérdidas importantes se producen por debajo de los 34°C y por encima de los 37°C.

En **sensibilidad al bajo contraste** (figura 5.7), la meseta de máximos se sitúa entre los 34 y 38°C. No llegan a producirse pérdidas significativas a 31 o 40°C.

En la **sensibilidad al alto contraste** (figura 5.8), prácticamente al igual que en el bajo contraste, la meseta de máximos está en el rango 35-38°C y no llegan a manifestarse pérdidas sensibles.

De manera análoga a lo sucedido con el test TOR (CDR) no coinciden los rangos de temperaturas óptimas para la resolución espacial y para las sensibilidades a bajo y alto contraste.

La evolución de los parámetros de calidad de imagen es similar a los del test TOR (CDR).

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI EVOLUCION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

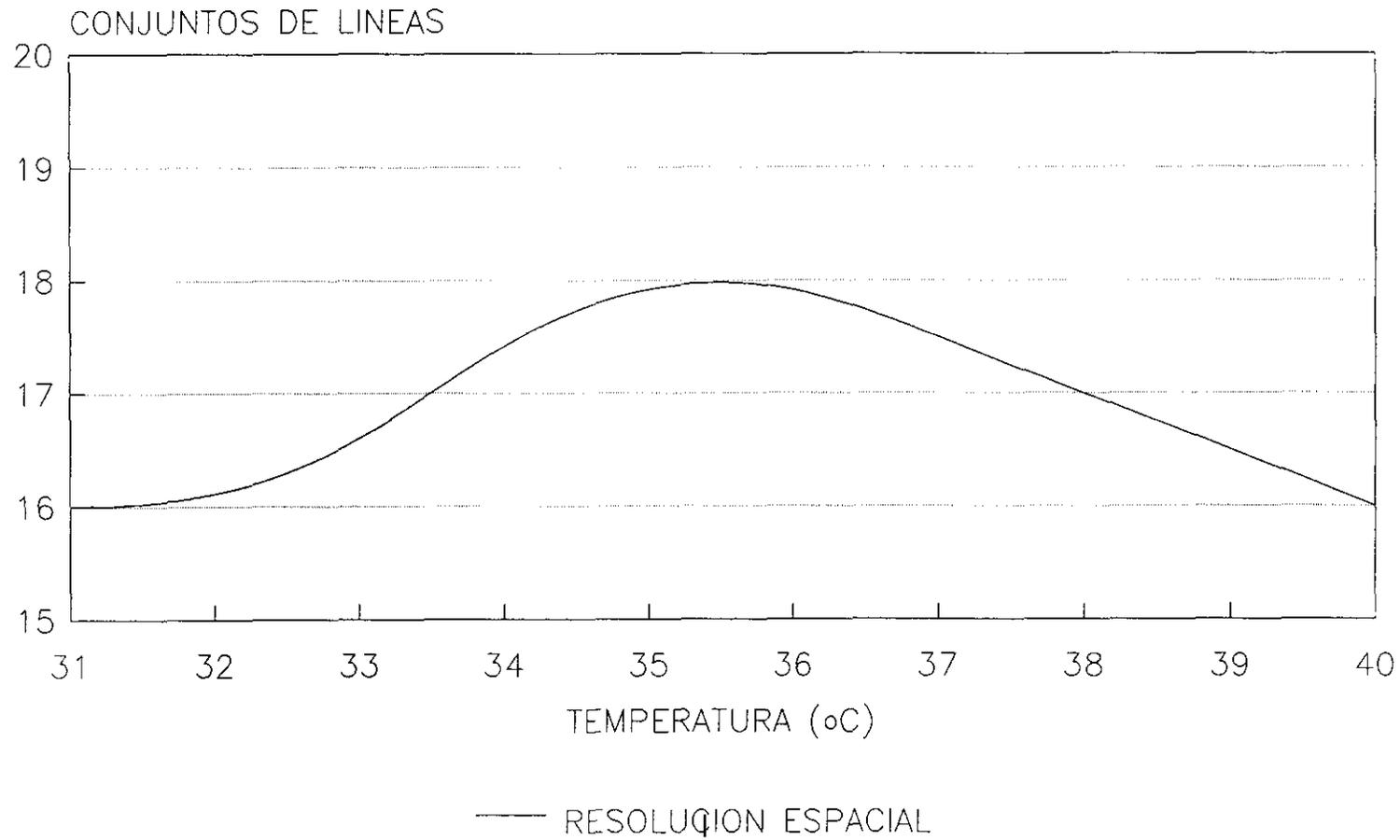


FIGURA 5.6

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI EVOLUCION DEL BAJO CONTRASTE CON LA TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

Maniquí SAD-SECI

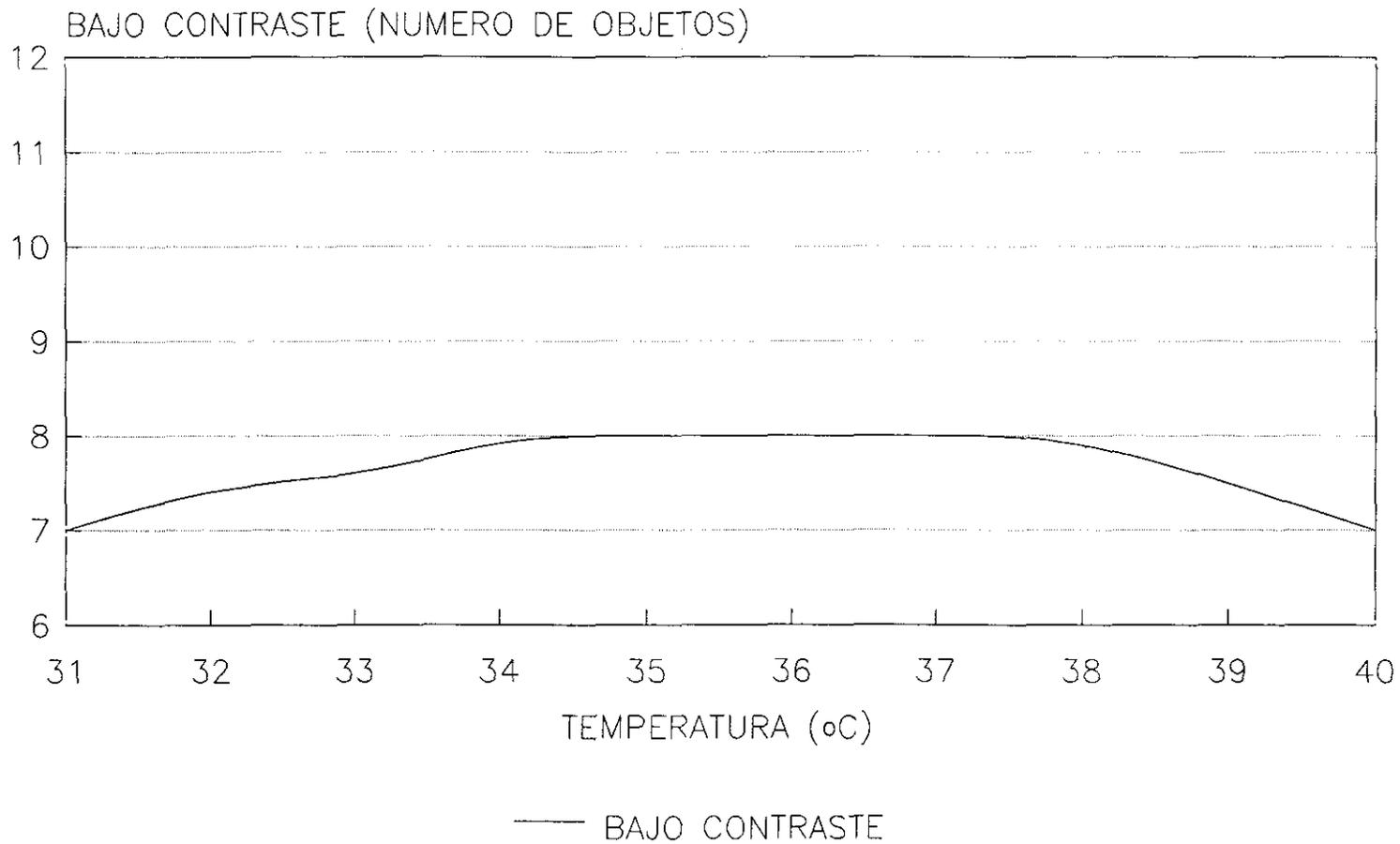


FIGURA 5.7

CARACTERIZACIÓN DEL TEST SAD-SECI
EVOLUCION DEL ALTO CONTRASTE CON LA
TEMPERATURA DEL LIQUIDO REVELADOR

Maniquí SAD-SECI

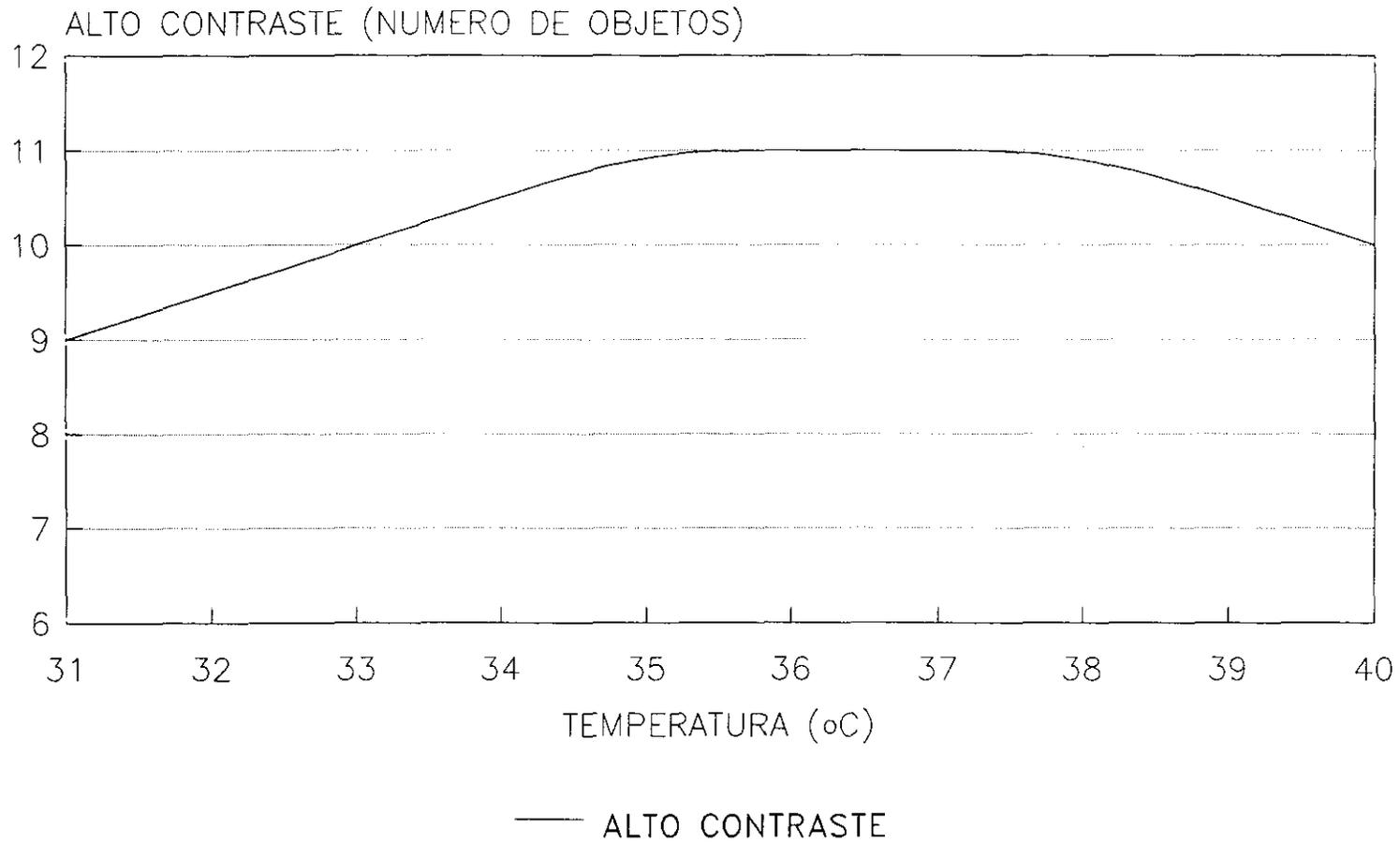


FIGURA 5.8

5.2.3. INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DE ILUMINACION DEL CUARTO OSCURO

La experiencia efectuada es del todo similar a la realizada con el test TOR (CDR). Se han comparado unas imágenes obtenidas en buenas condiciones de iluminación con otras en las que se ha trabajado solamente con bombilla roja, habiendo retirado el filtro.

La **resolución espacial** ha pasado de 16 conjuntos de líneas (2,8 pl/mm) en la imagen obtenida con buenas condiciones de iluminación a 15 (2,5 pl/mm) con mala iluminación. Es importante destacar el hecho de que con este maniquí sí se manifiesta un deterioro en los valores de la resolución espacial lo que no sucedía al manejar el test TOR (CDR) en solitario, puede pensarse que con el TOR (CDR) los resultados de este parámetro quedaban falseados.

En la **sensibilidad a bajo contraste**, el descenso en la visibilidad de los detalles del objeto de prueba es de 9 a 8 detalles.

Por último en la **sensibilidad al alto contraste** el descenso es mayor ya que se pasaba de percibir 12 detalles del objeto de prueba a 10 al empeorar las condiciones de iluminación.

5.2.4. INFLUENCIA DE CHASIS, CARTULINA DE REFUERZO Y PELICULA

Se han considerado de nuevo los mismo factores que en la caracterización del test TOR (CDR):

- La conservación de la eficacia de la cartulina de refuerzo.
- El contacto entre las cartulinas de refuerzo y la película.
- La diferente sensibilidad de las combinaciones utilizadas.

5.2.4.1. CONSERVACION DE LA SENSIBILIDAD DE LAS CARTULINAS DE REFUERZO

En este sentido se ha repetido la experiencia efectuada con el test TOR (CDR). Se han seleccionado chasis del grupo III de los analizados en el apartado 3.5 (sensibilidad nominal 200, con una pérdida importante de la misma). Se han comparado las imágenes obtenidas con las de cartulinas nuevas de la mismas marca, modelo y antigüedad (por tanto de la misma sensibilidad nominal), realizando todas las exposiciones en las mismas condiciones.

En resolución espacial, en las imágenes correspondientes a la cartulina de refuerzo deteriorada se obtuvieron 14 conjuntos de líneas (2,24 pl/mm). Con la cartulina nueva 15 conjuntos de líneas (2,50 pl/mm).

En sensibilidad a bajo contraste no se producía diferencia entre las imágenes obtenidas con la cartulina deteriorada y las correspondientes a la cartulina nueva, se visualizaban en las dos 9 detalles.

En sensibilidad al alto contraste con la cartulina nueva se visualizaron 12 detalles del objeto de prueba y con la deteriorada 11.

El ennegrecimiento en la ventana negra del maniquí fue de 1,42 unidades de densidad óptica en la imagen obtenida con las cartulinas deterioradas y de 2,06 en la de las nuevas. Para conseguir el mismo ennegrecimiento fue necesario aumentar el producto miliamperaje·tiempo en un 60 %. En estas nuevas condiciones no se produjeron diferencias significativas en los 3 parámetros controlados.

5.2.4.2. CONTACTO ADECUADO

Se han utilizado chasis con contacto defectuoso en la zona central, comparando las imágenes obtenidas con las de chasis de la misma marca, modelo y antigüedad que conservaban un buen contacto cartulina-película.

En resolución espacial las imágenes de los chasis defectuosos presentaron una diferencia respecto de las de los chasis que hacían buen contacto de 2 conjuntos de líneas, lo que supone una disminución en este parámetro de 0,50 pl/mm (se pasaba de 2,50 a 2,00 pl/mm).

En sensibilidad a bajo contraste la percepción de detalles del objeto de prueba pasaba de 10 en las imágenes de los chasis de contacto adecuado a 9 con las correspondientes a chasis defectuosos.

Por último en sensibilidad al alto contraste con el chasis de contacto defectuoso se han visualizado 10 detalles del objeto de prueba, el mismo resultado se ha obtenido con el de buen contacto.

5.2.4.3. SENSIBILIDAD NOMINAL DE LA COMBINACION

En el capítulo IV se hizo referencia a la influencia que, sobre los parámetros de calidad de imagen obtenidos con el test TOR (CDR), tiene el tipo de película utilizado. En ese apartado la comparación se realizó combinando todas las películas con una misma cartulina de refuerzo. Se indicó que el estudio del efecto de la diferencia de sensibilidades de las cartulinas de refuerzo no podía realizarse, ya que el estrecho margen de utilización del test impedía que pudieran ser verificadas adecuadamente algunas combinaciones.

Al variar con el SAD-SECI las condiciones de exposición sí pueden realizarse verificaciones en este sentido.

En este apartado se ha estudiado la influencia que sobre los parámetros de calidad de imagen del SAD-SECI tiene la variación en la combinación cartulina de refuerzo-película empleada. El objetivo es determinar si el maniquí SAD-SECI posee suficiente sensibilidad como para que permita que sean detectadas diferencias entre las imágenes correspondientes a las distintas combinaciones utilizadas, en caso de ser así se puede realizar una comparación entre las combinaciones estudiadas considerando los puntos de vista de la calidad de imagen y de la dosis impartida.

Como se indicó en el capítulo anterior, en la actualidad hay a disposición de los usuarios una importante cantidad de combinaciones con un amplio espectro de sensibilidades, latitudes, etc. En este trabajo se ha podido estudiar un buen número de las mismas gracias a la colaboración de las casas comerciales. La comparación se ha realizado por combinaciones cartulina de refuerzo-película, considerando las recomendaciones de los propios fabricantes.

En el estudio se han incluido 18 cartulinas de refuerzo, convencionales y de tierras raras, de emisión en azul o en verde.

Las películas utilizadas han sido 14, sensibles a luz azul o verde. Se han manejado un total de 31 combinaciones diferentes que tenían unas sensibilidades situadas en el rango 100-1.600.

Las combinaciones estudiadas se detallan en la tabla 5.2, en ella se indica en primer lugar el código asignado a cada combinación; en lo referente a las cartulinas de refuerzo empleadas, la marca y el modelo, el fósforo que la compone, el pico de emisión y el color de la misma; en cuanto a la película se indican la marca y el modelo.

Para llevar a cabo el estudio se ha seguido la siguiente metodología:

Se ha realizado una simulación de exploraciones simples de abdomen en proyección AP, para ello los componentes del maniquí que se han utilizado han sido, en sentido foco-película, "2 - 1 - 3". El test TOR (CDR) se ha situado entre los componentes "1" y "3".

Naturalmente las condiciones de exposición han sido distintas al poseer las combinaciones unos valores de sensibilidad muy dispares. Lo que se ha pretendido es obtener unos valores similares de densidad óptica media con todas las combinaciones. Dado que se simulaban exploraciones simples de abdomen, el objetivo era conseguir unas densidades ópticas medias coherentes con las que se obtienen normalmente al realizar estas exploraciones en la clínica. Se ha tomado como referencia un valor de densidad óptica media de 1,5 (Ruiz, 1992a).

En todas las exposiciones se realizó medida de la dosis de radiación a la entrada del maniquí empleando una cámara de ionización "Rad-Check plus" de cámara externa.

Para la obtención de datos complementarios se han realizado sensitometrías con rayos X, utilizando cuñas de aluminio como las descritas en el capítulo II.

T A B L A 5.2
Combinaciones cartulina de refuerzo-películas
utilizadas en este estudio

CODIGO	CARTULINA DE REFUERZO				PELICULA
	MARCA Y MODELO	FOSFORO	PICO DE EMISION (nm)	COLOR DE EMISION	MARCA Y MODELO
A1	AGFA CURIX C1	CaWO ₄	420	Azul	AGFA CURIX RP1
A2	AGFA CURIX C1	CaWO ₄	420	Azul	AGFA CURIX RP2
B1	AGFA CURIX C2	CaWO ₄	450	Azul	AGFA CURIX RP1
B2	AGFA CURIX C2	CaWO ₄	450	Azul	AGFA CURIX RP2
C1	AGFA CURIX R4	YSrLiTa	450	Azul	AGFA CURIX RP1
C2	AGFA CURIX R4	YSrLiTa	450	Azul	AGFA CURIX RP2
D1	AGFA CURIX U8	YSrLiTa	450	Azul	AGFA CURIX RP1
D2	AGFA CURIX U8	YSrLiTa	450	Azul	AGFA CURIX RP2
E3	AGFA CURIX FINE	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G1
E4	AGFA CURIX FINE	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G2
F3	AGFA CURIX MEDIUM	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G1
F4	AGFA CURIX MEDIUM	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G2
G3	AGFA CURIX REGULAR	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G1
G4	AGFA CURIX REGULAR	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G2
H3	AGFA CURIX FAST	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G1
H4	AGFA CURIX FAST	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	AGFA ORTHO ST-G2
I5	KODAK X-OMATIC REG.	(BaSr)SO ₄ :Eu	380	Violeta	KODAK K
J6	KODAK LANEX REG.	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	KODAK T-MAT-G
K7	DU PONT QUANTA III	LaOBr:Tm	418,439	Azul	DU PONT CRONEX 10
L8	3M TRIMAX T2	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	3M XDA
L9	3M TRIMAX T2	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	3M XLA
M8	3M TRIMAX T8	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	3M XDA
M9	3M TRIMAX T8	Gd ₂ O ₂ S:Tb	545	Verde	3M XLA
N10	FUJI EC-AWU	Gd ₂ O ₂ S	545	Verde	FUJI SUPER HRG
O11	VALCA SH-400	Gd ₂ O ₂ S	545	Verde	VALCA SHX55
P12	VALCA HP-100	CaWO ₄	420	Azul	VALCA HPX44
P13	VALCA HP-100	CaWO ₄	420	Azul	VALCA HPX45
Q12	VALCA HP-200	LaOBr	418,439	Azul	VALCA HPX44
Q13	VALCA HP-200	LaOBr	418,439	Azul	VALCA HPX45
R12	VALCA HP-400	LaOBr	418,439	Azul	VALCA HPX44
R13	VALCA HP-400	LaOBr	418,439	Azul	VALCA HPX45

Los parámetros a controlar son:

- Dosis a la entrada en el maniquí para la obtención de una densidad óptica media de 1,5 (en mGy).
- Límite de resolución espacial (en pl/mm).
- Sensibilidad a bajo contraste (en número de detalles visibles del objeto de prueba).
- Sensibilidad a alto contraste (en número de detalles visibles).

Los resultados obtenidos se presentan a continuación en las tablas 5.3 y 5.4.

En la tabla 5.3 se indican los resultados de dosis a la entrada en mGy y de los 3 parámetros de calidad de imagen para las combinaciones "azules" (la cartulina de refuerzo emite en color azul). Las combinaciones se presentan siguiendo un orden creciente de los valores de dosis a la entrada.

Los resultados en sensibilidad a bajo contraste fueron clasificados en 4 categorías según el número de detalles visualizados del objeto de prueba:

Baja	→	8 detalles
Media-baja	→	9 detalles
Media-alta	→	10 detalles
Alta	→	12 detalles

En alto contraste se establecieron las mismas categorías pero con un rango entre 9 y 13 detalles del objeto de prueba.

T A B L A 5.3

Resultados de dosis a la entrada y parámetros de calidad de imagen para los sistemas "azules"

CODIGO	DOSIS DE ENTRADA (mGy)	RESOLUCION ESPACIAL (lp/mm)	SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE	SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE
D2	0,5	2,50	medio-bajo	bajo
D1	0,6	2,50	medio-bajo	bajo
R12	0,8	2,24	bajo	medio-bajo
C2	0,8	3,15	medio-alto	medio-bajo
C1	1,1	2,80	medio-alto	bajo
K7	1,2	2,80	medio-alto	medio-bajo
I5	1,2	2,50	medio-alto	medio-alto
R13	1,7	2,80	medio-alto	medio-bajo
Q12	1,8	2,50	medio-bajo	medio-bajo
B2	1,9	2,50	medio-alto	medio-alto
B1	2,3	2,50	medio-alto	medio-bajo
Q13	3,0	2,80	alto	medio-alto
P12	3,7	3,15	alto	medio-alto
A2	3,9	3,55	alto	alto
A1	4,1	3,55	alto	medio-alto
P13	6,5	3,15	alto	alto

En la tabla 5.4 se presentan con la misma sistemática los resultados para las combinaciones "verdes".

En lo referente a dosis a la entrada, los valores que se han obtenido están en un rango entre 0,8 y 6,5 mGy. Debe destacarse lo siguiente:

- Los valores de dosis están en todos los casos por debajo del valor de referencia de la CE para las exploraciones simples de abdomen (10 mGy) (CCE, 1990).
- Todas las combinaciones estudiadas son adecuadas para la realización de exploraciones simples de abdomen (considerando únicamente la dosis impartida).

- Los valores de dosis a paciente pueden variar en un factor 13 según la combinación seleccionada.

Naturalmente la dosis debe ser un criterio a considerar, pero debe tenerse en cuenta también el resto de la información que se ha obtenido, es decir, los resultados en los parámetros de calidad de imagen.

T A B L A 5.4

Resultados de dosis a la entrada y parámetros de calidad de imagen para los sistemas "verdes"

CODIGO	DOSIS A LA ENTRADA (mGy)	RESOLUCION ESPACIAL (pí/mm)	SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE	SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE
H4	0,8	2,50	medio-bajo	medio-alto
H3	1,0	2,80	bajo	medio-bajo
N10	1,1	2,80	bajo	medio-bajo
M9	1,1	3,15	medio-alto	bajo
G4	1,1	2,50	medio-alto	alto
M8	1,2	2,80	bajo	medio-bajo
G3	1,4	2,80	bajo	medio-bajo
O11	1,5	2,50	medio-bajo	medio-alto
F4	1,5	3,15	medio-alto	alto
J6	2,1	2,50	medio-bajo	medio-alto
F3	2,2	3,55	medio-alto	medio-bajo
E4	3,8	3,55	alto	alto
L9	3,8	3,55	alto	medio-alto
L8	3,8	3,55	alto	medio-bajo
E3	5,0	3,55	alto	medio-alto

En principio los mejores resultados en resolución espacial y sensibilidad a bajo y alto contraste se obtienen con las combinaciones más lentas, pero debe destacarse que hay excepciones importantes a este patrón, ya que algunas de las combinaciones rápidas obtienen altos resultados en calidad de imagen.

En límite de resolución espacial los valores obtenidos están en el rango 2,24-3,55 pl/mm.

La figura 5.9 en la que se representa el límite de resolución espacial (en pl/mm) frente a la dosis a la entrada (en mGy) puede servir para seleccionar el tipo de combinación adecuado para determinadas aplicaciones. En dicha figura, los puntos altos implican una mejor opción de calidad de imagen a una determinada dosis.

De las tablas 5.3 y 5.4 y la figura 5.9 hay algunos aspectos que merecen ser reseñados:

- Son unos resultados que sí se corresponden con los valores que se encuentran en condiciones normales en Radiodiagnóstico convencional.
- Con este maniquí se detectan variaciones significativas en este parámetro al considerar distintos tipos de combinaciones con una misma dosis de entrada. Así la combinación "O-11" (VALCA SH-100-VALCA SHX55) tiene peor resultado de imagen con la misma dosis que la "F-4" (AGFA CURIX MEDIUM-AGFA ORTHO ST-G2).
- Hay combinaciones que con una menor dosis a la entrada presentan un mejor resultado en resolución espacial, por ejemplo la "C-2" (AGFA CURIX R4-AGFA CURIX RP2), respecto de la "B-2" (AGFA CURIX C2-AGFA CURIX RP2).
- Se puede realizar la comparación de algunas películas de forma aislada, por ejemplo, se pone de manifiesto que la película AGFA CURIX RP2 tiene mejor comportamiento en dosis y calidad de imagen que la película AGFA CURIX RP1 en todas las combinaciones.
- También se evidencia que, en general, para combinaciones de una misma sensibilidad son preferibles aquellas

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI INFLUENCIA DE LA COMBINACION: EVOLUCION DE LA RESOLUCION ESPACIAL CON LA DOSIS

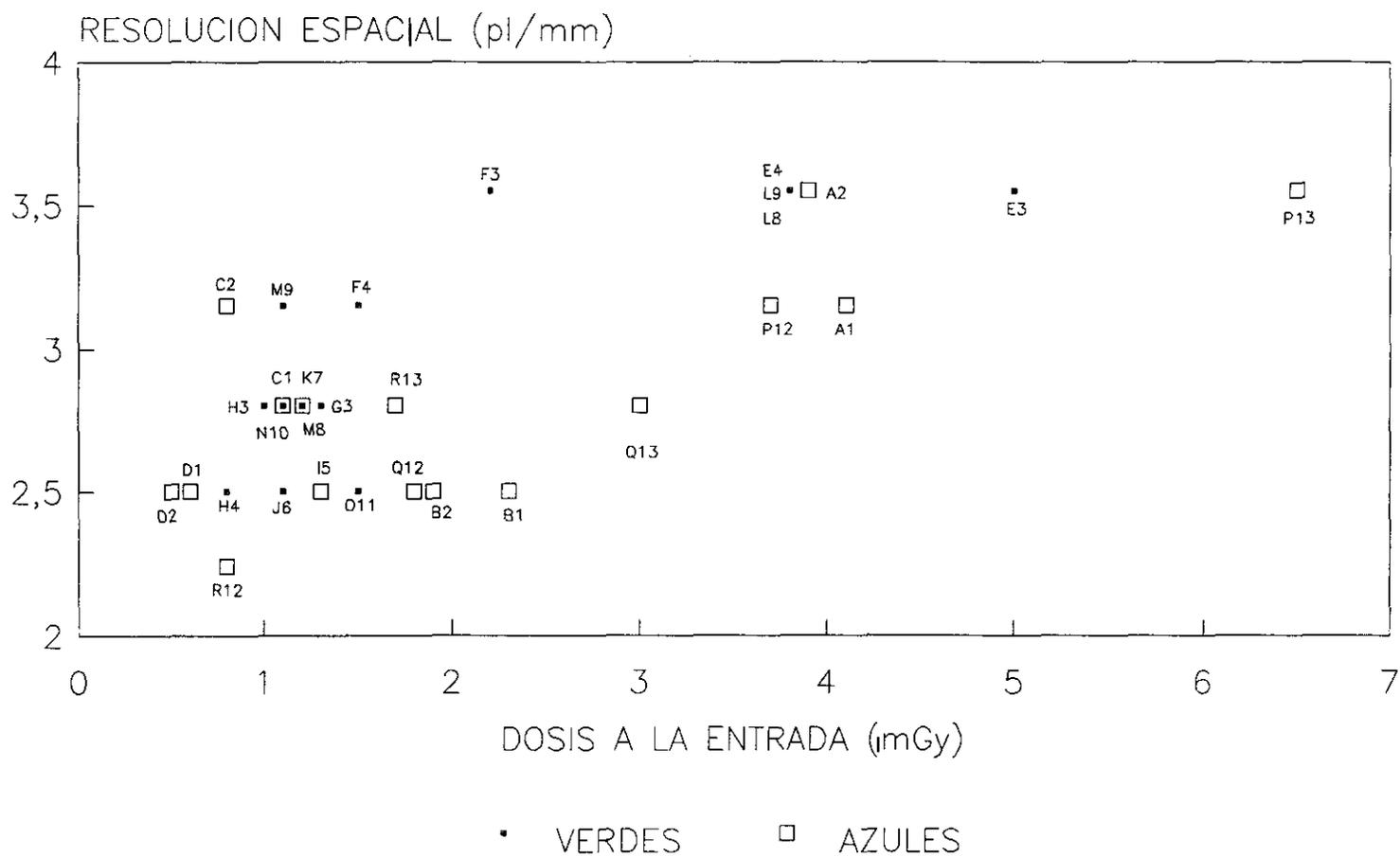


FIGURA 5.9

compuestas por cartulinas de baja velocidad con películas de alta sensibilidad que las compuestas por cartulinas rápidas con películas de baja velocidad. Por ejemplo, la combinación "A-2" (AGFA CURIX C1-AGFA CURIX RP2) obtiene unos resultados mejores que los de la "B-1" (AGFA CURIX C2-AGFA CURIX RP1), la "C-2" (AGFA CURIX R4-AGFA CURIX RP2) mejor que la "D-1" (AGFA CURIX U8-AGFA CURIX RP1) y, por último, la "E-4" (AGFA CURIX FINE-AGFA ORTHO ST-G2) mejor que la "F-3" (AGFA CURIX MEDIUM-AGFA ORTHO ST-G1).

En cuanto a sensibilidad a bajo y alto contraste, han sido evaluadas en las condiciones de visualización recomendadas en el capítulo II (un valor mínimo de 1.000 cd/m² en brillo). La información obtenida al manejar esta maniquí es sólo puntual al haberse considerado unas determinadas condiciones de visualización que, en muchas ocasiones, no coinciden con las que se encuentran en la práctica. Pero esta información puntual es de gran importancia ya que se refiere a la capacidad que presentan las combinaciones cartulina de refuerzo-película para permitir la detección de detalles en las imágenes.

Como se ha indicado anteriormente se realizaron también sensitometrías empleando rayos X. Las cuñas utilizadas tienen escalones de 3 mm de aluminio. Las exposiciones se efectuaron a 65 kVp y se han determinado los contrastes entre cada 2 escalones consecutivos de la cuña. Esta prueba ha permitido establecer si existe una correlación adecuada entre los resultados obtenidos entre estos parámetros de calidad de imagen y el contraste determinado densitométricamente.

En las figuras 5.10a, 5.10b, 5.11a y 5.11b se enfrenta la densidad óptica de la película con el contraste que se ha obtenido entre cada 2 escalones. En las figuras 5.10a y 5.10b se representan las combinaciones "azules", en 5.11a y 5.11b las "verdes". Tanto las combinaciones "azules" como las verdes se han separado en 2 representaciones a fin de facilitar la interpretación de las figuras.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI COMBINACIONES AZULES: EVOLUCION DEL CONTRASTE CON EL ENNEGRECIMIENTO

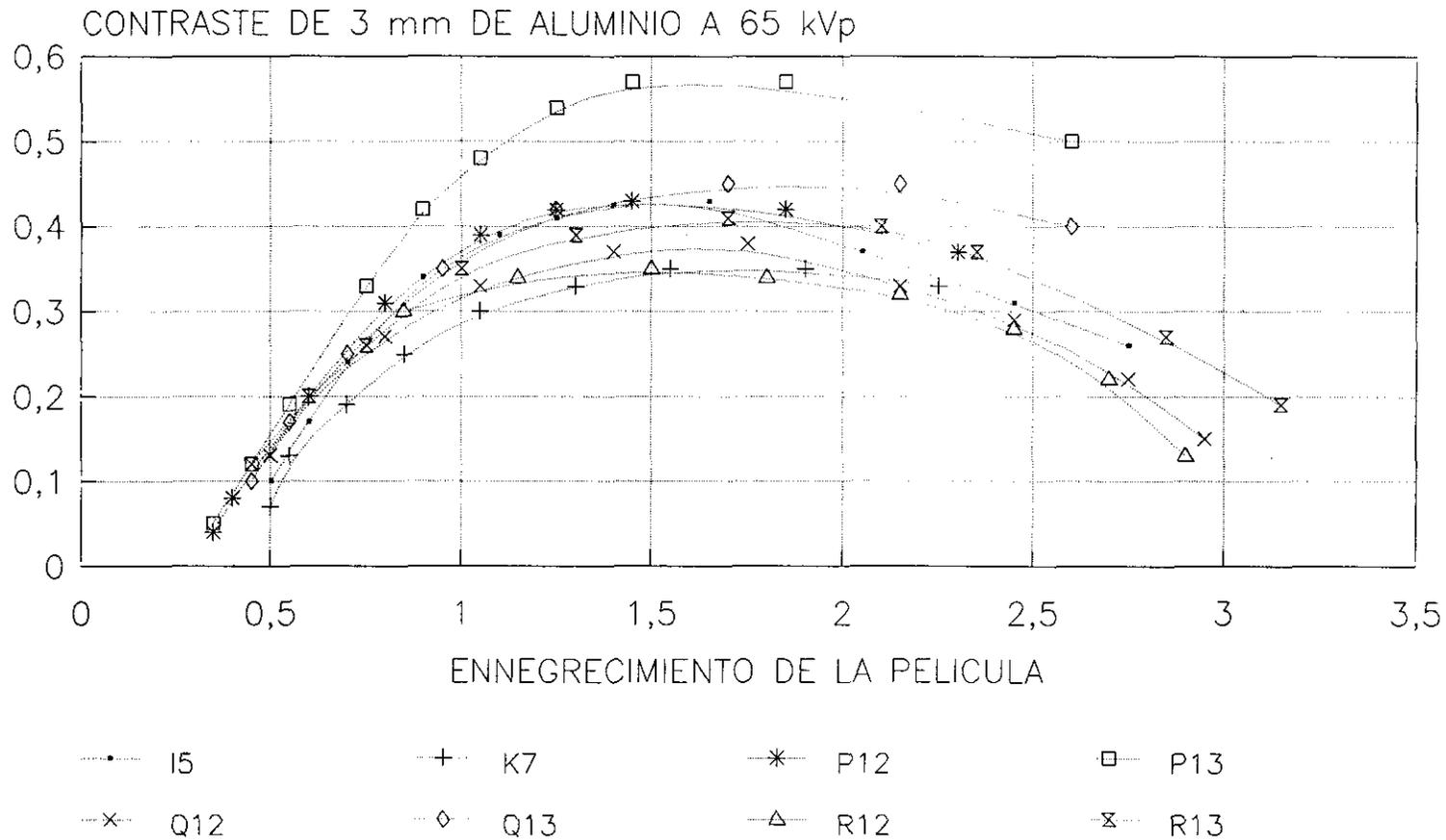


FIGURA 5.10a

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI COMBINACIONES AZULES: EVOLUCION DEL CONTRASTE CON EL ENNEGRECIMIENTO

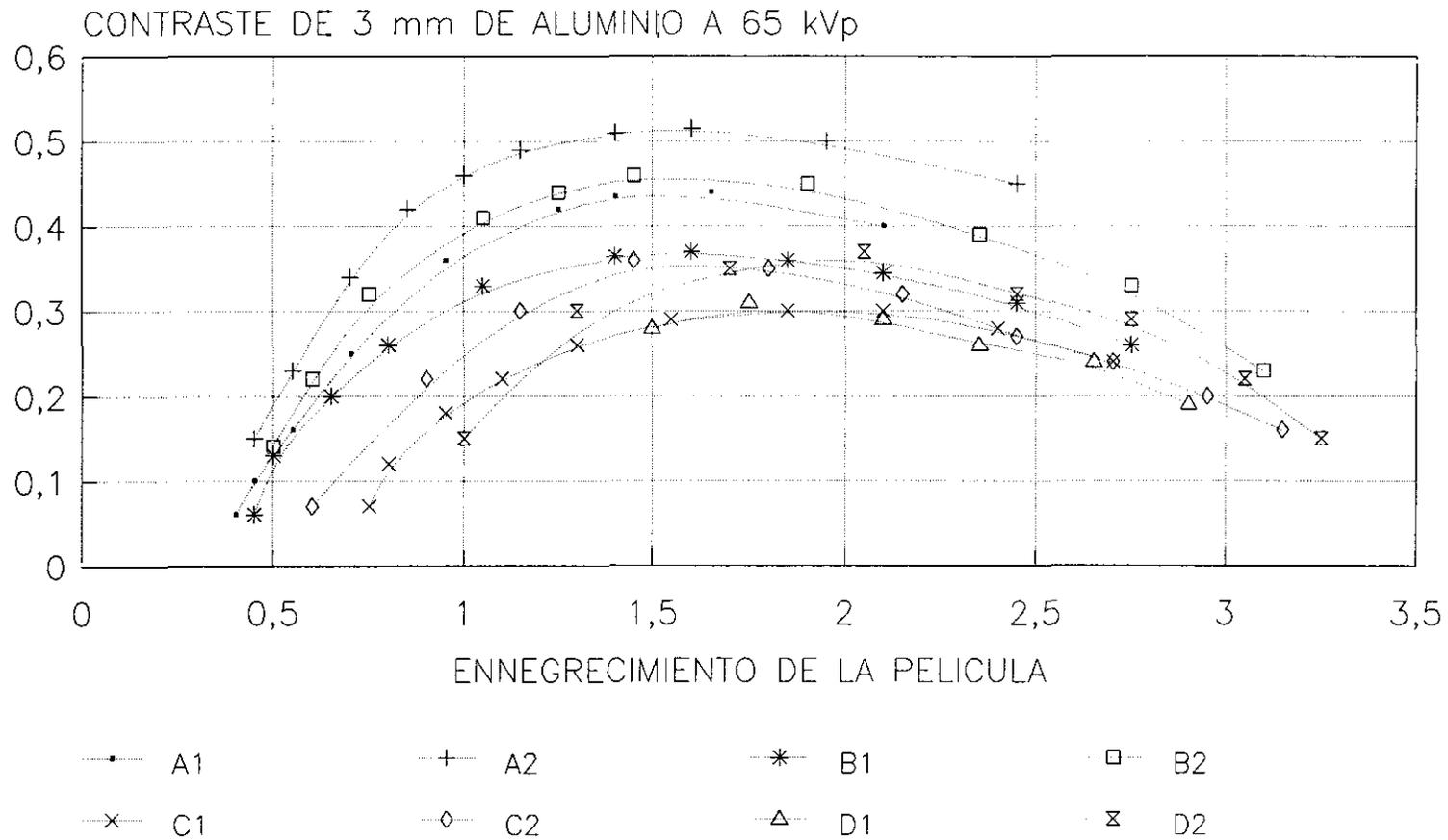


FIGURA 5.10b

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI COMBINACIONES VERDES: EVOLUCION DEL CONTRASTE CON EL ENNEGRECIMIENTO

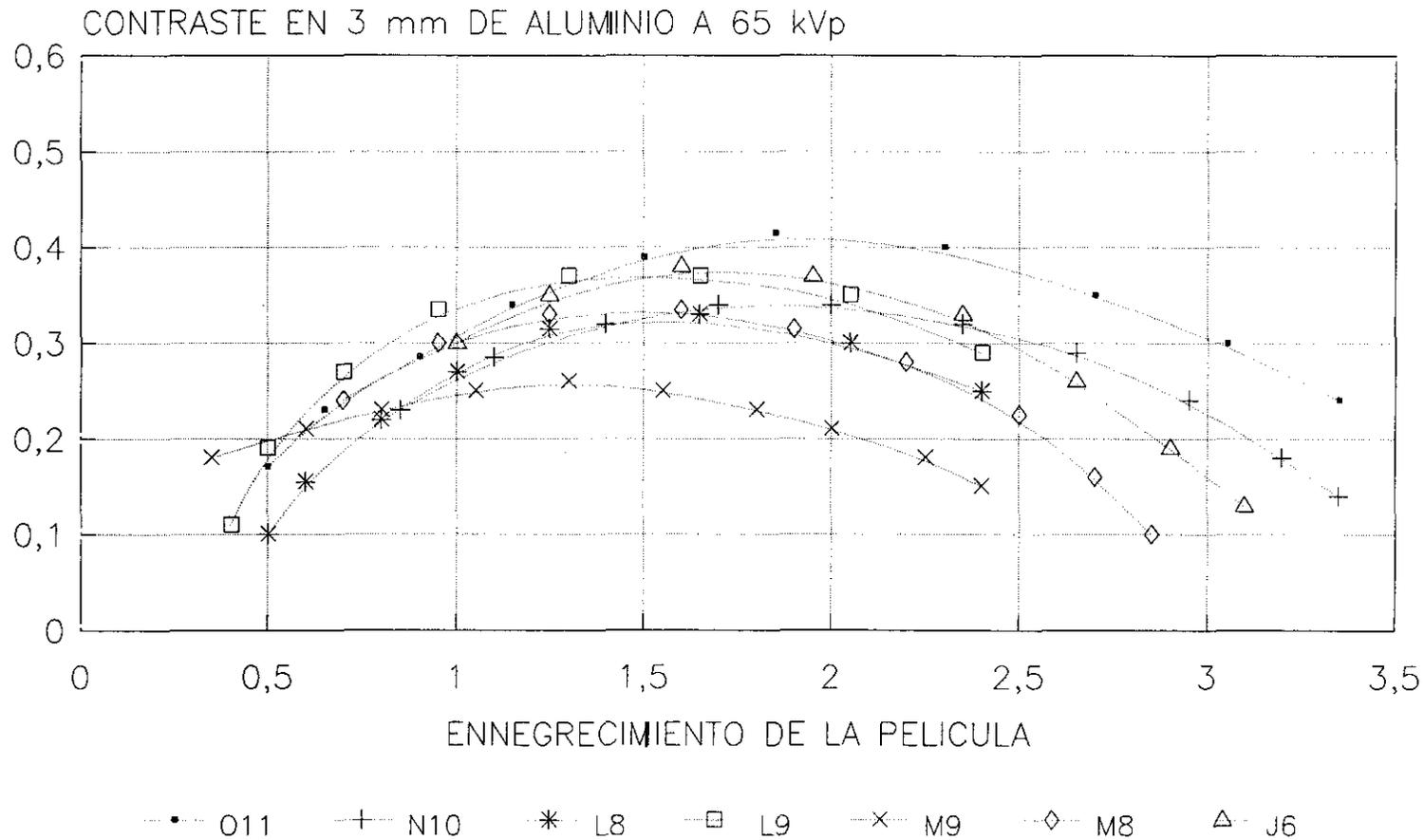


FIGURA 5.11a

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI COMBINACIONES VERDES: EVOLUCION DEL CONTRASTE CON EL ENNEGRECIMIENTO

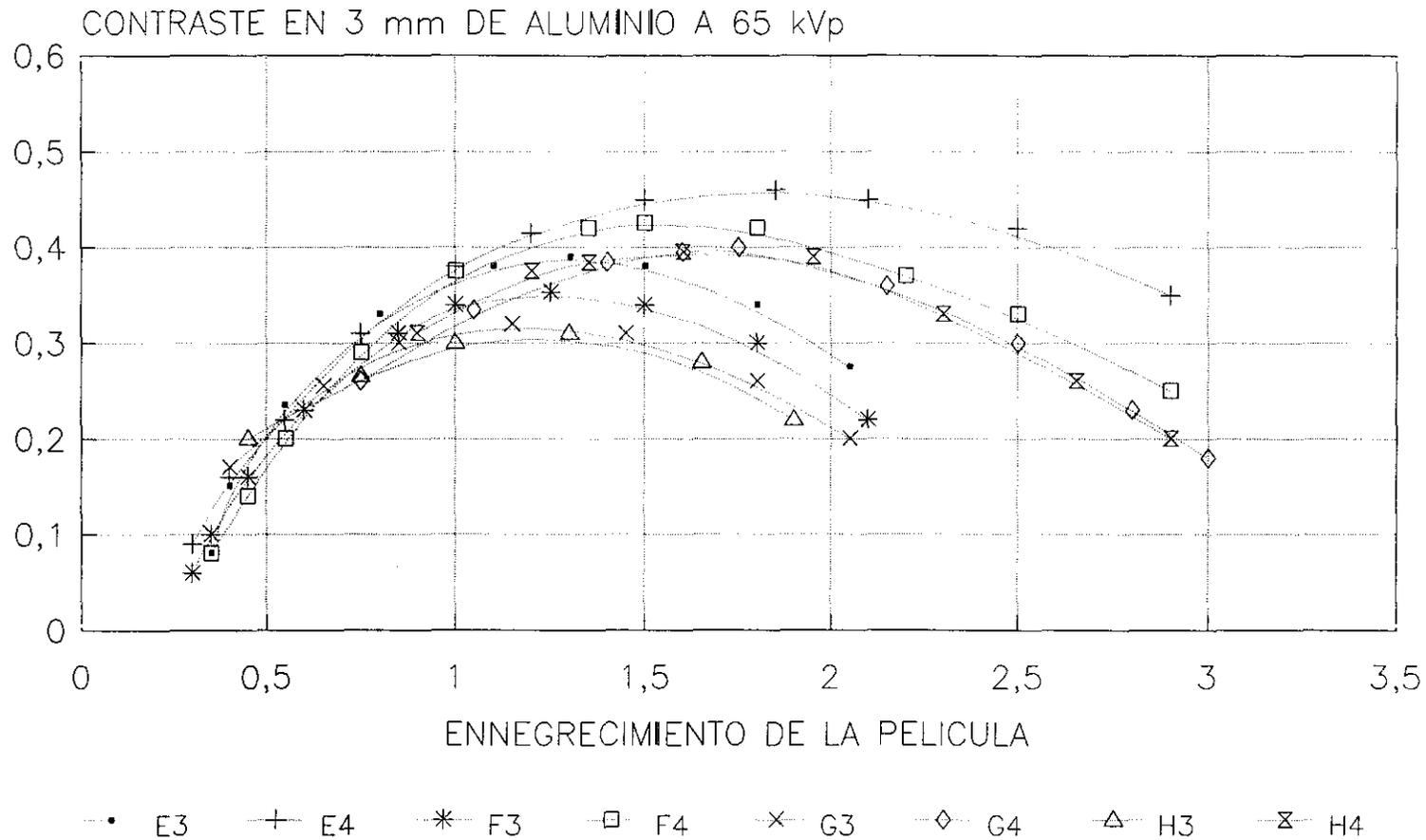


FIGURA 5.11b

Puede destacarse lo siguiente:

- Los resultados muestran que algunas películas presentan el máximo contraste a densidades menores de 1,5 en tanto que otras lo hacen a densidades mayores. Por ejemplo, la combinación "D-2" (AGFA CURIX U8-AGFA CURIX RP1) que tiene un resultado pobre en bajo contraste, presenta también un mal contraste densitométrico para densidades óptica iguales o menores de 1,5 (figura 5.10b), pero esto no es correcto para densidades más altas, así en la zona de densidad óptica igual a 2 obtiene unos resultados mucho mejores. Se deduce entonces que esta combinación que podría ser considerada inadecuada para la realización de estas exploraciones, puede ser útil para contrastar ciertas áreas anatómicas de baja absorción de rayos X y que suponen por tanto un mayor ennegrecimiento en la película.

- Observando los valores de corte de las curvas para una densidad óptica igual a 1,5 se aprecia que la ordenación que se obtiene coincide con los resultados de las tablas 5.3 y 5.4 por lo que puede afirmarse que las evaluaciones subjetivas de bajo y alto contraste están bien correlacionadas con el contraste medido densitométricamente.

Considerando globalmente los resultados de los 4 parámetros analizados puede establecerse lo siguiente:

- Hay combinaciones cartulina de refuerzo-película que consiguen altas calidades de imagen con dosis de radiación mucho más bajas que otras.

- Hay grandes diferencias de calidad de imagen para sistemas teóricamente de la misma sensibilidad.

En concreto para las exploraciones simples de abdomen que se han considerado en este apartado, las opciones que pueden tenerse en cuenta son:

- Con las combinaciones "C-2" (AGFA CURIX R4-AGFA CURIX RP2) o "F-4" (AGFA CURIX MEDIUM-AGFA ORTHO ST-G2) hay una alta calidad de imagen que se acompaña de una baja dosis de radiación.

- Con "E-3" (AGFA CURIX FINE-AGFA ORTHO ST-G1) o "P-13" (VALCA HP100-VALCA HPX45) se garantiza una alta calidad de imagen pero la dosis de radiación impartida es superior en un factor 3.

- Con "D-2" (AGFA CURIX U8-AGFA CURIX RP1), "N-10" (FUJI EC-AWU-FUJI SUPER HRG) o "H-4" (AGFA CURIX FAST-AGFA ORTHO ST-G2) hay una importante reducción de dosis, pero se consigue con un significativo deterioro de la calidad de imagen, sólo deberían usarse si la indicación clínica de la exploración permite ese sacrificio de calidad de imagen.

5.2.5. RELACION CON LAS CONDICIONES DE EXPOSICION

La comprobación de la eficacia y validez de este maniquí, en lo referente a la correspondencia que debe existir entre las condiciones utilizadas para realizar la exposición (kilovoltaje-pico y miliamperaje-tiempo) y los resultados obtenidos en los tres parámetros de calidad de imagen, es probablemente uno de los apartados fundamentales de este capítulo.

Para conseguir este propósito se ha seguido la siguiente sistemática:

1) En primer lugar se ha evaluado la influencia que las variaciones en las condiciones de exposición pueden suponer sobre los valores de los distintos parámetros de calidad de imagen considerados.

Para ello se han tomado como punto de partida las condiciones de exposición recomendadas en los "ejemplos de técnica radiográfica correcta" del documento de la CE sobre criterios de calidad de las imágenes (CCE, 1990). En todos los casos se ha dejado al margen la recomendación de utilización de exposímetro automático a fin de poder variar libremente el producto miliamperaje-tiempo.

Se han tenido en cuenta también las condiciones utilizadas en la práctica diaria en los centros en los que se ha hecho el trabajo de campo de este estudio, siempre para exploraciones efectuadas a pacientes estándar (adulto de 70 kg de peso, etc.).

2) En segundo lugar se ha evaluado si las densidades ópticas medias que se obtienen en las imágenes resultantes de la utilización del maniquí están en los mismos rangos que las que se han determinado de las imágenes correspondientes a las exploraciones sobre paciente.

En este sentido se han tomado como valores de referencia los valores medios de densidad óptica de imágenes correspondientes a las exploraciones estudiadas. Esta información se ha obtenido de películas pertenecientes a los distintos centros en los que se realizó el trabajo de campo de este estudio (Ruiz, 1992a).

El estudio, dado el carácter modular del maniquí SAD-SECI, se ha realizado por exploraciones.

A continuación se detallan las condiciones de trabajo utilizadas en cada caso y los resultados obtenidos.

a) Exploraciones de Abdomen (en proyección AP).

Las condiciones de exposición recomendadas en el "ejemplo de técnica radiográfica correcta" son:

- De 70 a 90 kVp
- Expositómetro automático con tiempos de exposición menores de 100 ms.
- Distancia foco-película de 115 cm (100-150 cm)

Las condiciones de trabajo fueron:

- Se utilizaron en sentido foco-película, los componentes del maniquí "2 → 1 → 3".
- Kilovoltaje-pico: se realizó un barrido desde 58 a 80 kVp con intervalos de 2 kVp.
- Miliamperaje-tiempo: técnica manual a 64, 80 y 100 mAs con tiempos de exposición menores de 100 ms.
- Distancia foco-película de 115 cm.

Los resultados se presentan en las figuras 5.12, 5.13 y 5.14. En ellas se han representado las variaciones de los parámetros de calidad de imagen (respectivamente límite de resolución espacial, sensibilidad a bajo contraste y sensibilidad a alto contraste) así como las modificaciones de la densidad óptica media en función de los cambios en kilovoltaje-pico y miliamperaje-tiempo.

En las exploraciones simples de abdomen se ha considerado como valor de referencia de la densidad óptica media el rango establecido entre 1,4 y 2,0.

Empleando este maniquí en las condiciones de exposición apropiadas para estas exploraciones, se consiguen densidades ópticas que están incluidas o próximas al rango especificado. Como puede verse en las figuras la densidad óptica media en las imágenes está en el rango 1,3-2,3.

Los valores de límite de resolución espacial, sensibilidad a bajo contraste y sensibilidad a alto contraste sufren modificaciones coherentes con las variaciones de las condiciones de exposición. Los rangos que se han determinado son respectivamente de 1,80 a 2,80 pl/mm, de 4 a 11 y de 7 a 13 detalles del objeto de prueba,

Debe destacarse que estudiando estas curvas se puede determinar teóricamente las condiciones de exposición en las que la dosis al paciente es menor (mayor kilovoltaje-pico y menor miliamperaje-tiempo) con una mayor calidad de imagen. En este caso a 68 kVp y 64 mAs, con una densidad óptica media de 1,6, incluida en el rango aconsejado, la calidad de imagen obtenida es adecuada, ya que se alcanza prácticamente el máximo en los tres parámetros.

CARACTERIZACIÓN DEL TEST SAD-SECI

RESOLUCION ESPACIAL

EXPLORACIONES DE ABDOMEN AP

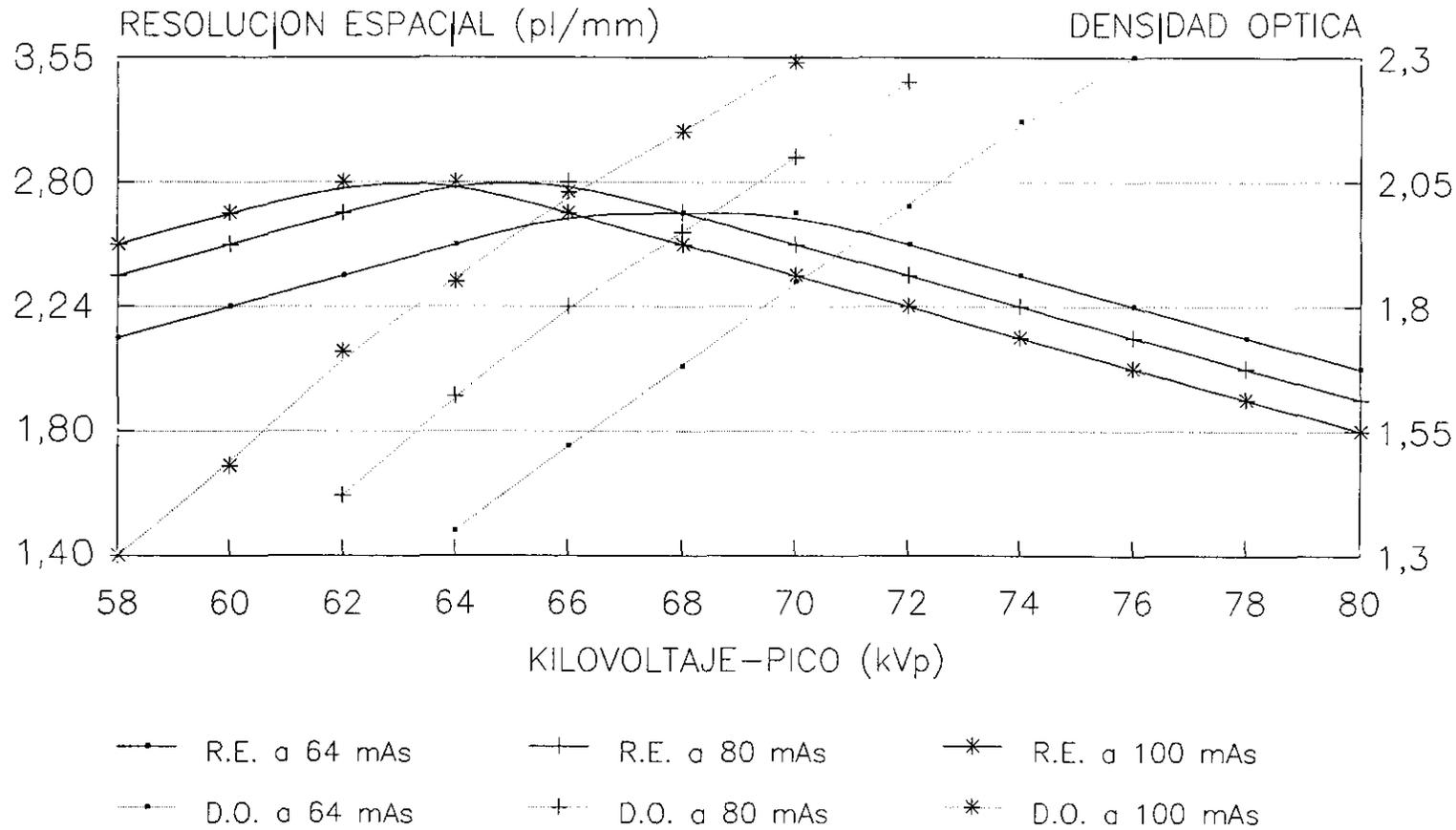


FIGURA 5.12

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

EXPLORACIONES DE ABDOMEN AP

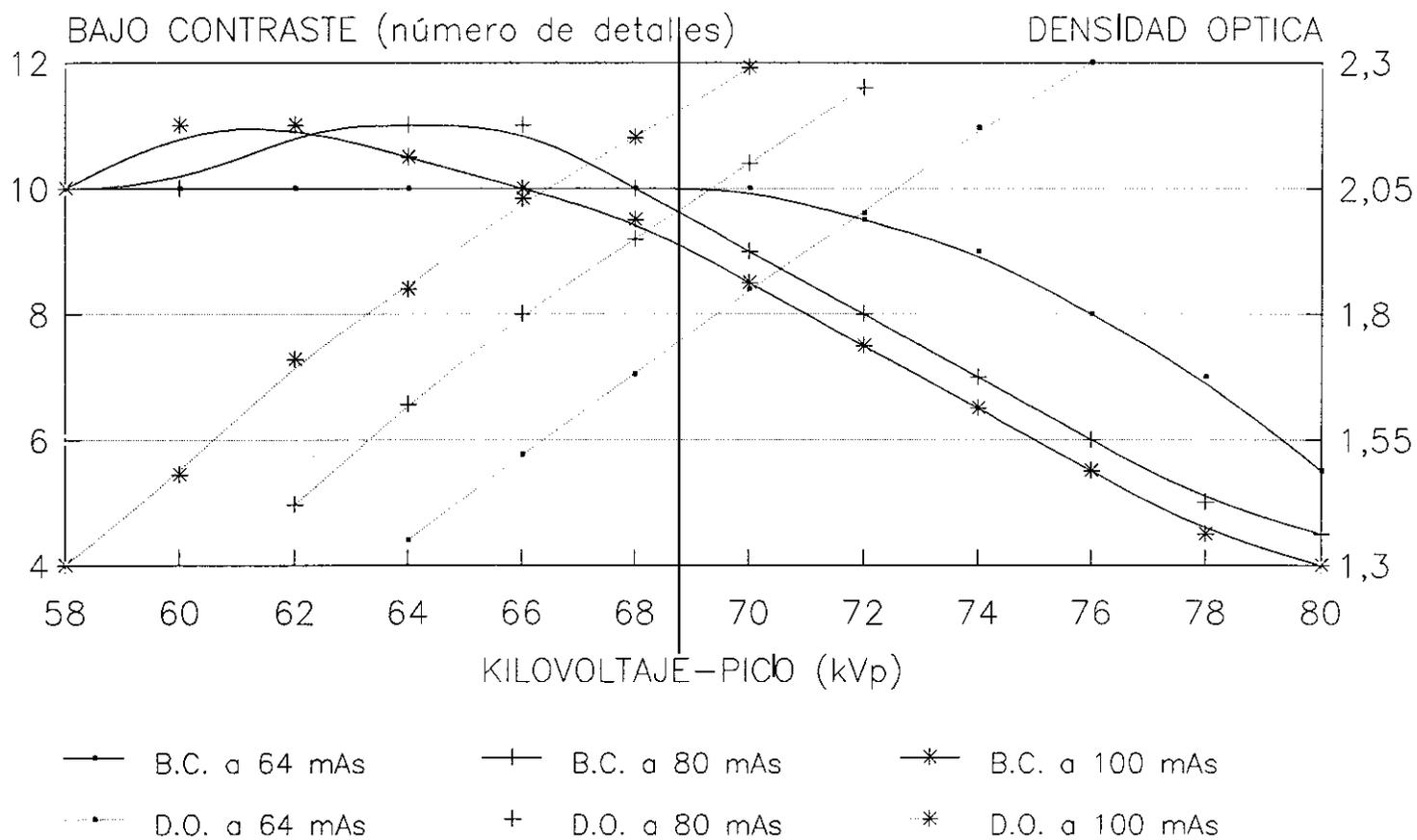


FIGURA 5.13

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE

EXPLORACIONES DE ABDOMEN AP

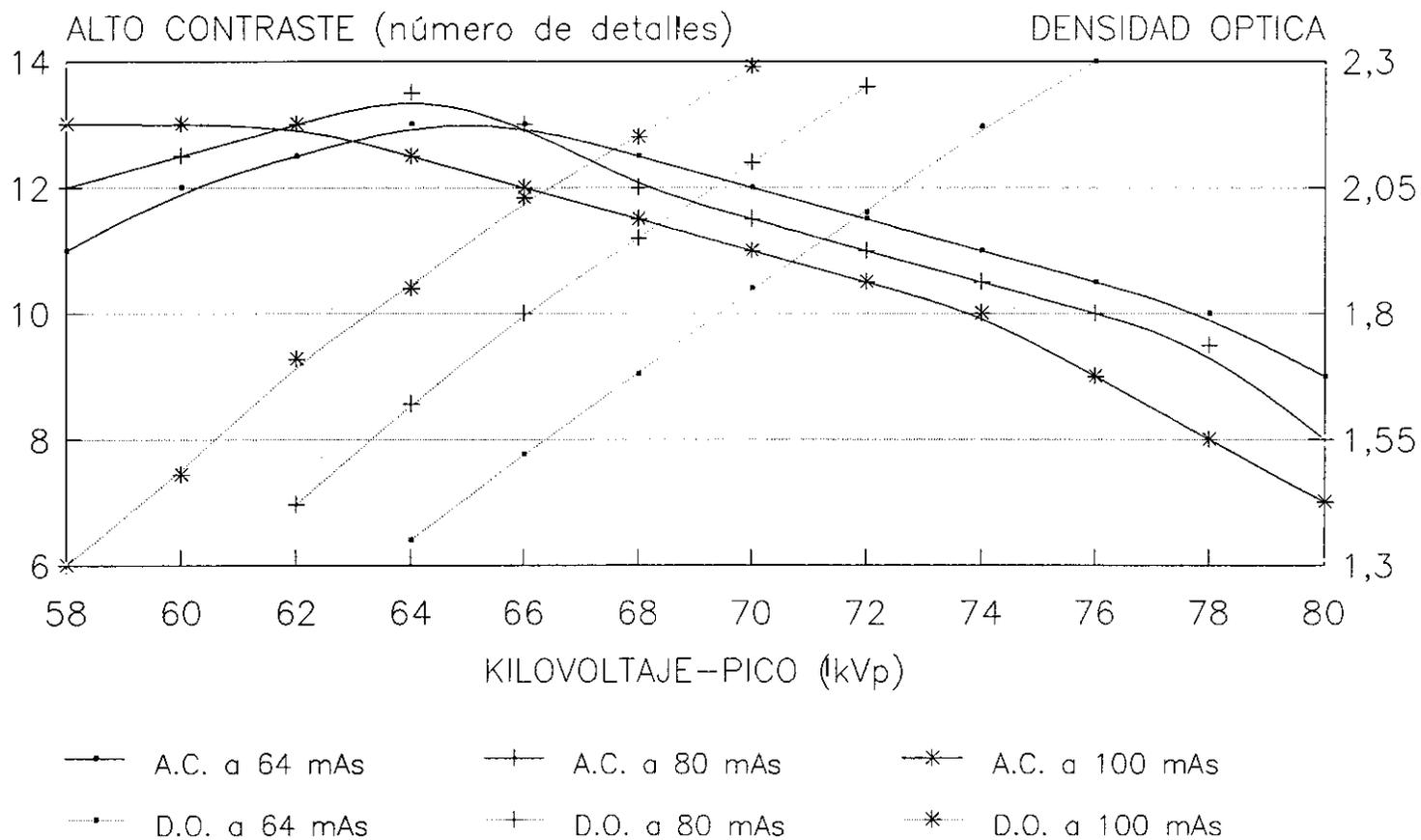


FIGURA 5.14

b) Exploraciones de Columna lumbar y de Pelvis en proyección PA

Las condiciones de exposición recomendadas en el "ejemplo de técnica radiográfica correcta", similares para estas dos exploraciones, son:

- De 70 a 90 kVp
- Exposímetro automático con tiempos de exposición menores de 100 ms (para columna lumbar los tiempos recomendados son menores de 400 ms).
- Distancia foco-película de 115 cm (100-150 cm)

Las condiciones de trabajo fueron las mismas para las dos exploraciones:

- Se utilizan en sentido foco-película, los componentes del maniquí "2 → 1 → 3".
- Kilovoltaje-pico: se realizó un barrido desde 70 a 90 kVp con intervalos de 2 kVp.
- Miliamperaje-tiempo: técnica manual a 100, 125 y 160 mA con tiempos de exposición menores de 400 ms.
- Distancia foco-película de 115 cm.

Dado que las exposiciones se han realizado en las mismas condiciones, los resultados se presentan conjuntamente en las figuras 5.15, 5.16 y 5.17. Las gráficas se han realizado de forma paralela a las de las exploraciones de abdomen.

En estas exploraciones los valores de densidad óptica media que se han tomado como referencia están en el rango 1,5-2,7. Los obtenidos en las condiciones estándar de exposición están en este rango o muy próximos a él.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

RESOLUCION ESPACIAL

EXPLORACIONES DE COLUMNA LUMBAR Y PELVIS

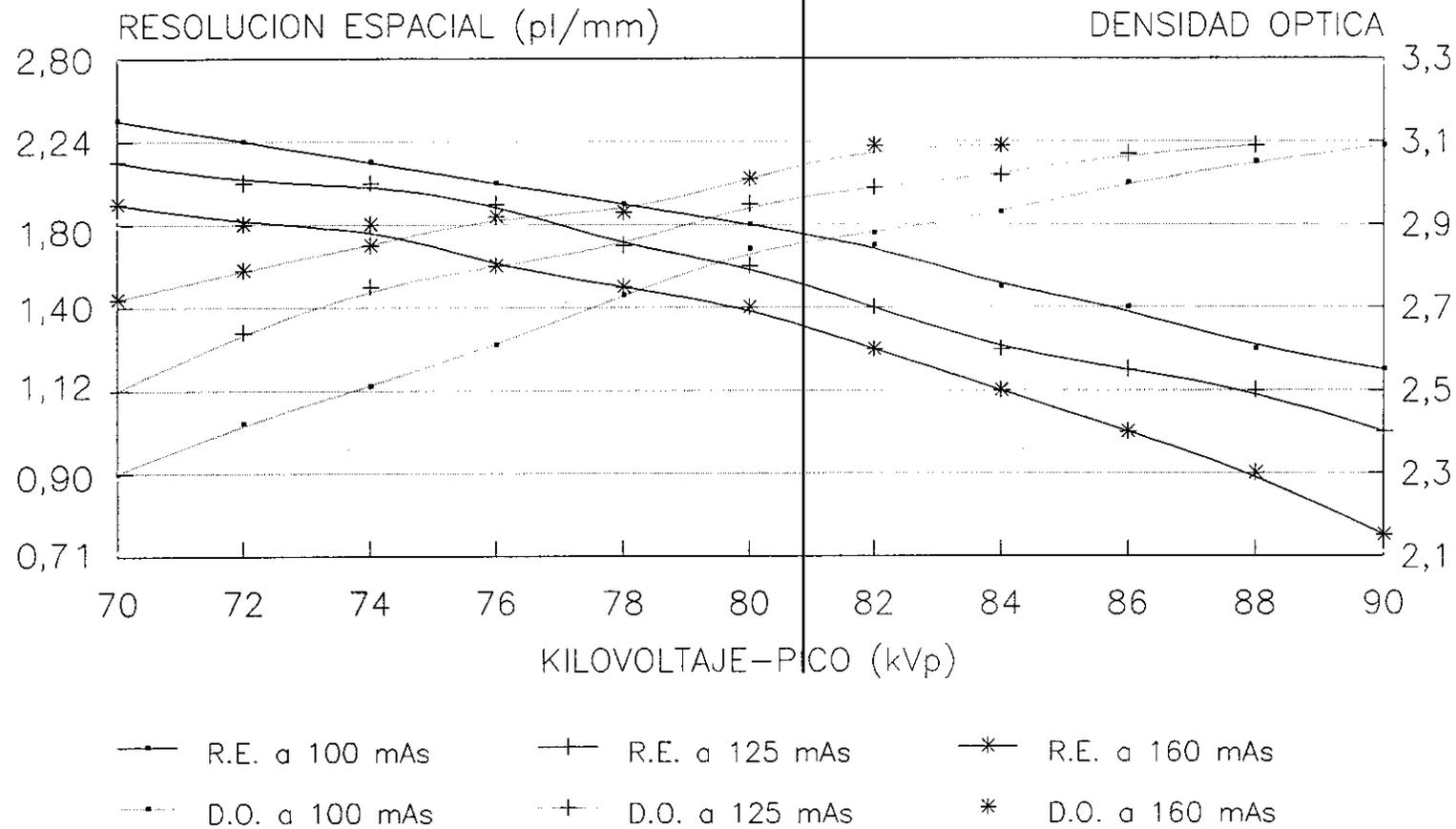


FIGURA 5.15

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE EXPLORACIONES DE COLUMNA LUMBAR Y PELVIS

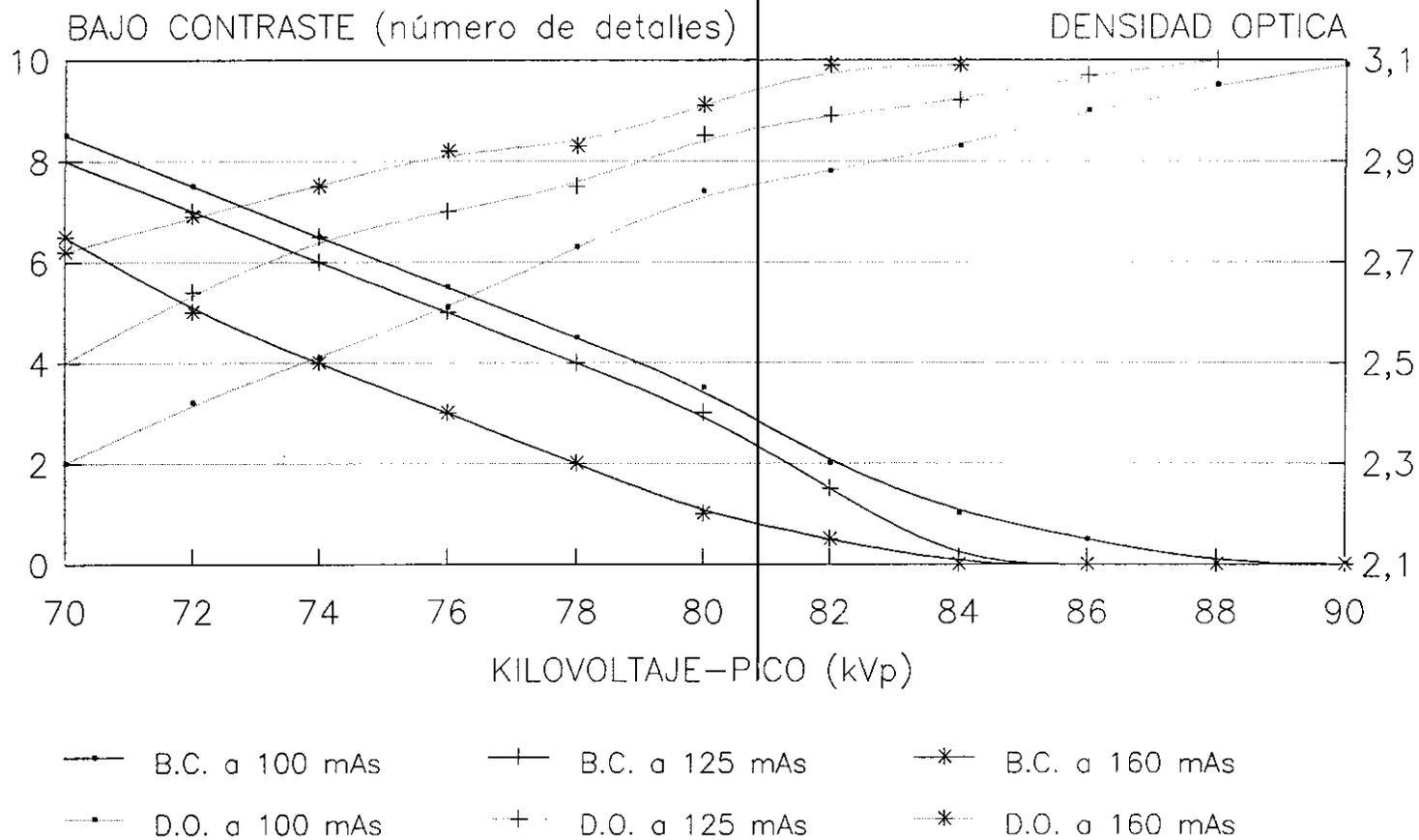


FIGURA 5.16

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE EXPLORACIONES DE COLUMNA LUMBAR Y PELVIS

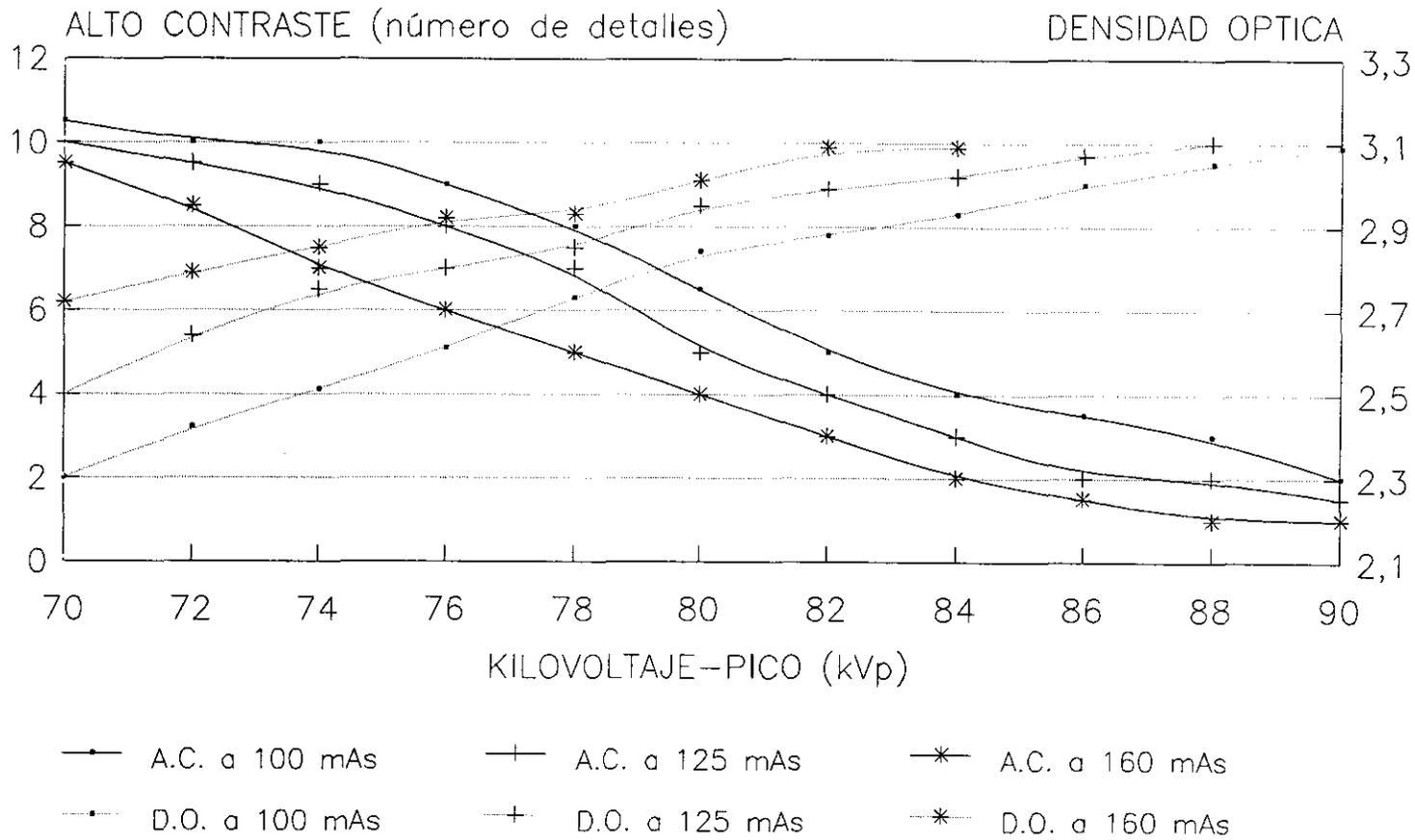


FIGURA 5.17

Los resultados son similares a los indicados para las exploraciones de abdomen. También en este caso se consiguen densidades ópticas que se corresponden con las obtenidas en la práctica. Además los valores de límite de resolución espacial, sensibilidad a bajo contraste y sensibilidad a alto contraste sufren modificaciones coherentemente. Los rangos obtenidos son 0,71-2,24 pl/mm, 0-9 y 1-11 detalles del objeto de prueba.

c) Exploraciones de Tórax en proyección PA.

Las condiciones de exposición recomendadas en el "ejemplo de técnica radiográfica correcta" son:

- De 100 a 150 kVp
- Exposímetro automático con tiempos de exposición menores de 20 ms
- Distancia foco-película de 180 cm (140-200)

Las condiciones de trabajo fueron:

- Se utilizan los componentes del maniquí "2 → espacio de aire → 1".
- Kilovoltaje-pico: se realizó un barrido desde 106 a 120 kVp aumentando de 2 en 2 kVp.
- Miliamperaje•tiempo: se realizó técnica manual a 5, 6,4 y 8 mAs con tiempos de exposición siempre menores de 20 ms.
- Distancia foco-película de 180 cm

En las figuras 5.18, 5.19 y 5.20 se presentan los resultados obtenidos de forma paralela a las figuras anteriores.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

RESOLUCION ESPACIAL EXPLORACIONES DE TORAX PA

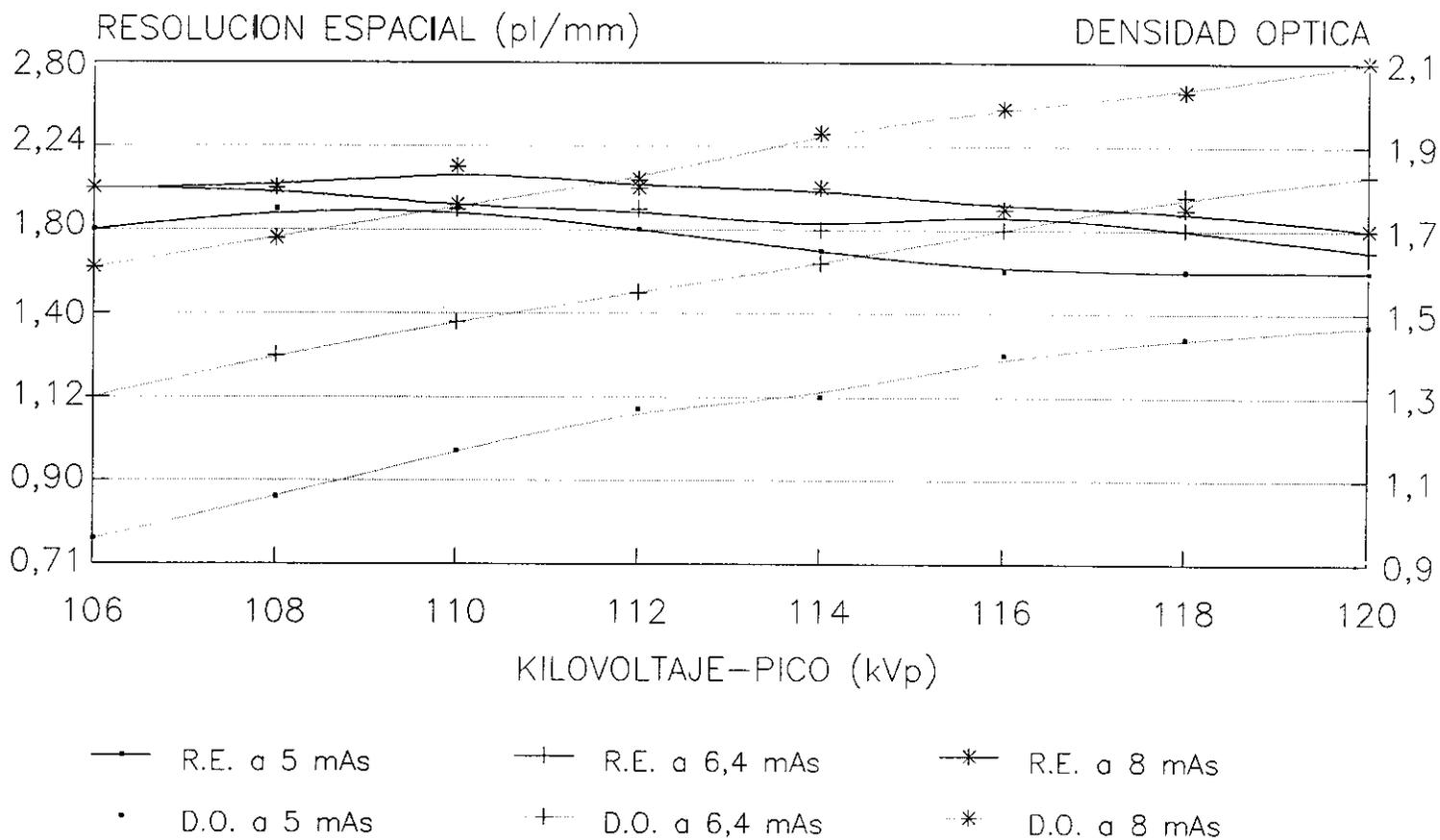


FIGURA 5.18

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

EXPLORACIONES DE TORAX PA

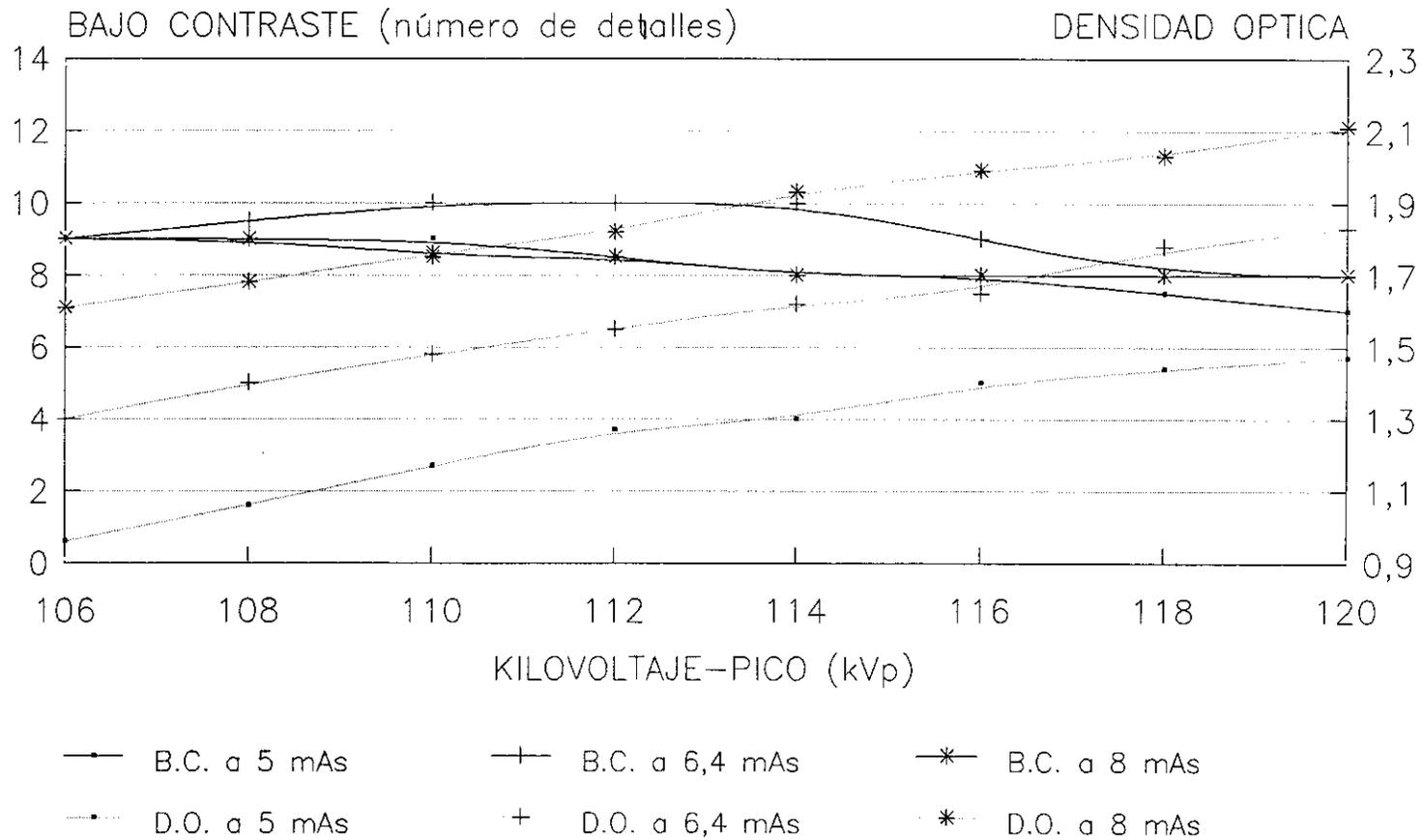


FIGURA 5.19

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE

EXPLORACIONES DE TORAX PA

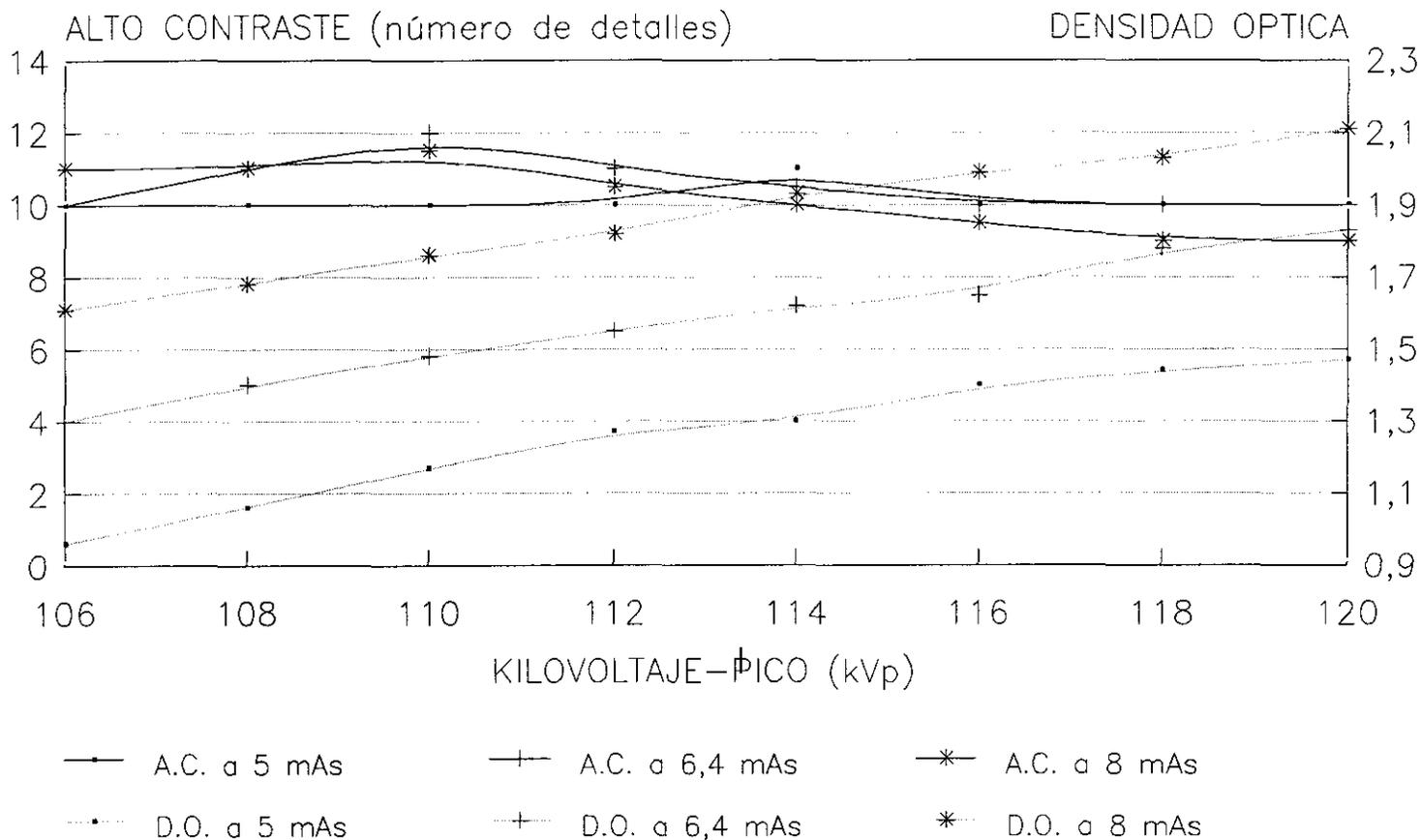


FIGURA 5.20

En este caso las densidades ópticas medias que se obtienen (0,9-2,1) se corresponden con las de referencia (1,0-2,0). En cuanto a los tres parámetros de calidad de imagen los valores obtenidos no reflejan modificaciones de importancia al variar las condiciones de exposición. Además no presentan una evolución coherente. Los rangos obtenidos son 1,12-1,80 pl/mm en resolución espacial, 7-10 detalles del objeto de prueba en sensibilidad a bajo y 9-12 en alto contraste.

c) Exploraciones de Cráneo en proyección PA.

Las condiciones de exposición recomendadas en el "ejemplo de técnica radiográfica correcta" son:

- De 65 a 85 kVp
- Exposímetro automático con tiempos de exposición menores de 200 ms
- Distancia foco-película 115 cm (se permite un rango entre 100 y 150 cm).

Las condiciones de trabajo con el maniquí fueron:

- Se utilizaron en sentido foco-película los bloques "3 - 2".
- Kilovoltaje-pico: se realizó un barrido desde 62 a 82 kVp en intervalos de 2 kVp.
- Miliamperaje-tiempo: se aplicó técnica manual a 32, 40 y 50 mAs con tiempos de exposición en todos los casos menores de 200 ms.
- Distancia foco-película de 115 cm

En las figuras 5.21, 5.22 y 5.23 se presentan los resultados obtenidos.

El primer punto que debe señalarse es que las densidades ópticas conseguidas al manejar el maniquí en las exploraciones de cráneo (un rango entre 1,90 y 3,09) son sensiblemente superiores respecto de las correspondientes a las imágenes de exploraciones reales que están en el rango 0,80 1,80.

En cambio en lo que se refiere a límite de resolución espacial, sensibilidad a bajo contraste y sensibilidad al alto contraste, el maniquí sí presenta variaciones coherentes con las modificaciones de las condiciones de exposición. Los valores que se alcanzan son en resolución espacial de 1,40 a 3,25 pl/mm, en sensibilidad a bajo contraste de 2 a 11 detalles del objeto de prueba y en sensibilidad a alto contraste de 3 a 13 detalles.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

RESOLUCION ESPACIAL

EXPLORACIONES DE CRANEO PA

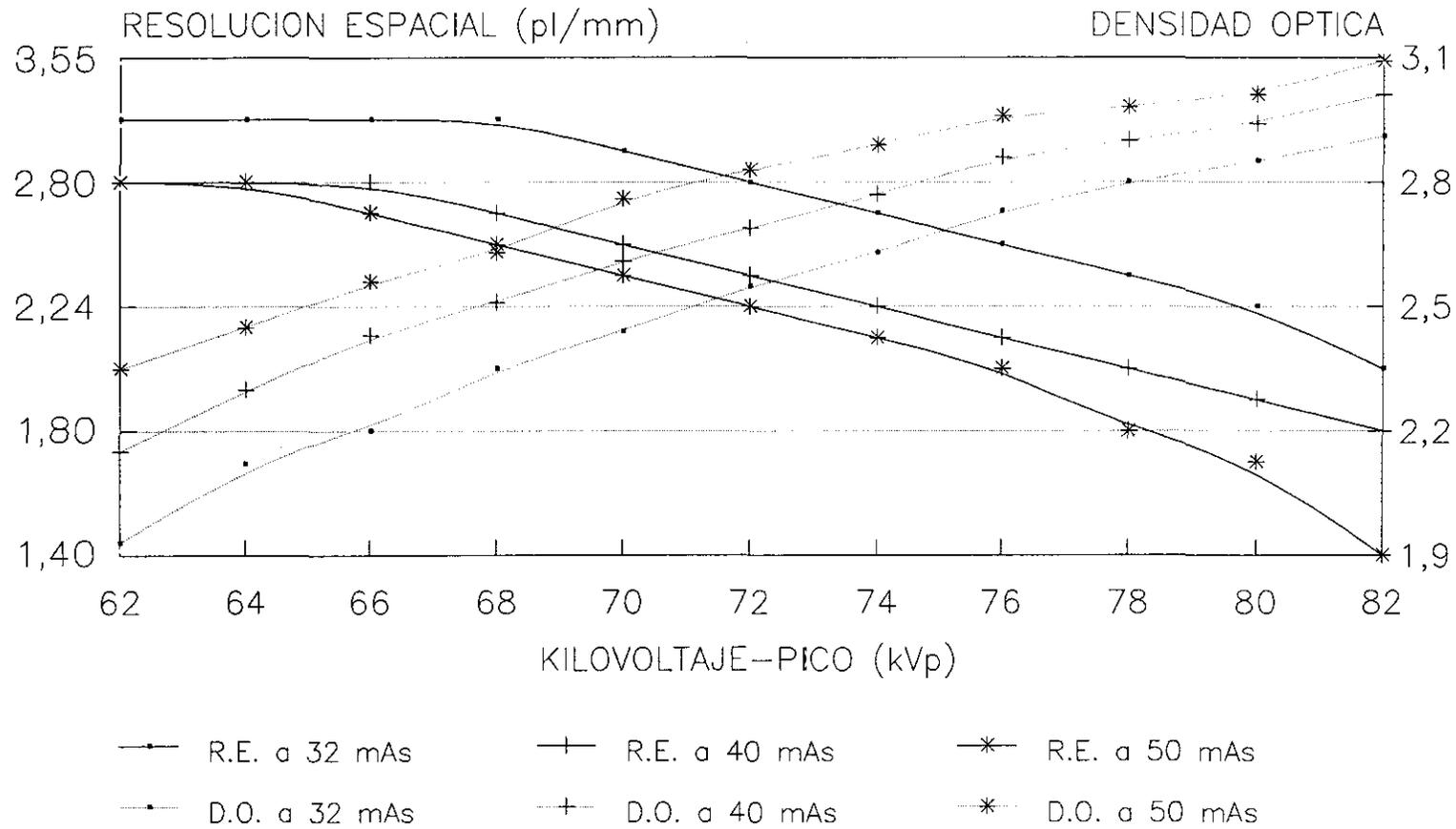


FIGURA 5.21

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE EXPLORACIONES DE CRANEO PA

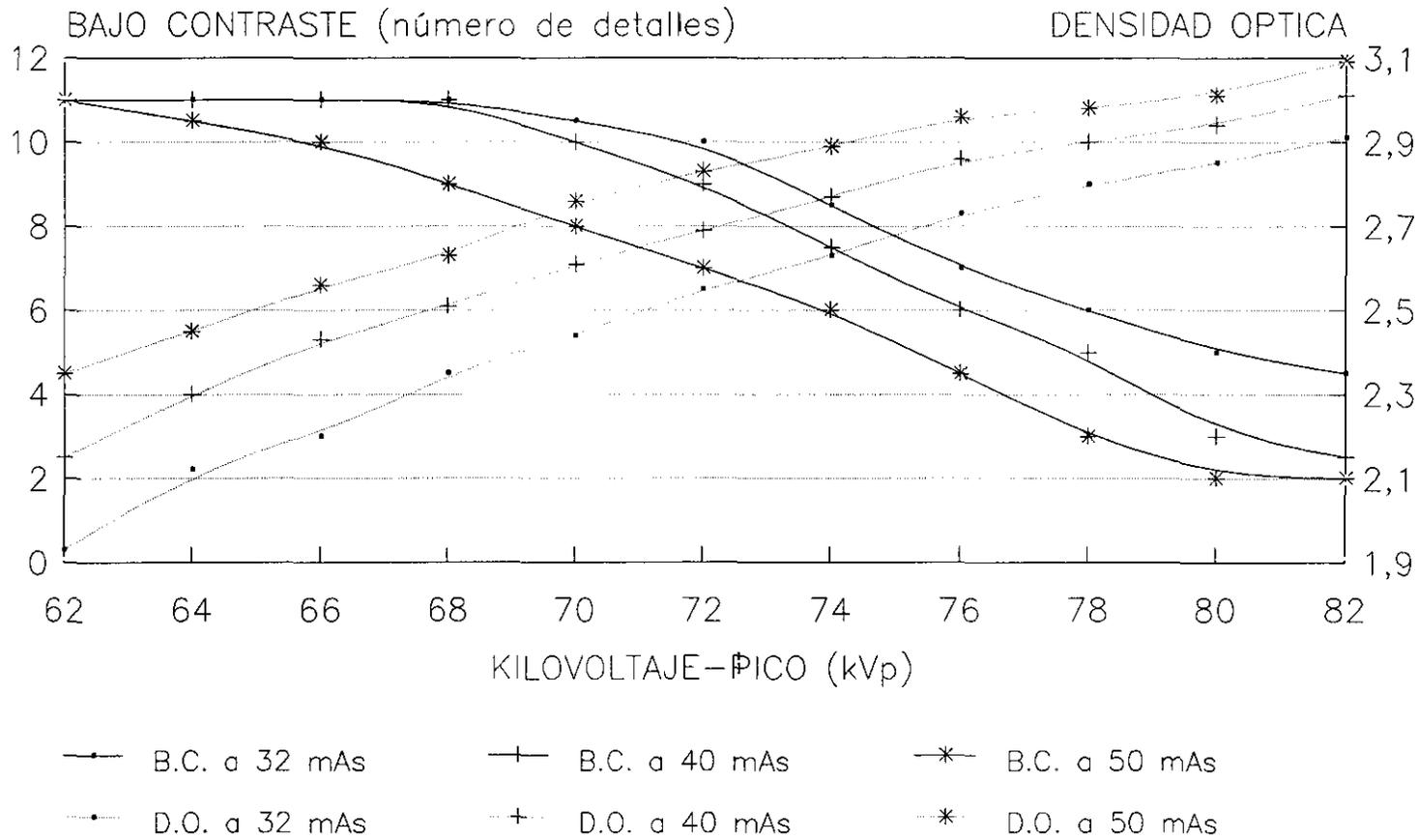


FIGURA 5.22

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI

SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE

EXPLORACIONES DE CRANEO PA

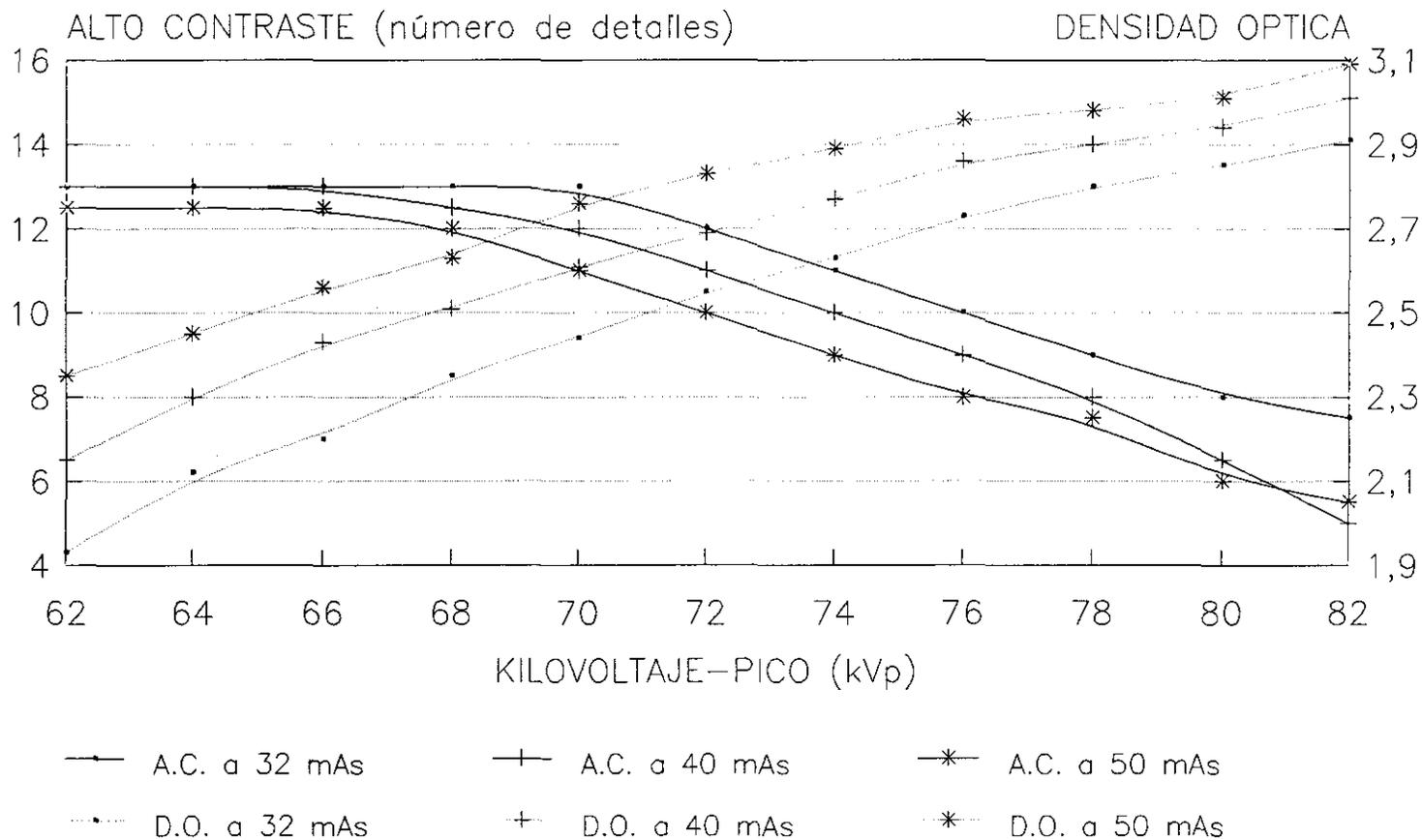


FIGURA 5.23

5.2.6. INFLUENCIA DE LA CAPACIDAD DEL OBSERVADOR Y DE LOS CRITERIOS DE LECTURA DE LAS IMAGENES

En el capítulo IV se indicó que había 2 factores que, siendo de difícil cuantificación, suponían variaciones de importancia en los resultados de los parámetros de calidad de imagen del test TOR (CDR):

- La capacidad de los observadores para discriminar los detalles de los objetos de prueba.
- El establecimiento de unos criterios claramente definidos para la lectura de las imágenes.

Estos 2 aspectos se han estudiado en mayor profundidad al manejar el maniquí SAD-SECI.

En principio la lectura de las imágenes obtenidas con el maniquí SAD-SECI se realizó por 5 observadores. Dado que la evaluación de las películas se lleva a cabo con un carácter subjetivo, fue necesario efectuar controles para valorar la capacidad que presentaban los distintos observadores en la evaluación de los parámetros de calidad de imagen. Para ello las mismas películas fueron examinadas varias veces por cada observador. Es importante resaltar que todos ellos tuvieron distintas lecturas.

En la figura 5.24 se muestra la distribución de errores en las lecturas de 2 observadores al intentar establecer el valor de la sensibilidad a bajo contraste en una imagen. Debe destacarse que el análisis de esta información supuso la no consideración de las lecturas de uno de los observadores (al fin y al cabo el equivalente a la supresión del 20 % de las lecturas) y permitió también la eliminación del "ruido" en el resto de los observadores.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI INFLUENCIA DE LA CAPACIDAD DE LOS OBSERVADORES

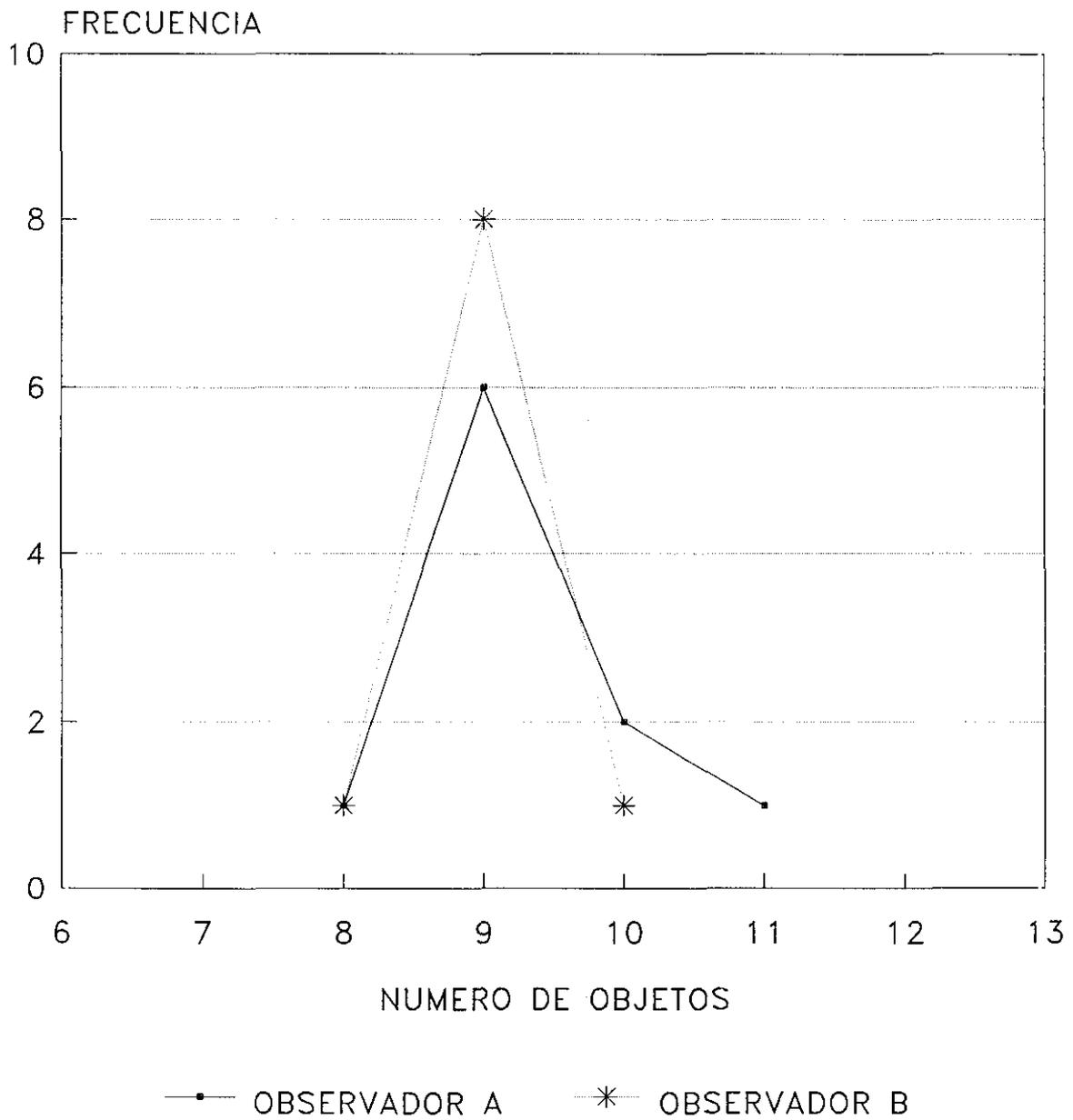


FIGURA 5.24

Es por tanto fundamental tener en cuenta que las medidas subjetivas de los parámetros de calidad de imagen son altamente dependientes del observador. Para intentar solventar este inconveniente los resultados que se presentan a lo largo de este capítulo se han obtenido considerando la media de las lecturas de los 4 observadores restantes.

El segundo aspecto analizado es la armonización de los criterios de valoración de las imágenes.

El objetivo era detectar las posibles discrepancias en los criterios que se aplicaban a la hora de establecer los valores de la sensibilidad a bajo contraste. Para ello se ha realizado la representación de los valores asignados por 2 observadores que efectuaban las lecturas aplicando distintos criterios. Los resultados se presentan en la figura 5.25. En ella puede verse que las lecturas aplicando los criterios del observador "A" suponen una mejor calificación de calidad de imagen que con los del observador "B". En el primer caso se mantuvo el criterio de no tomar en cuenta los artefactos y se consideró como umbral de sensibilidad al último detalle de contraste visible, sin importar que se detectara gracias al conocimiento previo de su localización. En el criterio del observador "B" se tomó como umbral de sensibilidad el último detalle del objeto de prueba que era claramente visible y que además era diferenciable de los artefactos. De manera que la distinta capacidad de los observadores para conocer y recordar las posiciones de los detalles puede afectar los resultados.

Debe reseñarse que la evaluación de las imágenes finalmente se llevó a cabo de forma que se consideraba los detalles claramente visibles, pensando que si los detalles confusos estaban en una imagen real con un "ruido anatómico" real no serían detectables.

CARACTERIZACION DEL TEST SAD-SECI INFLUENCIA DE LOS CRITERIOS DE OBSERVACION

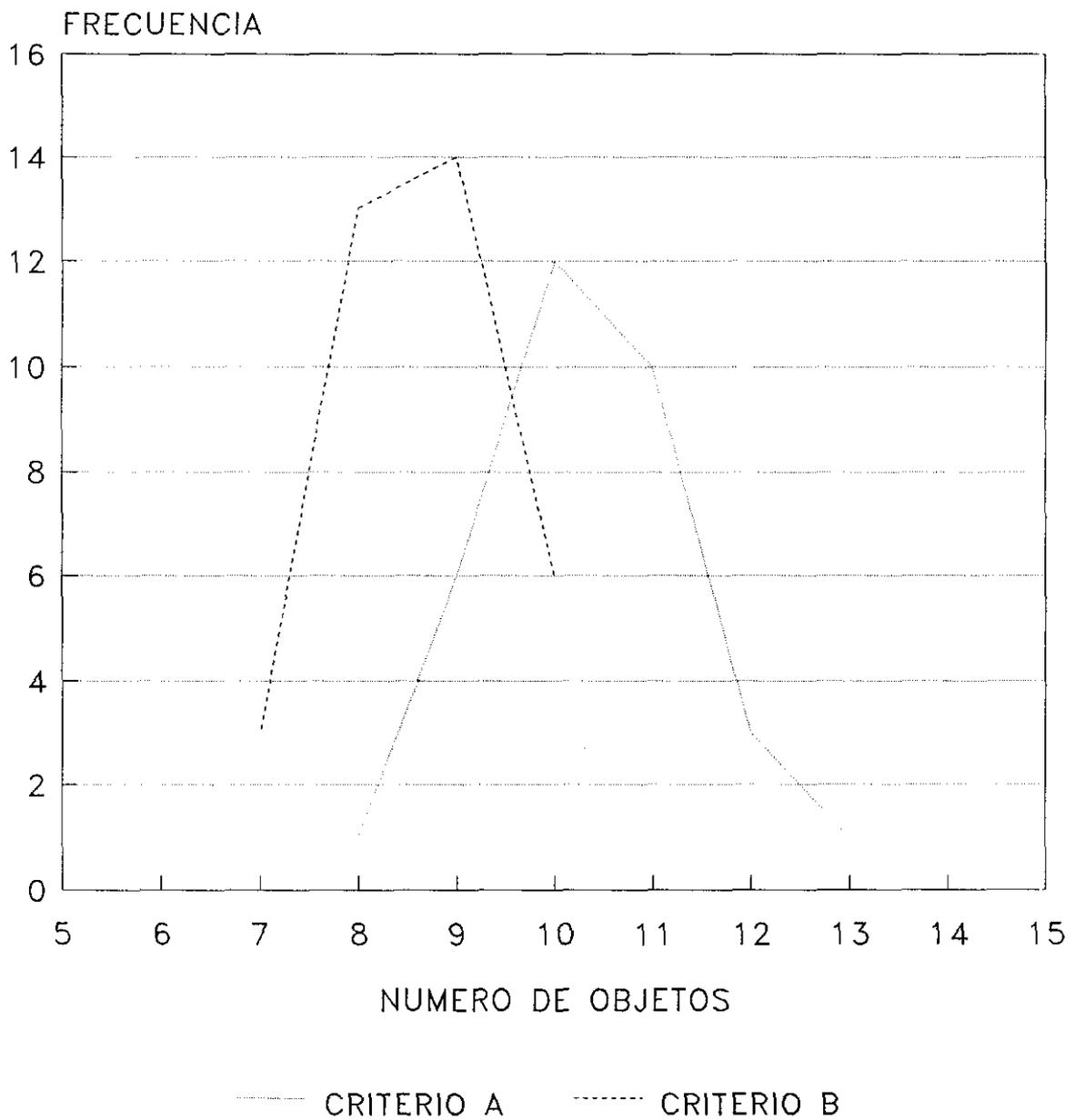


FIGURA 5.25

5.3. UTILIZACION DEL MANIQUI SAD-SECI EN LA SIMULACION DE LA DOSIMETRIA A PACIENTES

Tal y como se indicó en el capítulo I que sirve de introducción a esta memoria, los dos parámetros que permiten valorar desde el punto de vista asistencial el éxito de la aplicación de un programa de control de calidad en Radiodiagnóstico son:

- La evaluación de la calidad de la imagen, cualquiera que fuese el método empleado.

- La dosimetría a pacientes, partiendo siempre de unos valores iniciales y realizando reevaluaciones dosimétricas en función de los cambios sugeridos por el programa de control de calidad.

En el capítulo IV se intentó establecer una relación entre la calidad de imagen evaluada con el test TOR (CDR) y la dosis de radiación impartida a paciente. Dado que los valores dosimétricos obtenidos en las condiciones de exposición recomendados por el fabricante del test no eran valorables, se planteó la necesidad de realizar algunos cambios que permitieran aumentar la carga de la exposición sin alterar la evaluación de la imagen. La opción fue añadir espesores de metacrilato. De esta manera se modificaban las condiciones de exposición del test haciendo aumentar el producto miliamperaje·tiempo, aunque ya no se trabajaba en las condiciones recomendadas en las instrucciones de uso del test.

Este hecho, a pesar de que traía consigo una cierta decalibración del test, no permitía alcanzar la utilización de unas condiciones de exposición similares a las empleadas en la clínica.

En el caso del maniquí SAD-SECI, el empleo de módulos con diferentes espesores radiológicos sí permite realizar las evaluaciones en condiciones prácticamente similares a las reales, además pueden variarse cualquiera de los parámetros de la exposición:

- El miliamperaje
- El tiempo
- El kilovoltaje-pico
- Las distancias foco-piel y foco-película

La realización de la evaluación dosimétrica de una sala con el maniquí SAD-SECI implica necesariamente algunos condicionantes:

- En primer lugar el sistema dosimétrico que se utilice no debe interferir de ninguna manera con la evaluación de la calidad de la imagen.

En este caso se han utilizado cámaras de ionización Rad-Check plus dotadas de cámara externa. Se situaron de forma que el único objeto de prueba que quedaba afectado era la sensitometría (ya se tenía conocimiento previo de que dicha prueba no alcanzaba los ennegrecimientos necesarios para valorarla). En cualquier caso la visibilidad de los detalles de bajo contraste, alto contraste y resolución espacial no quedaba afectada.

También pueden utilizarse, sin inconveniente en este sentido, dosímetros por termoluminiscencia.

- En segundo lugar si la pretensión es evaluar la dosis recibida por los pacientes en una determinada sala, es condición imprescindible conocer las condiciones reales en

las que se realizan las exploraciones evaluadas por parte de los técnicos responsables de dicha sala. De otra forma estaríamos conociendo la dosis impartida en condiciones que pueden no coincidir con las reales, conoceríamos la dosis recibida en nuestras propias condiciones.

Es importante destacar que a lo largo del desarrollo del Proyecto de Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico, se ha podido constatar que se producen diferencias importantes en las condiciones de exposición en los distintos centros para una misma exploración y en pacientes de la misma constitución física.

Las exposiciones se han realizado según las recomendaciones del "ejemplo de técnica radiográfica correcta" del documento "Criterios de calidad de las imágenes en Radiodiagnóstico" de la CE (CCE, 1990), con la salvedad de que no se ha empleado exposímetro automático.

Los valores de dosis obtenidos son coherentes con los publicados como valores de referencia por la CE (CCE, 1990) y la CFM en nuestro país (Vañó, 1992). Siempre refiriéndonos a las condiciones de exposición indicadas en el apartado 5.2.6.

Esto nos permite afirmar que en las exploraciones y proyecciones que pueden reproducirse con el Sistema de Absorción y Dispersión, es posible llevar a cabo simulaciones de dosimetría a pacientes simultáneamente con la evaluación de la imagen realizada por el Sistema de Evaluación de la Calidad de la Imagen.

5.4. DISCUSION

Una vez que a lo largo de este capítulo se ha realizado la caracterización del maniquí SAD-SECI, procede llevar a cabo un análisis de cuáles son las posibles mejoras que su utilización representa respecto del test TOR (CDR). Obviamente habrá que considerar también los inconvenientes que suponga, así como aquellos aspectos en los que su uso no implique aportación alguna.

Las principales ventajas que supone el manejo del maniquí SAD-SECI son:

- En primer lugar, en lo referente a los propios parámetros de calidad de imagen controlados, debe destacarse que los valores que se obtienen en límite de resolución espacial están en el rango que se presenta realmente en Radiodiagnóstico convencional.
- La colocación del chasis en el portachasis y no sobre la superficie de la mesa de exploración supone que entren en consideración también los efectos de la rejilla antidifusora y de la propia mesa.
- Las condiciones de exposición en los controles se realizan simulando exploraciones gracias a los módulos del sistema de absorción y dispersión, dejan de estar en unos rangos estrechos y toman valores dentro de los rangos reales al ser los mismos que en la clínica.

El kilovoltaje-pico deja de tomar unos valores fijos, 50 kVp para unos controles y 70 kVp para otros.

El producto miliamperaje•tiempo abandona los estrechos rangos de utilización empleados con el TOR (CDR) (1-4 mAs para 50 kVp y 4-12 mAs para 70 kVp).

La distancia foco-película puede tomar valores distintos de 1 m.

El cambio en las condiciones de exposición supone necesariamente el aumento del tiempo de disparo, lo que implica un importante alejamiento de la zona en la que es mayor la posibilidad de errores en el temporizador del generador.

- La variación en las condiciones de exposición abre la posibilidad de que se puedan realizar evaluaciones de combinaciones de cualquier sensibilidad de una manera rápida y simple.

- La posibilidad de evaluación de todos los parámetros de calidad de imagen en las mismas condiciones permite que pueda realizarse el control para una sala y una exploración con una sola exposición.

- Finalmente la presencia de objetos de absorción y dispersión en el maniquí hace que éste sea adecuado para realizar conjuntamente comparaciones de calidad de imagen y de dosis impartida a paciente.

Los inconvenientes más destacables son:

- El considerable peso del maniquí (18 kg) dificulta de una manera importante su manejo.

- Los resultados obtenidos al trabajar con el maniquí SAD-SECI en la simulación de exploraciones de tórax, en las que no se ha conseguido realizar la evaluación de la imagen, hacen pensar en que es necesaria la utilización de otros objetos distintos del test TOR (CDR) como sistema de evaluación de calidad de imagen (SAD).

- Por el contrario los resultados obtenidos en la simulación de exploraciones de cráneo, en las que se han alcanzado ennegrecimientos demasiado elevados en las películas, obliga a plantearse la necesidad de utilizar otros elementos como sistema de absorción y dispersión (SECI).

- La simulación de otras exploraciones, cráneo en proyección lateral, tórax en proyección lateral y las exploraciones pediátricas en general obligan a la consideración de otros módulos.

Los aspectos en los que la utilización de este maniquí no presentan una clara ventaja sobre el test TOR (CDR) son:

- Aunque el aumento en el producto miliamperaje·tiempo hace que los ennegrecimientos provocados por la sensitometría alcancen valores más elevados que con el TOR (CDR) no llegan a permitir la evaluación de la curva característica de la combinación utilizada.

- Las variaciones en las condiciones de visualización, contacto cartulina de refuerzo-película, procesado o almacenamiento de las películas no presentan discrepancias significativas respecto de las descritas para el test TOR (CDR).

- Al realizarse la lectura de las imágenes con carácter subjetivo, la capacidad de visualización de los posibles observadores y la aplicación de criterios de visualización bien definidos influyen poderosamente en la calificación de las imágenes.

VI. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos a lo largo del desarrollo del trabajo se extraen las siguientes conclusiones:

1) En lo referente al diseño de un protocolo de control de calidad en Radiodiagnóstico.

- El protocolo debe ajustarse a las condiciones reales de trabajo en un centro sanitario con un amplio margen de flexibilidad.

- No deben provocarse interferencias con el trabajo diario en las salas de Radiodiagnóstico en las que se esté aplicando. La recogida de datos ha de ser ágil.

- Los controles deben iniciarse por los sistemas más sencillos y que no estén influenciados por el resto. El orden recomendado de actuación es:

1º) negatoscopios: brillo, inhomogeneidad e iluminación ambiental.

2º) procesadoras: sensitometría y temperatura.

3º) cuartos oscuros: iluminación.

4º) almacenes de películas: temperatura, humedad, nivel de radiación, colocación y movilidad de las existencias.

5º) películas: características sensitométricas.

6º) chasis y cartulinas: contacto, hermeticidad, sensibilidad y combinación.

7º) generadores y tubos de rayos X: kilovoltaje-pico, carga, filtración, forma de onda, etc.

2) En la aplicación del programa de control de calidad en Radiodiagnóstico.

Controlados 759 negatoscopios, las condiciones de iluminación ambiental son adecuadas en el 100 % de los casos, el brillo presenta un valor medio de 851 cd/m², la inhomogeneidad tiene un valor medio de 22 %.

Las causas estriban en la renovación inadecuada de los tubos fluorescentes en periodicidad y colores, la falta de limpieza de la superficie difusora del negatoscopio y el diseño inapropiado de los negatoscopios.

Se ha establecido como valor mínimo aceptable de brillo en un negatoscopio 1.000 cd/m², y como valor mínimo recomendable 1.500 cd/m².

Controladas 48 procesadoras automáticas de películas, el 69 % ha presentado inestabilidad en su funcionamiento. De manera que el 30 % de las películas se han revelado en condiciones fuera de los rangos establecidos. El 76 % de las anomalías (equivalentes a 30.000 películas) eran detectables con anticipación.

Las causas de estos resultados son el mantenimiento inadecuado, la mala ubicación y la influencia de otros elementos de la cadena de imagen.

Controlados 32 cuartos oscuros, hay alteraciones en el 100 % de los mismos, fundamentalmente por condiciones de iluminación inadecuadas (luces de seguridad en el 84 % y entradas de luz en el 81 %), ubicación (6 %), distribución (75 %), tamaño (31 %) y ventilación (69 %).

Las causas de estas anomalías son diseño inadecuado y mala gestión ajena a los servicios de Radiodiagnóstico.

Controlados 12 almacenes, presentaban alteraciones el 75 %. Debidas a inadecuaciones en temperatura (17 %), humedad ambiental (37 %), colocación (33 %), movilidad de las existencias (50 %) y especificidad (58 %).

La aparición de las anomalías descritas se debe al diseño, ubicación y gestión del almacén.

Controlados 393 chasis, se presentaron anomalías en el 49 %, las principales anomalías son contacto deficiente (40 %), falta de hermeticidad a la luz (11 %), problemas de descarga (4 %). Se producen pérdidas de eficacia que llegan a ser del 50 %.

Las causas de estos resultados son falta de limpieza periódica, el propio uso habitual y la falta de renovación.

Evaluados 9 tipos de películas, se concluye que la información suministrada por los fabricantes no está normalizada, no ajustándose en ocasiones a la realidad, siendo de gran importancia lo que se refiere a las variaciones de las características sensitométricas con el tiempo. Se presentan variaciones importantes entre las distintas películas estudiadas por lo que no deben utilizarse de 2 marcas distintas en la misma sala. Se producen diferencias importantes entre películas del mismo modelo.

Como resumen puede indicarse que de la aplicación del programa de control de calidad de la imagen se ha extraído gran cantidad de información sobre el estado real de los componentes de la cadena de formación de la imagen. Su implantación en los servicios de Radiodiagnóstico implicaría una mayor estabilidad de la imagen y probablemente una disminución en la repetición de exploraciones.

3) En lo referente a la utilización del test TOR (CDR) de la Universidad de Leeds para control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico.

Se han establecido unos valores de referencia para la calificación de las salas:

- BIEN: Resolución espacial mayor de 6 pl/mm y sensibilidad a bajo y alto contraste mayores de 10 detalles.
- REGULAR: Resolución espacial entre 5-6 pl/mm o sensibilidad a bajo o alto contraste entre 8 y 10 detalles.
- MAL: Resolución espacial menor de 5 pl/mm o sensibilidad a bajo o alto contraste menor de 8 detalles.

Se ha determinado que la sensitometría del test no permite obtener los ennegrecimientos necesarios para valorarla.

Se han propuesto modificaciones para la mejora del intervalo de confianza de este test:

- La adición de objetos de absorción y dispersión de la radiación.
- La ampliación de la cuña sensitométrica del maniquí o la variación de las condiciones de exposición de las mismas.

Se han realizado controles en 59 salas, repitiendo las pruebas tras modificaciones en su equipamiento hasta un total de 99 controles.

- La resolución espacial ha tomado valores entre 4 y 8 pl/mm, con un valor medio de 6,5 pl/mm.

- La sensibilidad al bajo contraste ha tomado valores entre 7 y 15 detalles del objeto de prueba con un valor medio de 10,5 detalles.

- La sensibilidad a alto contraste ha tomado valores entre 7 y 14 detalles con un valor medio de 10,8 detalles.

Aplicando los criterios de calificación de las salas, el 34,3 % obtendría un bien, el 48,5 % un regular y el 17,2 % un mal.

4) En la aplicación del maniquí SAD-SECI compuesto por un test tipo ANSI y el test TOR (CDR).

Se ha verificado la eficacia del maniquí para el control de la calidad de la imagen en condiciones de exposición reales:

- Se obtienen en las imágenes ennegrecimientos similares a los obtenidos en las exploraciones seleccionadas, con la única excepción de los estudios de cráneo en proyección PA.

- Se determinan variaciones coherentes en los 3 parámetros de calidad de imagen controlados, salvo en las exploraciones de tórax en proyección PA.

- Se obtienen valores de límite de resolución espacial acordes con los propios de las imágenes de Radiodiagnóstico convencional.

Se ha comprobado su validez a la hora de facilitar la cuantificación de la dosis impartida a pacientes, dada la presencia de módulos que permiten la absorción y dispersión de la radiación de manera similar a la realidad.

Se ha verificado que puede realizarse conjuntamente el control de la calidad de la imagen y de la dosis de radiación impartida, cuando se utilizan detectores que no interfieran en la evaluación de la imagen obtenida.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- AMERICAN COLLEGE OF MEDICAL PHYSICS. (1986)

Radiation Control and Quality Assurance Surveys-Diagnostic Radiology a Suggested Protocol. ACMP Report No 1.
- AMERICAN NATIONAL STANDARD INSTITUTE. (1982).

ANSI PH2. 43 (1982) Method for the Sensitometry of Medical x-ray screen-film-processing systems.
- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. (1978).

Report N. 4. Basic Quality Control in Diagnostic Radiology. American Institute of Physics.
- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. (1980).

Report N. 4. Quality Control in Diagnostic Radiology. American Institute of Physics.
- ARRANZ, L. (1989)

Estimación de la contribución del Radiodiagnóstico al daño genético en la Comunidad Autónoma de Madrid. Tesis Doctoral. Universidad de Alcalá de Henares.
- BÄULM. A. (1982).

WHO-Training Workshop on Quality Control and Assurance in Diagnostic Radiologic. Practical Exercises: Film processing and viewing equipment. (Bundesgesundheitsamt. Institut für Strahlenhygiene).
- BERRY, R. J. & OLIVER, R. (1976).

Spoilt films in X-ray departments and radiation exposure to the public from medical radiology. The British Journal of Radiology, 49: 475.

- BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO. (1971).

Ministerio de Trabajo. Instituto Nacional de Previsión. Ordenanza General de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Orden Ministerial del 9 de marzo de 1971. BB.OO.E del 16 y 17 de marzo de 1971.

- BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO. (1982).

Ministerio de Presidencia. Real Decreto 2519/1982 por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. B.O.E. de 8 de octubre de 1.982.

- BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO. (1988).

Ministerio de Relaciones con las Cortes y Secretaría del Gobierno. Real Decreto 1753/1.987 por el que se modifica parcialmente el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes. B.O.E. del día 15 de enero de 1.988.

- BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO. (1990a).

Concurso 6/90. Suministro de películas radiográficas con destino a las Instituciones Sanitarias de la Seguridad Social. B.O.E. del 14 de julio de (1990).

- BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO. (1990b).

Real Decreto 1132/1.990 por el que se establecen medidas fundamentales de Protección Radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos. B.O.E. del 18 de septiembre de 1.990.

- BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO. (1992).

Real Decreto 53/1.992 por el que se aprueba el nuevo Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes. B.O.E. del 12 de febrero de 1.992.

- BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY: QUALITY ASSURANCE WORKING GROUP OF THE DIAGNOSTIC METHODS COMMITTEE . (1988).

Assurance of Quality in the diagnostic X-Ray Department.
Ed. BIR, London.

- CALZADO, A., VAÑO, E., MORAN, P., GONZALEZ, L. & RUIZ, S. (1992).

Improvements in the Estimation of Doses to Patients from "Complex" Conventional X Ray Examinations. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 43 No 1/4 pp 201,204.

- COMISION DE LAS COMUNIDADES EUROPEAS. (1987).

Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Working Document XII/252/87 (CEC, Brusels). Radiation Protection Programme.

- COMISION DE LAS COMUNIDADES EUROPEAS. (1989).

Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Working Document XII/108/89 (CEC, Brusels). Radiation Protection Programme.

- COMISION DE LAS COMUNIDADES EUROPEAS. (1990).

Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Working Document XII/173/90 (CEC, Brusels). Radiation Protection Programme.

- COMISION DE LAS COMUNIDADES EUROPEAS. (1992).

Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. Working Document XII/307/91 (CEC, Brusels). Radiation Protection Programme.

- COMISION INTERNACIONAL DE PROTECCION RADIOLOGICA. (1982).

Publicación nº 34 (Anales de la CIPR Vol. 9 nº 2/3):
Protección del paciente en Radiodiagnóstico.

- CONFERENCIA AMERICANA DE HIGIENISTAS INDUSTRIALES DEL GOBIERNO. (1987).

TLVs Valores limite e índices biológicos de exposición para 1989-(1990) Ed. Generalidad Valenciana. Consejería de Trabajo y Seguridad Social.

- COWEN, A. R. (1987).

The Assesment of Conventional and Digital X-Ray Imaging Systems Using Leeds Test Objects. Ed. The University of Leeds Department of Medical Physics.

- COWEN, A. R., WORKMAN, A., COLEMAN, N. J., TAYLOR, C. & HARTLEY, P. J. (1990).

Image quality control in conventional and digital radiography. British Institute of Radiology, Report N. 20, pp. 35-40.

- DELGADO, V., VAÑO, E. y FERNANDEZ, A. (1989).

Contribución de exploraciones de Radiodiagnóstico a la dosis genéticamente significativa en el área de Madrid. Addendum del Libro de Trabajos del VII Congreso Nacional de Física Médica. Oviedo.

- DEROBERT, L. (1970).

Intoxications et maladies proffesionelles. Editions Médicals Flammarion. Paris.

- DIN (DEUSTCH NORM). (1985)

DIN 6868, Teil 4. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben.

- DITCHBURN, R. W. (1982).

Optica. Editorial Reverté. Barcelona.

- GARATE, M. (1988).

Fundamentos de la Técnica Radiográfica. Ed. Ancora. Barcelona.

- GONZALEZ, L. y VAÑO, E. (1988).

Proyecto sobre evaluación de riesgos y control de calidad en instalaciones de Radiodiagnóstico. Planteamiento del Proyecto. Radiología, 30 (5), pp. 273-278.

- GRAY. J. E., WINKLER. N. T., STEARS. J. & FRANK. E. D. (1982).

Quality Control in Diagnostic Imaging. University Park Press Baltimore.

- HARTMANN. E. & STIEVE. F. E. (1989).

Quality Control of Radiographic Illuminators and Associated Viewing Equipment. The British Institute of Radiology Report N. 18. Pag 135-137.

- HJARDEMMAAL, O. (1989).

Organizing quality control programmes. British Institute of Radiology. Report N. 18, pp.16-19.

- HO, J. T. & KRUGER, R. A. (1989).

Comparison of Dual-Energy and Conventional Chest Radiography for Nodule Detection. Investigative Radiology; Vol 24, pp 861-868.

- HOSPITAL PHYSICISTS' ASSOCIATION: DIAGNOSTIC RADIOLOGY TOPIC GROUP. (1976).

Measurement of the performance Characteristic of diagnostic x-ray systems used in Medicine.

- HOSPITAL PHYSICISTS' ASSOCIATION: DIAGNOSTIC RADIOLOGY TOPIC GROUP. (1981).

Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray systems used in Medicine. part IV. pp. 31.

- INTERNATIONAL ELECTROTECHNIC COMMISSION (1987).

Safety of medical electric equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of high voltage generators of diagnostics X-ray generators. Publication 601-2-7. Geneva.

- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. (1981).

ISO 5799-1981: Photography-Direct-exposure medical and dental radiographic film/process combinations-Determination of ISO speed and average gradient.

- KODAK: DEPARTAMENTO DE PRODUCTOS RADIOGRAFICOS. (1987).

Fundamentos de la imagen radiográfica. Madrid.

- LARCAN, A., LAMBERT, M. C., LAPREVOTTE, H. et BERTRAND, D. (1974).

Les intoxications par les produits utilisés en photographie (bains, fixateurs, revelateurs). J. Europ. Toxicol., 7, 17.

- LAUWERYS, R. (1982).

Toxicologie Industrielle et intoxications professionnelles. Ed. Masson. Paris.

- LAW, J. & KIRKPATRICK A. E. (1988).

Film processing for mammography. The British Journal of Radiology, 61, 939-942, 1988.

- LEGROS, J. & BAYOL, R. (1989).

Reduction of X-ray film processing variations. Report N. 18, pp.94-96, The British Institute of Radiology.

- LEHMANN, B. (1992)

Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Borrador de la publicación 62B(CO)81. International Electrotechnic Commission.

- LITTLETON, J. T., BROGDON, G., DURIZCH, M. L. & CALLAHAN, W. (1982).
The Human Chest Phantom. Radiology 145, pp. 829-831.
- MASCARO, J. M. (1980).
Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas. Salvat Editores S. A. Barcelona. España.
- MCKINNEY, W. (1988).
Radiographic Processing and Quality Control. J. B. Lippincott Co.
- MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO. (1990a).
Areas sanitarias. Dirección Provincial del Insalud de Madrid. Gabinete de Estudios.
- MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO. (1990b).
Anexo con las especificaciones técnicas del concurso 6/90 sobre suministro de películas radiográficas con destino a las Instituciones Sanitarias de la Seguridad Social.
- MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO. (1992).
Anexo con las especificaciones técnicas del concurso 6/92 sobre suministro de películas radiográficas con destino a las Instituciones Sanitarias de la Seguridad Social.
- MOORES, B. M., HENSAW, E. T., WATKINSON, S. A. & PEARCY, S. J. (1987).
Practical Guide to Quality Assurance in Medical Imaging. John Wiley & Sons. Chichester.
- MOORES, B. M. (1991).
Digital Light Meter Instructions Supplement. Comunicación privada.

- NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. (NCRP) (1988).
Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment. Report No. 99.
- ORGANIZACION MUNDIAL DE LA SALUD. (1983).
Criterios aplicables a las exploraciones de radiodiagnóstico. Publicación N. 689. Organización Mundial de la Salud.
- ORGANIZACION MUNDIAL DE LA SALUD. (1984).
Garantía de calidad en radiodiagnóstico. Publicación N. 469. Organización Panamericana de la Salud.
- ORGANIZACION MUNDIAL DE LA SALUD. (1985).
Manual de técnica de cámara oscura. Ginebra.
- ORTIZ, P., DELGADO, V., CALZADO, A., GONZALEZ, L., MORAN, P. y VAÑO. E. (1989).
Resultados del control de calidad de generadores y tubos de rayos X de cuatro grandes hospitales de Madrid. Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Valencia.
- ROGERS, K. D., MATTHEWS, I. P. & ROBERTS, C. J. (1987).
Variation in repeat rates between 18 radiology departments. The British Journal of Radiology, 60, 463-468.
- RUIZ, M. J., GONZALEZ, L., VAÑO, E., GUIBELALDE, E., LLORCA, A. L. y MARTINEZ, A. (1989).
Medida de dosis en exploraciones frecuentes de radiodiagnóstico pediátrico. Variaciones con la edad y sistemas de imagen. Radiología, 31 (6), pp. 491-498.

- RUIZ, M. J. (1991a).

Análisis comparativo de las dosis de radiación y los protocolos de estudio en radiodiagnóstico pediátrico y no pediátrico. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid.

- RUIZ, M. J., GONZALEZ, L., VAÑO, E. & MARTINEZ, A. (1991b).

Measurements of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and its dependence on patient age. British Journal of Radiology, 64, pp 929-933.

- RUIZ, M. J. (1992a)

Densitometría media en determinadas exploraciones radiológicas. Comunicación privada.

- RUIZ, M. J., LLORCA, A. L., VAÑO, E. y MARTINEZ, A. (1992b).

Reducción de dosis de radiación a los pacientes. Casos prácticos. Aceptado en Radiología.

- SCIENTIFIC AMERICAN MEDICIN. (1987).

Salud y seguridad ocupacional.

- SEARS, E. W. (1974).

Fundamentos de Física. Vol. III. Optica. 4ª edición española. Ed. Aguilar. S.A.

- SHRIMPTON, P. C., WALL, B. F., JONES, D. G., FISHER, E. S., HILLIER, M. C., KENDALL, G. M. & HARRISON, R. M. (1986a).

Doses to patients from routine diagnostic X-ray examinations in England. The British Journal of Radiology, 59, (749-758).

- SHRIMPTON, P. C., WALL, B. F., JONES, D. G., FISHER, E. S., HILLIER, M. C., KENDALL, G. M. & HARRISON, R. M. (1986b).

A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-ray Examinations in English Hospitals. National Radiological Protection Board. NRPB-R200.

- STENDER, H. S., OESTMANN, J. W. & FREYSCHMIDT, J. (1990).

Perception of image details and their diagnostic relevance. British Institute of Radiology, Report 20, pp.15-20. (Scientific American Medicin, 1987).

- SULEIMAN, O. H., SHOWALTER, C. K., GROSS, R. E. & BUNGE, R. E. (1984).

Radiographic Film Fog in the Darkroom. Radiology 1984, 151: 237-238.

- TOBARRA, B. (1989).

Medidas de dosis en radiografías de recién nacidos. Libro de Comunicaciones del III Congreso Nacional de Protección Radiológica, (695-706).

- UNITED STATES DEPARTMENT OF HEALTH. (1979).

Quality Assurance for Radiographic X-ray Units and Associated Equipment. Part 4.11 Uniformity of Radiographic Illuminators: 58. Bureau of Radiological Health.

- UNE. (1990a).

111-625-90: Película para radiografía médica general: tamaños, forma, cantidad, embalaje y etiquetado.

- UNE. (1990b).

111-601-90: Método para efectuar la sensitometría de películas de uso médico y dental, utilizadas con pantallas o cartulinas de refuerzo fluorescente.

- 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*, 62, 20-26.

- VAÑO, E., GONZALEZ, L., CALZADO, A., DELGADO, V. & MORAN, P. (1990).

Some results of patient dose survey in the area of Madrid. Patient dose measurements and quality assurance. *British Institute of Radiology, Report 20*, pp 180-185. 1990.

- VAÑO, E., GONZALEZ, L., MORAN, P., CALZADO, A., DELGADO, V., FERNANDEZ, J. M. y RUIZ, M. J. (1992).

Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico. *Radiología* 34(1), 27-31.

- WHITE, D. R. (1992).

The design and manufacture of anthropomorphic Phantoms. *ICRU News*. June 1992.

- WÜRZBURG. (1992).

Conclusiones del Workshop " : Test phantom and optimisation in diagnostic radiology and nuclear medicine". Würzburg (RFA).

**APENDICE I: CONTROL DE CALIDAD DE GENERADORES
Y TUBOS**

CONTROL DE CALIDAD DE GENERADORES Y TUBOS

El control de calidad de los conjuntos generador-tubo se ha realizado utilizando un equipo DIGI-X PLUS de Scanflex-Medical basado en el empleo de detectores de ionización, por tanto las medidas efectuadas eran de tipo no invasivo.

Este equipo puede conectarse a un ordenador portátil que permita llevar a cabo el control mediante el programa "RTIQA", específicamente diseñado para el control de calidad de generadores y tubos.

Se han verificado los siguientes parámetros:

- Precisión en la selección del kilovoltaje pico: determinación de las discrepancias entre el kilovoltaje pico seleccionado y el real.
- Linealidad de la dosis en función del miliamperaje.
- Precisión de tiempos de exposición: se verifica la discrepancia o no del tiempo seleccionado con el obtenido.
- Reproducibilidad: se evalúan las posibles fluctuaciones de kVp, tiempo y dosis, realizando varias exposiciones con la misma técnica.
- Capa hemirreductora: obtenida mediante la interposición de espesores crecientes de aluminio.
- Forma de onda: se obtiene información cualitativa y cuantitativa sobre el procedimiento de rectificación y filtrado para obtener la alta tensión.
- Filtración total: se estima a partir del valor obtenido en la capa hemirreductora y de la forma de onda.

Los criterios de tolerancia que hay establecidos para estos parámetros por la reglamentación española son los fijados en el Real Decreto 1252/1985 del 19 de Junio (BOE, 1985).

Internacionalmente se reconocen los indicados por la International Electrotechnical Commission en su norma IEC-601.2.7 de 1.987 (IEC, 1987).

En dicho Real Decreto se establece la sujeción a especificaciones técnicas de los generadores de rayos X para radiología médica. Las tolerancias admitidas son:

- Intensidad media de corriente (mA)	15 %
- Tiempo de exposición (ms)	10 %
- Tensión de pico (kVp)	10 %
- Producto corriente-tiempo (mAs)	20 %

Por su parte la I.E.C. prevé las mismas tolerancias que en el Real Decreto, definiendo además las siguientes:

- Coeficiente de variación	$\leq 0,1$
- Linealidad	$\leq 0,2$

Aplicando criterios de optimización, se pretende reducir esas diferencias en la medida de lo posible con un esfuerzo y un coste razonables.

Los rangos establecidos como criterios de optimización son los siguientes (Ortiz, 1989):

Desviación entre valor seleccionado y medido:

- kVp	$\leq \pm 5 \%$
- <u>Linealidad (mA, mAs)</u>	$\leq \pm 10 \%$
- <u>Tiempo de exposición</u>	$\leq \pm 5 \%$
- Reproducibilidad	$\leq \pm 5 \%$

Por último en lo referente a la filtración total se establecen dos condiciones:

- Si la tensión de trabajo es inferior a los 100 kVp, la filtración total no debe ser inferior a 2,5 mm de aluminio.
- En caso de tensiones superiores (120-125 kVp), la filtración estará entre 2,8 y 3 mm de aluminio.

REFERENCIAS

BOLETIN OFICIAL DEL ESTADO (1985)

Real Decreto 1252/1985 del 19 de junio por el que se establece la sujeción a especificaciones técnicas de los generadores de rayos X para radiografía médica.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNIC COMMISSION (1987)

Safety of medical electric equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of high voltage generators of diagnostics X-ray generators. Publication 601-2-7. Geneva.IEC, 1987.

ORTIZ, P., DELGADO, V., CALZADO, A., GONZALEZ, L., MORAN, P. y VAÑO. E. (1989)

Resultados del control de calidad de generadores y tubos de rayos X de cuatro grandes hospitales de Madrid. Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Valencia.

APENDICE II: CALIBRACION DEL LUXOMETRO UTILIZADO

CALIBRACION DEL LUXOMETRO UTILIZADO

Para fuentes lambertianas (aquellas cuyo brillo es constante y no depende del ángulo de emisión) puede establecerse la siguiente relación entre iluminación (E) y brillo (B) para un disco de radio r:

$$E = \pi r^2 B / (r^2 + d^2) \quad (1)$$

donde d es la distancia desde la fuente de luz al detector (Sears, 1974).

Si el detector puede ser colocado en contacto directo con la superficie, la ecuación (1) se convierte en:

$$E = \pi B \quad (2)$$

y B será la medida del brillo del área proyectada sobre el detector. La ecuación (2) muestra la equivalencia entre E (lx) y B (cd/m²) en el caso en que el detector recoja todos los rayos emitidos por la superficie. Por lo tanto, π es el factor de calibración cuando se emplea un luxómetro con difusor, dado que este actúa como integrador de los rayos que provienen de varias direcciones.

Cuando se usa un luxómetro sin difusor, que sólo recoge rayos paralelos, debe usarse la siguiente equivalencia:

$$E \text{ (lx)} = B \text{ (cd/m}^2\text{)} \quad (3)$$

sin embargo, debe tenerse un especial cuidado para asegurar que existe un contacto real entre la superficie del negatoscopio y el detector. En caso contrario, la equivalencia se establecería usando la ecuación (1).

El brillo del negatoscopio en su conjunto podría también evaluarse a una distancia $d \gg r$ si el negatoscopio fuera el

único objeto luminoso (la fuente luminosa puede considerarse entonces como un foco puntual) y la ecuación (1) se convierte en:

$$E = BA/d^2 \quad (4)$$

En este caso, B será el valor medio del brillo en el negatoscopio y únicamente coincidirá con las lecturas en contacto de B (dado por las ecuaciones (2) y (3)) si el negatoscopio tiene un brillo uniforme. A es el área del negatoscopio. Esta ecuación (4), muy útil para calibración y cuyo resultado es la luminancia real del negatoscopio, no es apropiada para el desarrollo práctico de los protocolos de control de calidad, dado que se requieren condiciones controladas de laboratorio y las medidas obtenidas no son de aplicación inmediata.

En nuestro caso el factor de calibración, determinado mediante la ecuación (1) y comprobado usando las condiciones de la ecuación (4), resultó ser

$$E(\text{lx}) \cdot 0,497 = B \text{ (cd/m}^2\text{)} \quad (5)$$

REFERENCIAS

SEARS, E.W. (1974)

Fundamentos de Física. Vol. III. Óptica. 4ª edición española. Ed. Aguilar. S.A.

APENDICE III: RELACION DE FIGURAS

RELACION DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1:	29
Control de la inhomogeneidad: distribución de las lecturas en contacto en un negatoscopio sin deterioro por uso previo.	
Figura 2.2:	36
Curva característica de una película obtenida mediante sensitometría con rayos X.	
Figura 2.3:	37
Curva característica de una película obtenida mediante sensitometría con luz azul.	
Figura 2.4:	41
Evolución del velo en función de la temperatura del líquido revelador.	
Figura 2.5:	42
Evolución de la sensibilidad en función de la temperatura del líquido revelador.	
Figura 2.6:	43
Evolución del índice de contraste en función de la temperatura del líquido revelador.	
Figura 3.1:	68
Control de calidad de negatoscopios: distribución de los valores de brillo en 759 negatoscopios.	
Figura 3.2:	69
Control de calidad de negatoscopios: distribución de los resultados de inhomogeneidad en 742 negatoscopios.	

Figura 3.3: 72

Diseño del negatoscopio: diferencia de valores de brillo en un negatoscopio al alejarse las medidas de la línea central del mismo.

Figura 3.4: 83

Control de calidad de procesadoras: alteraciones por desuso, variaciones en la velocidad.

Figura 3.5: 84

Control de calidad de procesadoras: alteraciones por desuso, variaciones en el índice de contraste.

Figura 3.6: 87

Control de calidad de cuartos oscuros: curvas características de 2 películas de una misma emulsión procesadas con entrada de luz y sin ella.

Figura 3.7: 96

Control de calidad de almacenes: curvas características de dos películas de la misma marca y modelo, estando una de ellas deteriorada por causa ajena al almacenamiento.

Figura 3.8: 103

Control de calidad de cartulinas de refuerzo: conservación de la sensibilidad. Curvas características de dos combinaciones de la misma marca y modelo con distinta antigüedad.

Figura 3.9: 112

Control de calidad de películas: curvas sensitométricas de tres películas distintas, VALCA HPX44, VALCA HPX45 y AGFA RP2.

	Página
Figura 3.10:	120
Control de calidad de películas: curvas características de dos películas de la misma sensibilidad nominal y distinta sensibilidad real.	
Figura 4.1:	127
Test TOR (CDR): esquema con los detalles de los objetos de prueba.	
Figura 4.2:	135
Caracterización del test TOR (CDR): evolución del límite de resolución espacial con el brillo del negatoscopio.	
Figura 4.3:	136
Caracterización del test TOR (CDR): evolución de la sensibilidad a bajo contraste con el brillo del negatoscopio.	
Figura 4.4:	138
Caracterización del test TOR (CDR): evolución de la sensibilidad a alto contraste con el brillo del negatoscopio.	
Figura 4.5:	140
Caracterización del test TOR (CDR): sensitometría con rayos X obtenida en las condiciones recomendadas.	
Figura 4.6:	142
Caracterización del test TOR (CDR): evolución del límite de resolución espacial frente a la variación de la temperatura del líquido revelador.	

Figura 4.7: 143

Caracterización del test TOR (CDR): evolución de la sensibilidad a bajo contraste frente a la variación de la temperatura del líquido revelador.

Figura 4.8: 144

Caracterización del test TOR (CDR): evolución de la sensibilidad a alto contraste frente a la variación de la temperatura del líquido revelador.

Figura 4.9: 157

Caracterización del test TOR (CDR): evolución del límite de resolución espacial frente a las variaciones de la densidad óptica.

Figura 4.10: 159

Caracterización del test TOR (CDR): evolución de la sensibilidad a bajo contraste frente a las variaciones de la densidad óptica.

Figura 4.11: 160

Caracterización del test TOR (CDR): evolución de la sensibilidad a alto contraste frente a las variaciones de la densidad óptica.

Figura 4.12: 164

Caracterización del test TOR (CDR): relación de las variaciones en el límite de resolución espacial frente a la dosis impartida.

Figura 4.13: 165

Caracterización del test TOR (CDR): relación de las variaciones en la sensibilidad a bajo contraste frente a la dosis impartida.

Figura 4.14: 166

Caracterización del test TOR (CDR): relación de las variaciones en la sensibilidad a alto contraste frente a la dosis impartida.

Figura 4.15: 169

Control de calidad de la imagen mediante el test TOR (CDR): resultados en límite de resolución espacial en 99 equipos.

Figura 4.16: 170

Control de calidad de la imagen mediante el test TOR (CDR): resultados en sensibilidad a bajo contraste en 99 equipos.

Figura 4.17: 172

Control de calidad de la imagen mediante el test TOR (CDR): resultados en sensibilidad a alto contraste en 99 equipos.

Figura 4.18: 180

Control de calidad de la imagen mediante el test TOR (CDR): calificación de la imagen en 99 equipos.

Figura 5.1: 193

Esquema del objeto construido con sus tres módulos y los soportes que permiten la aparición de un intervalo de 5 cm de aire.

Figura 5.2: 199

Caracterización del test SAD-SECI: resolución espacial frente a la emisividad a través de la película ya procesada.

	Página
Figura 5.3:	200
Caracterización del test SAD-SECI: sensibilidad a bajo contraste frente a la emisividad a través de la película ya procesada.	
Figura 5.4:	201
Caracterización del test SAD-SECI: sensibilidad a alto contraste frente a la emisividad a través de la película ya procesada.	
Figura 5.5:	204
Caracterización del test SAD-SECI: sensitometría con rayos X en condiciones estándar de una exploración de Abdomen en proyección AP.	
Figura 5.6:	206
Caracterización del test SAD-SECI: evolución del límite de resolución espacial frente a la variación de la temperatura del líquido revelador.	
Figura 5.7:	207
Caracterización del test SAD-SECI: evolución de la sensibilidad a bajo contraste frente a la variación de la temperatura del líquido revelador.	
Figura 5.8:	208
Caracterización del test SAD-SECI: evolución de la sensibilidad a alto contraste frente a la variación de la temperatura del líquido revelador.	
Figura 5.9:	219
Caracterización del test SAD-SECI: relación de la dosis impartida con la resolución espacial en función de la combinación empleada.	

	Página
Figura 5.10a:	221
Caracterización del test SAD-SECI: evolución del contraste con el ennegrecimiento de la película para combinaciones azules.	
Figura 5.10b:	222
Caracterización del test SAD-SECI: evolución del contraste con el ennegrecimiento de la película para combinaciones azules.	
Figura 5.11a:	223
Caracterización del test SAD-SECI: evolución del contraste con el ennegrecimiento de la película para combinaciones verdes.	
Figura 5.11b:	224
Caracterización del test SAD-SECI: evolución del contraste con el ennegrecimiento de la película para combinaciones verdes.	
Figura 5.12:	230
Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de límite de resolución espacial y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de abdomen en proyección AP.	
Figura 5.13:	231
Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a bajo contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de abdomen en proyección AP.	

Figura 5.14: 232

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a alto contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de abdomen en proyección AP.

Figura 5.15: 234

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de límite de resolución espacial y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de columna lumbar y pelvis en proyección AP.

Figura 5.16: 235

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a bajo contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de columna lumbar y pelvis en proyección AP.

Figura 5.17: 236

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a alto contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de columna lumbar y pelvis en proyección AP.

Figura 5.18: 238

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de límite de resolución espacial y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de tórax en proyección PA.

Figura 5.19: 239

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a bajo contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de tórax en proyección PA.

Figura 5.20: 240

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a alto contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de tórax en proyección PA.

Figura 5.21: 243

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de límite de resolución espacial y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de cráneo en proyección PA.

Figura 5.22: 244

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a bajo contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de cráneo en proyección PA.

Figura 5.23: 245

Caracterización del test SAD-SECI: variaciones de sensibilidad a alto contraste y de densidad óptica media en función de los cambios en las condiciones de exposición en exploraciones de cráneo en proyección PA.

Figura 5.24: 247

Caracterización del test SAD-SECI: influencia de la capacidad del observador.

Figura 5.25: 249

Caracterización del test SAD-SECI: influencia de los criterios de observación.

APENDICE IV: RELACION DE TABLAS

RELACION DE TABLAS

	Página
Tabla 2.1:	39
Evolución de los parámetros de control: velo, velocidad y contraste, en las principales alteraciones del procesado o del cuarto oscuro.	
Tabla 2.2:	52
Protocolo de control de calidad en cuartos oscuros: parámetros a controlar, método, material, valores límite y periodicidad.	
Tabla 3.1:	66
Resultados del control de calidad en negatoscopios: número de negatoscopios controlados en cada centro, valores medios de brillo e inhomogeneidad con sus desviaciones.	
Tabla 3.2:	76
Resultados del control de procesadoras: películas procesadas dentro y fuera de rango en los centros controlados.	
Tabla 3.3:	79
Resultados del control de procesadoras en el centro 1: número de días que se realizó el control, carga diaria de películas, días con averías, número de días que se ha procesado en condiciones inadecuadas, películas reveladas en buenas condiciones, en malas condiciones y total.	
Tabla 3.4:	79
Resultados del control de procesadoras en el centro 2.	
Tabla 3.5:	80
Resultados del control de procesadoras en el centro 3.	

	Página
Tabla 3.6:	80
Resultados del control de procesadoras en el centro 4.	
Tabla 3.7:	81
Resultados del control de procesadoras en el centro 5.	
Tabla 3.8:	81
Resultados del control de procesadoras en el centro 6.	
Tabla 3.9:	81
Resultados del control de procesadoras en el centro 7.	
Tabla 3.10:	90
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 1: número de procesadoras, entradas de luz, luces de seguridad, tamaño, ventilación y distribución.	
Tabla 3.11:	90
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 2.	
Tabla 3.12:	91
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 3.	
Tabla 3.13:	91
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 4.	
Tabla 3.14:	91
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 5.	

Tabla 3.15:	91
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 6.	
Tabla 3.16:	92
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 7.	
Tabla 3.17:	92
Resultados del control de calidad de cuartos oscuros en el centro 8.	
Tabla 3.18:	95
Resultados del control de calidad en almacenes: radiación, temperatura, humedad, especificidad, colocación y movilidad de existencias.	
Tabla 3.19:	98
Influencia de las condiciones de almacenamiento en las características de las películas: variaciones en los valores sensitométricos con luz azul.	
Tabla 3.20:	98
Influencia de las condiciones de almacenamiento en las características de las películas: variaciones en los valores sensitométricos con rayos X.	
Tabla 3.21:	100
Resultados del control de calidad en chasis y cartulinas de refuerzo: número de chasis controlados en cada centro, chasis luz de día, chasis con contacto inadecuado, con falta de hermeticidad y con problemas de descarga.	

Tabla 3.22: 108

Control de calidad de películas: resumen de la información suministrada por las casas sobre las principales características técnicas de las películas estudiadas.

Tabla 3.23: 110

Control de calidad de películas: resultados de la sensitometría con luz azul (velo, velocidad relativa, índice de gradiente, de contraste y densidad máxima).

Tabla 3.24: 114

Control de calidad de películas: resultados de la sensitometría con rayos X (velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima).

Tabla 3.25: 116

Porcentajes de variación en la sensitometría con luz azul transcurridos seis meses: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima.

Tabla 3.26: 117

Porcentajes de variación en la sensitometría con luz rayos X transcurridos seis meses: velo, velocidad relativa, índice de gradiente, índice de contraste y densidad máxima.

Tabla 4.1: 130

Correspondencia entre los conjuntos de líneas visualizados y los pares de líneas por milímetro en la rejilla de resolución del test TOR (CDR).

Tabla 4.2: 148

Influencia de la temperatura de almacenamiento: variaciones en el control de calidad de la imagen en los valores de resolución espacial, sensibilidad al alto contraste y sensibilidad al bajo contraste.

Tabla 4.3: 153

Influencia de la película en los parámetros de calidad de la imagen del test TOR (CDR): resolución espacial, sensibilidad al alto contraste y sensibilidad al bajo contraste.

Tabla 4.4: 154

Influencia del tiempo de almacenamiento: variaciones en el control de calidad de la imagen en los valores de resolución espacial, sensibilidad al alto contraste y sensibilidad al bajo contraste

Tabla 4.5: 171

Control de calidad de imagen con el test TOR (CDR): valores medios de resolución espacial (pl/mm), sensibilidad a bajo y alto contraste (nº de detalles). Calificación de las salas.

Tabla 4.6a: 173

Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 1: salas, resolución espacial, sensibilidad a bajo y alto contraste. Calificación obtenida.

Tabla 4.6b: 174

Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 1.

Tabla 4.6c: 175

Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 1.

Tabla 4.7: 176

Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 2.

	Página
Tabla 4.8:	176
Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 3.	
Tabla 4.9:	177
Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 4.	
Tabla 4.10:	177
Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 5.	
Tabla 4.11:	178
Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 6.	
Tabla 4.12:	178
Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 7.	
Tabla 4.13:	178
Resultados del control de calidad de la imagen con el test TOR (CDR) en el centro 8.	
Tabla 5.1:	194
Sistema de absorción y dispersión: situación de los módulos en función de las exploraciones realizadas.	
Tabla 5.2:	214
Combinaciones cartulina de refuerzo-película estudiadas: código de identificación, marca y modelo de las cartulinas, fósforo que las componen, pico de emisión y color de emisión; marca y modelo de las películas.	

Página

Tabla 5.3: 216

Resultados de dosis a la entrada y parámetros de calidad de imagen para los sistemas "azules".

Tabla 5.4: 217

Resultados de dosis a la entrada y parámetros de calidad de imagen para los sistemas "verdes".

**APENDICE V: RELACION DE PUBLICACIONES, INFORMES
Y COMUNICACIONES A CONGRESOS
ELABORADOS A PARTIR DE LA
REALIZACION DE ESTE TRABAJO O
RELACIONADOS CON EL MISMO**

RELACION DE PUBLICACIONES, INFORMES Y COMUNICACIONES A CONGRESOS ELABORADOS A PARTIR DE LA REALIZACION DE ESTE TRABAJO O RELACIONADOS CON EL MISMO

- 1) E. VAÑO, L. GONZALEZ, E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA y OTROS.

"Resultados de dosis en pacientes". Informe correspondiente al proyecto sobre Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico. Memoria presentada a la Comisión de Comunidades Europeas, Comisión Asesora de Investigación Científica y Técnica, Ministerio de Sanidad y Consumo y Consejo de Seguridad Nuclear. (1989).

- 2) E. GUIBELALDE y A. L. LLORCA.

"Control de Calidad de los soportes de la imagen en Radiodiagnóstico". Libro de trabajos del VII Congreso Nacional de Física Médica, pp. 176-181. Oviedo (1989).

- 3) M. J. RUIZ, L. GONZALEZ, E. VAÑO, E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA y A. MARTINEZ.

"Medida de dosis en exploraciones frecuentes de radiodiagnóstico pediátrico. Variaciones con la edad y sistemas de imagen". Radiología, 31(6), pp. 491-498, (1989).

- 4) E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA y E. VAÑO.

"Control de calidad de los negatoscopios; establecimiento de los requisitos mínimos y resultados de un programa piloto de control de calidad en el área de Madrid". Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Ed. SEPR. pp. 20-34. (1989).

- 5) P. LOPEZ FRANCO, E. VAÑO, V. DELGADO, E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA, M. CHEVALIER y M. MARCO.

"Influencia de los medios técnicos utilizados en la calidad de la imagen mamográfica. Repercusión en la dosis recibida por el paciente". Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Ed. SEPR. pp. 53-56. (1989).

- 6) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE y E. VAÑO.

"Resultados del programa piloto de control de calidad en Radiodiagnóstico: Procesadoras de películas". Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Ed. SEPR. pp. 894-910. (1989).

- 7) P. LOPEZ FRANCO, E. VAÑO, V. DELGADO, E. GUIBELALDE, P. ORTIZ, A. L. LLORCA, M. BEZARES y J. CASTRO.

"Resultados del programa de evaluación de dosis a los pacientes en radiodiagnóstico y control de calidad en el hospital de la Princesa". Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Ed. SEPR. pp. 36-49. (1989).

- 8) M. J. RUIZ, L. GONZALEZ, E. VAÑO, E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA y A. MARTINEZ.

"Medida de dosis en exploraciones frecuentes de radiodiagnóstico pediátrico. Variaciones con la edad y sistemas de imagen". Libro de trabajos del III Congreso Nacional de Protección Radiológica. Ed. SEPR. pp. 780-798. (1989).

- 9) E. GUIBELALDE y A. L. LLORCA.

"Garantía de calidad de los soportes de la imagen en radiodiagnóstico en el Hospital de la Princesa". Informe elaborado a petición del Jefe de Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital de la Princesa. Madrid. (1989).

- 10) E. VAÑO, L. GONZALEZ, E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA y OTROS.

"Estudio sobre Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico y Evaluación de Dosis a los Pacientes". Informe correspondiente al proyecto del mismo título financiado por el Ministerio de Sanidad y Consumo. 6 volúmenes. Cátedra de Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. (1989).

- 11) E. GUIBELALDE y A. L. LLORCA.

"Garantía de calidad de los soportes de la imagen en Radiología Obstétrica del Hospital Doce de Octubre". Informe elaborado a petición del Jefe de Sección de Radiología Obstétrica del Hospital Doce de Octubre. (1989).

- 12) E. VAÑO, P. MORAN, L. GONZALEZ, E. GUIBELALDE, M. J. RUIZ, J. M. FERNANDEZ y A. L. LLORCA.

"Análisis comparativo de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico hospitalario y en el ambulatorio". Memoria presentada al Fondo de Investigaciones Sanitarias, como resultado del desarrollo del proyecto del mismo título, subvencionado por este Organismo (expdte. 88/2183). (1989).

- 13) A. L. LLORCA y E. GUIBELALDE.

"Evaluación de la imagen radiológica: Diseño y puesta en práctica de un protocolo de control de calidad en los soportes de la imagen en Radiodiagnóstico". Resumen del trabajo de investigación realizado en el periodo Septiembre 1988-Junio 1989. Informe presentado al Consejo de Seguridad Nuclear. (1989).

- 14) E. GUIBELALDE, E. VAÑO & A. L. LLORCA

"Quality Assurance of viewing boxes. Proposal of establishment of minimum requirements and results from a Spanish Q.C. Programme". British Journal of Radiology, 63, pp. 564-567. (1990).

- 15) E. VAÑO, L. GONZALEZ, E. GUIBELALDE, A. L. LLORCA y OTROS.

"Plan Piloto de control de calidad en radiodiagnóstico y repercusión en la dosimetría a los pacientes". Primer Informe. Cátedra de Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. (1990).

- 16) M. J. RUIZ y A. L. LLORCA.

"Zona anatómica irradiada en radiodiagnóstico". Documento interno de trabajo de la Cátedra de Física Médica, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid. (1990).

- 17) E. VAÑO, L. GONZALEZ, E. GUIBELALDE, J. M. FERNANDEZ y A. L. LLORCA.

"Informe de las especificaciones técnicas y de densitometría de las películas para diagnóstico, presentadas en el concurso 06/90 destinadas a instituciones sanitarias de la Seguridad Social". Números de Orden 01 y 02. (1990).

- 18) A. L. LLORCA y E. GUIBELALDE.

"Control de calidad en grafía. Manejo de objetos de prueba". Guión de prácticas elaborado para el plan de formación de Protección Radiológica 1990 del Servicio de Física Médica del Hospital Universitario San Carlos. (1990).

- 19) E. GUIBELALDE y A. L. LLORCA.

"Control de calidad en el procesado de la película radiográfica. La sensitometría en la práctica. Cámara oscura". Guión de prácticas elaborado para el plan de formación de Protección Radiológica 1990 del Servicio de Física Médica del Hospital Universitario San Carlos. (1990).

- 20) A. L. LLORCA y E. GUIBELALDE.

"Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico: Empleo de un objeto de prueba sencillo para control de calidad en radiodiagnóstico convencional". Resumen del trabajo de investigación realizado en el periodo Septiembre 1990-Febrero 1991. Informe presentado al Consejo de Seguridad Nuclear. (1991).

- 21) E. VAÑO, L. GONZALEZ, M. J. RUIZ y A. L. LLORCA.

"Control de calidad en radiodiagnóstico pediátrico y repercusión en la dosimetría a los pacientes". Primer informe. Hospital Nacional Infantil Niño Jesús. Realizado por la Cátedra de Física Médica de la Universidad Complutense de Madrid, en colaboración con la Unidad de Protección Radiológica del Hospital de la Princesa. Madrid. (1991).

- 22) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE y E. VAÑO.

"Control de calidad en radiodiagnóstico: resultados de un programa piloto en almacenes de películas y cuartos oscuros". Radiología, 33 (6), pp. 427-432. (1991).

- 23) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE y E. VAÑO.

"Garantía de calidad en radiodiagnóstico: resultados de un control sensitométrico de procesadoras de películas". Radiología, 33 (6), pp. 433-437. (1991).

- 24) A. L. LLORCA y E. GUIBELALDE.

"Optimización de la Protección Radiológica en Radiodiagnóstico: Diseño y desarrollo de un objeto de prueba para control de calidad en radiodiagnóstico". Resumen del trabajo de investigación realizado en el periodo Marzo 1991-Agosto 1991. Informe presentado al Consejo de Seguridad Nuclear. (1991).

- 25) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE, J. M. FERNANDEZ y E. VAÑO.

"Estudio de la evolución de calidad de imagen y sensitometría en películas para radiología convencional". Libro de Trabajos del VIII Congreso Nacional de Física Médica. Sevilla. (1991).

- 26) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE, E. VAÑO, & M. J. RUIZ.

"Analysis of image quality parameters using a combination of an ANSI type phantom and the Leeds TOR(CDR) test in simulations of simple examinations". Presentado en el "Workshop: Test phantom and optimisation in diagnostic radiology and nuclear medicine". Würzburg (RFA). (1992).

- 27) M. J. RUIZ, A. L. LLORCA, E. VAÑO y A. MARTINEZ.

"Reducción de dosis de radiación a los pacientes en radiodiagnóstico pediátrico. Casos prácticos". Aceptado en Radiología (1992).

28) M. J. RUIZ, A. L. LLORCA y E. VAÑO.

"Reducción de dosis de radiación a los pacientes. Casos prácticos". Aceptado en Radiología (1992).

29) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE, E. VAÑO, & M. J. RUIZ.

"Analysis of image quality parameters using a combination of an ANSI type phantom and the Leeds TOR(CDR) test in simulations of simple examinations". (Aceptado en Radiation Protection Dosimetry). (1992).

30) A. L. LLORCA, E. GUIBELALDE, J. M. FERNANDEZ y E. VAÑO.

"Estudio comparativo de películas para radiología convencional". Radiología, 35, 1, pp. 35-42. (1993).

31) E. GUIBELALDE, E. VAÑO, J. M. FERNANDEZ, A. L. LLORCA & M. J. RUIZ

"Image Quality and Patient Dose for different screen-film systems". Sometido a British Journal of Radiology. (1993).

* * *