

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA QUÍMICA Y NUCLEAR



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA

**INDICADORES DE CALIDAD DE IMÁGENES DIGITALES
EN PROGRAMAS DE CONTROL DE CALIDAD EN
MAMOGRAFIA**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Juan Manuel Campayo Esteban

Dirigida por:

Dr. I. I. Gumersindo Jesús Verdú Martín.

Dr. C. F. Francisco Ródenas Escriba.

Valencia, Diciembre de 2005.

*“nunca es tarde
si la dicha es buena”*

A mis hijos,
Ana y Gonzalo

Agradecimientos

A mis directores de tesis Gumersindo Verdú y Francisco Ródenas

A Logística y Acondicionamientos Industriales S.A. (LAINSA), en su conjunto, tanto a la Dirección, que me ha permitido y ha animado a la realización de esta tarea, como a mis compañeros que me han apoyado y ayudado a que sea posible.

A la Oficina del Plan del Cáncer, de la Consellería de Sanidad de la Comunidad Valenciana, personalizada en la jefa de servicio Lola Salas, por la información facilitada y el apoyo a proyectos como este.

A los servicios de radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Valencia y Dr. Peset por permitir la realización de pruebas sobre sus equipos.

A mis compañeros de trabajo, tanto del Hospital Clínico, como de LAINSA, con mención especial para Arturo, Javier y Viçent.

Por último mi gratitud para Patricia, entusiasta, trabajadora incansable que me ha ayudado y animado de forma constante prácticamente desde el inicio hasta su conclusión.

RESUMEN

La valoración de la calidad de la imagen de un fantoma radiográfico es uno de los ejes fundamentales en un completo programa de control de calidad de equipamiento radiográfico. Para poder realizar un diagnóstico adecuado en radiodiagnóstico, es necesario que los objetos con bajo contraste y diámetro puedan ser distinguidos del fondo. Así pues, la evaluación de la calidad de la imagen obtenida en estos términos es muy útil para caracterizar las propiedades físicas en el proceso de la cadena de imagen.

En esta tesis se ha desarrollado un método para analizar la calidad de la imagen digital de un fantoma mamográfico por medio de técnicas de proceso automáticas. Se han aplicado a unidades de mamografía convencional y a sistemas mamográficos de radiografía computarizada. El uso del sistema digital permite la adquisición de la imagen directamente, evitando así la digitalización necesaria para el análisis automático de la imagen obtenida por un equipo tradicional de revelado. Las técnicas usadas para el tratamiento de la imagen son técnicas estándares como la umbralización de la imagen para detectar los objetos, el crecimiento regional a través de píxeles semilla, la utilización de operadores morfológicos para determinar la forma y tamaño de los objetos, etc. Este estudio permite la obtención de la información sobre las características de los fantomas, muy difícil de obtener mediante la observación directa debido a su pequeño tamaño y moderado contraste. El objetivo final de este trabajo es obtener uno o más parámetros para caracterizar la referencia en la calidad de imagen del fantoma de una manera objetiva. Estos parámetros servirán para comparar las imágenes obtenidas en diversos centros mamográficos, así como para estudiar la evolución temporal de la calidad de la imagen producida por una instalación de diagnóstico mamográfico determinada.

EXTRACTE

La valoració de la qualitat de la imatge d'un maniquí radiogràfic és un dels eixos fonamentals en un complet programa de control de qualitat d'equipament radiogràfic. Per a poder realitzar un diagnòstic adient en radiodiagnòstic, cal que els objectes amb baix contrast i diàmetre puguin ser distingits del fons. Així doncs, l'avaluació de la qualitat de la imatge obtinguda en aquests termes és molt útil per a caracteritzar les propietats físiques en el procés de la cadena d'imatge.

En aquesta tesi s'ha desenvolupat un mètode per a analitzar la qualitat de la imatge digital d'un maniquí mamogràfic per mitjà de tècniques de processament automàtiques. S'han aplicat a unitats de mamografia convencional i a sistemes mamogràfics de radiografia computaritzada. L'ús del sistema digital permet l'adquisició de la imatge directament, per la qual cosa s'evita la digitalització necessària per a l'anàlisi automàtica de la imatge obtinguda per un equip tradicional de revelatge. Les tècniques utilitzades per al tractament de la imatge són tècniques estàndards com la l·ludarització de la imatge per a detectar els objectes, el creixement regional mitjançant píxels llavor, la utilització d'operadors morfològics per a determinar la forma i grandària dels objectes, etc. Aquest estudi permet l'obtenció de la informació sobre les característiques dels maniquins, molt difícil d'obtenir per mitjà de l'observació directa a causa de la seua petita grandària i moderat contrast. L'objectiu final d'aquest treball és obtenir un o més paràmetres per a caracteritzar la referència en la qualitat d'imatge del maniquí d'una manera objectiva. Aquests paràmetres serviran per a comparar les imatges obtingudes en diversos centres mamogràfics, i també per a estudiar l'evolució temporal de la qualitat de la imatge produïda per una instal·lació de diagnòstic mamogràfic determinada.

ABSTRACT

The image quality assessment of a radiographic phantom image is one of the fundamental points in a complete quality control programme of a radiographic equipment. In the radiographic technique it is necessary that objects with low contrast and diameter could be distinguish of its background, to carry out a suitable diagnosis. So, the quality of the obtained image is very useful to characterize the physical properties of the imaging chain.

In this thesis a method has been developed to analyse the digital image quality of a mammographic phantom by means of automatic process techniques, obtained by a film-screen and computed radiography mammographic equipments. The use of digital system allows the directly acquisition of the image, avoiding the digitisation that it is necessary for the automatic analysis of the image obtained by a traditional film-screen equipment. The techniques used for the image treatment are standard techniques as the image thresholding to detect objects, the regional growing for pixels pooling, the morphological operator application to determine the objects shape and size, etc... This study allows the obtention of information about the phantom characteristics, that due to its small size and lowly contrast can be obtained very difficultly by direct observation. The final aim of this work is to obtain one or more parameters to characterize the reference phantom quality image in an objective way. These parameters will serve to compare images obtained at different mammographic centers and also, to study the temporal evolution of the image quality produced by determined mammographic equipment.

INDICE GENERAL

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

- 1.1. Justificación
- 1.2. Objetivos
- 1.3. Aportaciones de la tesis

CAPITULO 2: ESTADO DEL ARTE

- 2.1 Introducción
- 2.2 Radiodiagnóstico, cadena de imagen.
 - 2.2.1. Sistema generador de rayos X.
 - 2.2.2. Sistema de soporte y adquisición de imagen
 - 2.2.3. Sistema de visualización de imagen
- 2.3 Mamografía convencional; cadena de imagen
 - 2.3.1. Equipo generador de rayos X.
 - 2.3.2. Sistema de soporte y adquisición de imagen.
 - 2.3.3. Sistema de visualización de imagen.
- 2.4 Mamografía digital; cadena de imagen
 - 2.4.1. Generadores de rayos X; aspectos geométricos.
 - 2.4.2. Detector
 - 2.4.3 Procesado de imagen
 - 2.4.4 Sistema de visualización
 - 2.4.5 Almacenamiento y transmisión
- 2.5 Garantía de calidad mamografía
 - 2.5.1. Fases de un programa de garantía de calidad
- 2.6 Control de calidad en mamografía
 - 2.6.1. Indicadores de calidad.
 - 2.6.1.1. Dosis al paciente
 - 2.6.1.2. Calidad de la imagen
 - 2.6.2. Control de calidad de equipos de mamografía (Protocolo Español)
 - 2.6.3. Test de constancia

- 2.7 Índices de calidad-imagen
 - 2.7.1 Introducción
 - 2.7.2 Tipos de fantomas radiográficos
 - 2.7.3 Protocolos utilizados para determinar la calidad de imagen.
- 2.8 Índices de calidad-dosis

CAPITULO 3: TÉCNICAS DE PROCESADO DIGITAL DE IMAGEN

- 3.1 Introducción
- 3.2 Adquisición de la imagen digital
- 3.3 Conceptos generales de procesamiento digital
- 3.4 Técnicas de segmentación
 - 3.4.1 Segmentación mediante umbrales
 - 3.4.2 Segmentación mediante detección de regiones
 - 3.4.3 Segmentación mediante detección de texturas
 - 3.4.4 Segmentación mediante detección de contornos
- 3.5 Morfología matemática

CAPITULO 4: MATERIALES Y METODOS

- 4.1 Materiales
 - 4.1.1 Introducción
 - 4.1.2 Descripción del fantoma
 - 4.1.3 Descripción de la instalación de mamografía convencional utilizada
 - 4.1.4 Descripción del escáner y del proceso de digitalización
 - 4.1.5 Descripción de la instalación de mamografía digital
 - 4.1.6 Descripción del fantoma para mamografía digital (CDMAM)
- 4.2 Metodología
 - 4.2.1 Introducción
 - 4.2.2 Zona de microcalcificaciones
 - 4.2.3 Zona de resolución

- 4.2.4 Zona de densidades de referencia
- 4.2.5 Zona de sensibilidad de bajo contraste
- 4.2.6 Establecimiento de un protocolo de calidad para el fantoma modelo 11A, versión SP01, de CIRS.
- 4.2.7 Metodología de evaluación CDMAM 3.4

CAPITULO 5: RESULTADOS

- 5.1 Resultados obtenidos en la aplicación a instalaciones de mamografía convencional
 - 5.1.1 Introducción
 - 5.1.2 Resultados en cuanto a la aplicación de los algoritmos de caracterización automática
 - 5.1.3 Resultados en cuanto al Índice de calidad de imagen
 - 5.1.4 Resultados en cuanto a la precisión de las medidas
 - 5.1.5 Resultados en cuanto al funcionamiento del equipo mamográfico.
- 5.2 Resultados obtenidos en la aplicación a instalación de mamografía digital (mamografía computerizada)
 - 5.2.1 Resultados en cuanto al funcionamiento del equipo mamográfico.
 - 5.2.2 Resultados del fantoma CDMAM 3.4 ante distintas condiciones de funcionamiento del equipo.

CAPITULO 6 :CONCLUSIONES

- 6.1. Discusión de los resultados
- 6.2. Conclusiones generales
- 6.3. Líneas futuras

BIBLIOGRAFÍA

PUBLICACIONES (Revistas y Congresos)

INDICE DE TABLAS

CAPITULO 2: ESTADO DEL ARTE

Tabla 2.1. Valores de referencia de la dosis al paciente

Tabla 2.2. Condiciones técnicas de realización de ensayos para control de calidad del equipamiento mamografico

Tabla 2.3 Parámetros ESENCIALES de los equipos de mamografía

Tabla 2.4. Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos de mamografía.

Tabla 2.5 Parámetros esenciales de los equipos digitales

Tabla 2.6. Parámetros complementarios de los equipos digitales.

Tabla 2.7: Método de puntuación del fantoma MTM 100.

CAPITULO 4: MATERIALES Y METODOS

Tabla 4.1: Características geométricas de cada grupo de las microcalcificaciones del fantoma SP01.

Tabla 4.2: Características geométricas de cada hilera de las masas de bajo contraste del fantoma SP01.

Tabla 4.3: Características geométricas de cada arco de las masas de bajo contraste del fantoma SP01.

Tabla 4.4: Características geométricas de cada grupo de fibras del fantoma SP01.

Tabla 4.5: Características de cada grupo de la zona de resolución del fantoma SP01.

Tabla 4.6: Características de cada grupo de densidades de referencia del fantoma SP01.

Tabla 4.7: Características de cada marca radiográfica del fantoma SP01.

Tabla 4.8: Características técnicas de la instalación de mamografía convencional

Tabla 4.9: Puntuaciones de los grupos de microcalcificaciones y resolución, para la determinación del índice de calidad de imagen.

CAPITULO 5: RESULTADOS

Tabla 5.1: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 1*.

Tabla 5.2: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 2*.

Tabla 5.3: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 3*.

Tabla 5.4: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 4*.

Tabla 5.5: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 5*.

Tabla 5.6: Media y varianza del tamaño de cada grupo visible de microcalcificaciones de cada una de las imágenes escaneadas a 600 dpi.

Tabla 5.7: Límites de la resolución horizontal y vertical de las imágenes.

Tabla 5.8: Signal-to-noise ratio de las zonas de densidad óptica de referencia, SNR_d , tejido graso, SNR_g , y tejido glandular, SNR_g .

Tabla 5.9: Número de microcalcificaciones detectadas por grupos, diámetros y resolución para cuatro imágenes del fantoma.

Tabla 5.10: Valores del IQI1 y del IQI2 de las cuatro imágenes del fantoma escaneadas a 600 dpi.

Tabla 5.11: Resultados del grupo 10 de microcalcificaciones.

Tabla 5.12: Resultados de la zona de resolución horizontal.

Tabla 5.13: Resultados de la zona de resolución vertical.

Tabla 5.14: Resultados de la zona de densidades

Tabla 5.15: Resultados de la zona de masas.

Tabla 5.16: Resultados de la microcalcificación 1 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.17: Resultados de la microcalcificación 2 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.18: Resultados de la microcalcificación 3 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.19: Resultados de la microcalcificación 4 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.20: Resultados de la microcalcificación 5 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.21: Resultados de la microcalcificación 6 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.22: Resultados del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones, cuyos valores han sido calculados como promedio de los valores de todas las microcalcificaciones.

Tabla 5.23: Resultados de la zona de resolución horizontal.

Tabla 5.24: Resultados de la zona de resolución vertical.

Tabla 5.25: Amplitudes de los grupos para la zona de resolución horizontal.

Tabla 5.26: Resultados de la zona de densidades de referencia, glandular y grasa.

Tabla 5.27: Resultados de la zona de masas 1 hilera, de espesor 4.5 mm de la zona de bajo contraste.

Tabla 5.28: Resultados de la zona de masas 2 hilera, de espesor 3.0 mm de la zona de bajo contraste.

Tabla 5.29: Resultados de la microcalcificación 1 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.30: Resultados de la microcalcificación 2 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.31: Resultados de la microcalcificación 3 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.32: Resultados de la microcalcificación 4 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.33: Resultados de la microcalcificación 5 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.34: Resultados de la microcalcificación 6 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Tabla 5.35: Resultados del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones, cuyos valores han sido calculados como promedio de los valores de todas las microcalcificaciones.

Tabla 5.36: Resultados de la zona de resolución horizontal.

Tabla 5.37: Resultados de la zona de resolución vertical.

Tabla 5.38: Resultados de la zona de densidades de referencia, glandular y grasa.

Tabla 5.39: Resultados de la zona de masas 1 hilera, de espesor 4.5 mm de la zona de bajo contraste.

Tabla 5.40: Resultados de la zona de masas 2 hilera, de espesor 3.0 mm de la zona de bajo contraste

INDICE DE FIGURAS

CAPITULO 2: ESTADO DEL ARTE

Figura 2.1. Espectros genéricos de rayos X

Figura 2.2. Tipos de rectificación y su efecto en la generación de rayos X

Figura 2. 3. Esquematación del efecto del tamaño de foco en la penumbra de la imagen

Figura 2. 4. Angulación del ánodo y su efecto en el tamaño de foco efectivo

Figura 2. 5. Efecto “talon” en el haz de rayos X

Figura 2. 6. Espectro de RX para ánodos constituidos con elementos diferentes, obtenidos con la misma corriente catódica (mA)

Figura 2.7. Esquema de la filtración de un tubo equipoad de rayos X. 1 y 2 filtración inherente, 3 filtración añadida

Figura 2.8 . Efecto de la filtración sobre el espectro de rayos X

Figura 2.9 . Esquematación del sistema óptico de simulación del haz de radiación

Figura 2.10 . Efecto de la rejilla “antidifusora”

Figura 2.11 Chasis radiográfico típico: disposición tipo libro, donde las pantallas reforzadoras (fluorescentes) se disponen en ambas caras, de manera que componen un “sandwich” con la película radiográfica que tiene emulsión en ambos lados.

Figura 2.12. Curva característica de dos películas radiográficas diferentes. La película 1 posee una sensibilidad mas baja que la película 2, pero esta última podrá suministrar un mayor contraste (menor latitud).

Figura 2.13. Sección de una procesadora automática

Figura 2.14. Efecto de la temperatura, velocidad y concentración de revelador en el proceso de revelado

Figura 2.15. Efecto del procesado en la curva de velocidad de la película radiográfica

Figura 2.16. Espectro de salida de un tubo de rayos X polarizado a 28 kVp con ánodo de W (línea continua) y con ánodo de Mo (línea punteada).

Figura 2.17 Espectro de salida para un tubo con ánodo de Mo, a 30 kVp de tensión con filtros de 0,03 mm de Mo, o 0,025 mm de Rh

Figura 2.18. Esquema de un mamógrafo

Figura 2.19. Sistema de mamografía con ocho detectores para control de exposimetría

Figura 2.20. Variación del FIC y del FR en función del espesor de la mama, para una rejilla móvil (M) y para una rejilla fija (S). Estudio realizado a 28 kV con tubo de ánodo de Mo y filtro 0.03 mm Mo.

Figura 2.21. Disposición cartulina-película en mamografía

Figura 2.22. Fantomas utilizados a principios del siglo XX.

Figura 2.23: Fantomas utilizados en radioterapia para simular el cerebro, y en ultrasonidos para simular el feto.

Figura 2.24. Fantomas usados comúnmente en Europa para el estudio de la calidad de imagen.

Figura 2.25: Esquema del fantoma MTM100, de CIRS.

CAPITULO 3: TÉCNICAS DE PROCESADO DIGITAL DE IMAGEN

Figura 3.1: Funcionamiento de la tecnología de detección PMT en un escáner de tambor.

Figura 3.2: Funcionamiento de la tecnología de detección CCD en un escáner de plataforma.

Figura 3.3: Imagen con distintas resoluciones. (a) 512x512 píxeles. (b) 128x128 píxeles. (c) 32x32 píxeles.

Figura 3.4: Efecto del suavizado espacial

Figura 3.5: Misma imagen con distintas escalas de gris, (a) 256 niveles de gris, (B) 32 niveles de gris, (c) 4 niveles de gris.

Figura 3.6: Distintos tipos de la misma imagen (a) bien contrastada, (b) muy clara, (c) muy oscura y (d), (e), (f) sus respectivos histogramas.

Figura 3.7: Imagen binaria obtenida tras un proceso de segmentación.

Figura 3.8: (a) Histograma bimodal, con dos distribuciones claramente separadas. (b) Histograma propio de una segmentación multiumbral.

Figura 3.9: (a) Hard threshold. (b) Soft threshold.

Figura 3.10: Tipos de conectividad. (a) Conectividad-4. (b) Conectividad-8.

Figura 3.11: Crecimiento regional en sucesivas etapas a partir de un píxel semilla (punto negro en (a)).

Figura 3.12: Imágenes compuestas por diferentes texturas.

Figura 3.13: (a) Imagen inicial. (b) Imagen obtenida tras aplicar a la imagen inicial la técnica del gradiente.

Figura 3.14: (a) Imagen inicial. (b) Imagen obtenida tras aplicar la técnica basada en la laplaciana de detección de contornos.

Figura 3.15: Elemento de estructura de dimensiones 3×3 , píxel central S_{22} .

Figura 7.16: Modo de operación del elemento estructurante sobre la imagen B .

Figura 3.17: (a) Imagen binaria inicial. (b) Imagen binaria tras aplicar a la imagen inicial una erosión a la capa externa de píxeles. (c) Imagen binaria tras aplicar a la imagen inicial una dilatación a la capa externa de píxeles.

Figura 3.18: (a) Imagen binaria tras aplicar un adelgazamiento sobre la imagen inicial Figura 7.17 (a). (b) Imagen binaria tras aplicar el operador de poda a la imagen binaria obtenida tras el adelgazamiento. (c) Imagen binaria tras aplicar un engrosamiento a la imagen inicial de la **Figura 3.17** (a).

Figura 3.19: (a) Imagen binaria tras la esquelatización aplicada a la imagen binaria inicial de la Figura 7.17 (a). (b) Imagen binaria tras aplicar el operador de poda a la imagen binaria tras la esquelatización.

Figura 3.20: (a) Imagen binaria inicial. (b) Mapa de distancias de la imagen binaria inicial. (c) Objetos separados tras aplicar el algoritmo de línea divisoria de aguas (watershed).

CAPITULO 4: MATERIALES Y METODOS

Figura 4.1: Croquis del fantoma mamográfico, modelo 11-A versión SP01 de CIRS.

Figura 4.2. Controles de procesado realizados sobre película mamográfica.

Figura 4.3 Instalaciones de mamografía convencional

Figura 4.5: Croquis del escáner AGFA Duoscan f40, empleado en la digitalización de las placas radiográficas.

Figura 4.5: Imagen de una placa del fantoma obtenida a 28 kV, 42 mAs y digitalizada a 1200 dpi, a 8 bits/píxel.

Figura 4.6: Representación de la curva del escáner de densidad óptica frente al nivel de gris.

Figura 4.7. Respuesta de la película (procesado) – línea continua – y del escaner – línea de puntos – frente a la exposición.

Figura 4.8: Esquema del sistema de lectura de imagen.

Figura 4.9 Instalaciones de mamografía digital

Figura 4.10: (a) Esquema del fantoma CDMAM 3.4 (b) Imagen radiográfica del CDMAM3.4

Figura 4.11: Subimagen del grupo 10 de microcalcificaciones de una imagen del fantoma.

Figura 4.12: (a) Representación de los niveles de gris alrededor de un píxel semilla. (b) Representación del Fwhm de una de las microcalcificaciones.

Figura 4.13: (a) Microcalcificación obtenida tras la umbralización y el crecimiento regional. (b) Borde de la microcalcificación detectada tras la aplicación del algoritmo.

Figure 4.14: Subimagen de la zona de resolución horizontal.

Figura 4.15: Histograma de la zona de resolución horizontal.

Figura 4.16: Perfil de la subimagen de resolución horizontal.

Figura 4.17: Imagen binaria de la imagen de resolución horizontal.

Figura 4.18: Elementos de estructura utilizados en el adelgazamiento. Los elementos en blanco representan posiciones cuyo valor “no interviene” en el cálculo.

Figura 4.19: Representación de un perfil tras el adelgazamiento de la imagen de resolución horizontal (imagen escaneada a 1200 dpi).

Figura 4.20: (a) Perfil de la zona de resolución horizontal. (b) Amplitudes de grupo y fondo de la imagen para dicho perfil.

Figura 4.21: Subimagen de zona de densidad óptica de referencia y tejido 100 % graso y 100 % glandular.

Figura 4.22: Zona de sensibilidad de bajo contraste.

Figura 4.23: (a) Masa inicial. (b) Máscara binaria con el borde de la masa inicial tras aplicar el algoritmo. (c) Masa inicial con borde, tras aplicar el algoritmo.

Figura 4.24: (a) Perfil de la masa inicial mayor. (b) Perfil de la masa inicial tras identificar la masa, con sus promedios, medida del contraste.

Figura 4.25: (a) Representación de los niveles de gris de la masa inicial en tres dimensiones (b) Representación de los niveles de gris de los promedios en tres dimensiones, medida del contraste.

Figura 4.26: Gráficos de discos correctamente detectados para los discos de las esquinas y el segundo para los discos centrales, obtenidos mediante *CDCOM*

CAPITULO 5: RESULTADOS

Figura 5.1: Gráfico del valor medio de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

Figura 5.2: Gráfico del SNR de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

Figura 5.3: Gráfico del ratio glandular/grasa de las zonas de tejido glandular y graso de las distintas imágenes

Figura 5.4: Gráfico del valor medio de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

Figura 5.5: Gráfico del SNR de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

Figura 5.6: Gráfico del ratio glandular/grasa de las zonas de tejido glandular y graso de las distintas imágenes

Figura 5.7: Imagen obtenida en distintas condiciones kilovoltaje: 26kv, CAE:+0, carga: 20mAs, $IQF_{inv}=131.1301$

Figura 5.8: Imagen obtenida en distintas condiciones kilovoltaje: 28kv, CAE:+0, carga: 12mAs, $IQF_{inv}=126.1511$

Figura 5.9: Imagen obtenida en distintas condiciones kilovoltaje: 30, CAE: +0, carga: 8mAs, $IQF_{inv}=124.7972$

Capítulo 1: Introducción

1.1 Justificación

El cáncer de mama constituye una de las principales causas de mortalidad en la población femenina, siendo la primera causa de muerte por cáncer en la misma. En España se diagnostican cada año 13.000 nuevos casos, de los que alrededor de un 30% concluirán con la muerte de la paciente. La probabilidad de que una mujer española padezca cáncer de mama antes de los 80 años se sitúa en torno al 6%. La morbilidad de la enfermedad depende, en un alto grado, de su detección y tratamiento en una etapa inicial en su desarrollo.

La mamografía se ha consolidado como la técnica más efectiva para la detección temprana del cáncer de mama. Prácticamente la totalidad de los países desarrollados cuentan, dentro de los programas de salud pública con programas de detección precoz del cáncer de mama en el que se incluye la realización de exploraciones mamográficas a mujeres asintomáticas comprendidas en un margen de edad (habitualmente entre los 45 y 65 años). Si como resultado de la exploración mamográfica, se sospechara la presencia de malignidad, se suele confirmar el diagnóstico con otras técnicas complementarias como la ecografía o la realización de biopsias.

En la exploración mamográfica suelen realizarse, al menos en la primera exploración, dos mamografías por mama; una con proyección cráneo-caudal y otra oblicuo-medio-lateral. Las imágenes obtenidas son evaluadas por radiólogos expertos; normalmente en los programas de cribado (screening) mamográfico suele realizarse una segunda evaluación de las imágenes por un segundo radiólogo, al objeto de evitar que queden exploraciones patológicas sin diagnosticar.

El uso de la técnica mamográfica para la detección precoz del cáncer de mama implica, necesariamente, al hacer uso de las radiaciones ionizantes, la administración de una cierta dosis de radiación. El uso de estas radiaciones ionizantes, puede, por otra parte inducir el cáncer de mama a los individuos examinados. En experiencias de investigación se ha constatado la inducción de tumores mamarios en ratones expuestos a radiación. Estudios epidemiológicos sobre mujeres expuestas por razones médicas, así como los estudios realizados sobre los supervivientes de la bomba atómica de Hiroshima, constatan la inducción de cáncer de mama como consecuencia de la exposición a radiaciones ionizantes.

Este hecho hace que se ponga en duda, incluso, la conveniencia de implantar programas de cribado mamográfico mediante la técnica mamográfica. Voces autorizadas se manifiestan en este sentido, tal como lo hace el profesor Samuel S. Epstein¹, presidente de la Coalición para la Prevención del Cáncer y profesor de Medicina Medioambiental y Ocupacional de la Escuela de Salud Pública de la Universidad de Illinois (Chicago). Este experto apunta a la mayor radiosensibilidad del pecho premenopáusico como un factor de incremento de riesgo de inducción de cáncer mamario por exploraciones mamográficas. Según este experto se pueden lograr resultados tan efectivos como los mamográficos mediante técnicas de autoexploración y la realización de exámenes clínicos realizados por especialistas, sin el riesgo radiológico asociado.

En los programas de cribado mamográfico suele obtenerse un índice de detección de algunos casos por cada mil mujeres exploradas (3-5 por mil). Lo que no se tiene es la certeza absoluta de que la detección precoz cambie el desarrollo normal de la enfermedad, esto es, si el diagnóstico precoz permite retrasar la muerte frente a la

¹ Diario médico 11 de Febrero 2002.

detección de la misma cuando se hubieran manifestado los síntomas clínicos. De los diferentes indicadores utilizados para evaluar la eficacia de los programas de cribado mamográfico el más usado suele ser la tasa de detección. Este índice da una idea de la bondad del programa no del beneficio que induce a la población sobre la que se aplica. Quizá el indicador más significativo para evaluar el beneficio sea la tasa de mortalidad; parece que existe un consenso generalizado en que esta tasa se reduce cuando el programa de cribado se aplica a poblaciones de mujeres comprendidas entre los 50 y 65 años, no estando muy aceptado que para mujeres más jóvenes el programa esté justificado.

La justificación de las exploraciones mamográficas en los programas de cribado parte de la obtención de un beneficio neto positivo, de manera que el riesgo asociado a la exploración sea superado ampliamente por los beneficios derivados de un diagnóstico certero. Para ello se hace necesario asegurar que se dan las condiciones para lograr el correcto diagnóstico. Un requisito básico para que un programa de cribado tenga éxito es que las mamografías contengan suficiente información diagnóstica para que sea posible detectar cánceres de mama usando una dosis de radiación tan baja como sea razonablemente posible. Esto debe ser exigible a todas y cada una de las mamografías realizadas, incluso a las que no se realizan como consecuencia de un programa de cribado.

La detección del cáncer de mama es, por consiguiente, muy dependiente de la calidad de la imagen mamográfica. Debe exigírsele a la prueba mamográfica que cumpla unos estrictos requisitos de calidad. Para ello es necesaria la implantación de un programa de garantía de calidad integral que contemple los aspectos médicos, organizativos y técnicos.

En el marco del programa de Garantía de Calidad se inscribe el control de calidad del equipamiento que permita asegurar que funciona de forma constante, siendo capaz de mantener el nivel de calidad exigible que se logra al alcanzar los siguientes objetivos:

- El radiólogo dispone de imágenes que tienen la mejor información diagnóstica posible cuando se emplea la técnica radiográfica apropiada. Las imágenes deberían contener por lo menos el nivel de información definido como aceptable, necesario para detectar las lesiones más pequeñas.
- La calidad de la imagen es estable con respecto al contenido de información y la densidad óptica, y es consistente con la obtenida por otros centros.
- La dosis en mama es tan baja como sea razonablemente posible (ALARA²) para la información diagnóstica requerida.

El control de calidad debe abarcar todos los parámetros físicos y técnicos que tengan influencia en la calidad de la imagen. En general deben ser monitorizados los siguientes componentes del sistema:

- Generador de rayos X (sistema de producción de rayos X y los sistemas de control).
- Receptor de imagen.
- Sistema de procesado de imagen.

² ALARA, acrónimo de la expresión inglesa “As Low As Reasonably Achievable”

- Sistemas de visualización.

Los parámetros que determinan la idoneidad del funcionamiento de estos sistemas y su intervalo de aceptación se encuentran definidos en diferentes protocolos. En algunos de ellos no existe un consenso sobre su medida y evaluación y, en general, la interrelación de todos ellos aporta un elevado grado de complejidad a la hora de decidir sobre la bondad del sistema.

Dado el gran número de variables que contribuyen a la formación de la imagen mamográfica y por tanto a su calidad, resulta imposible el control de todas y cada una de ellas previamente a la realización de una exploración o una serie de ellas. Se establece una vigilancia periódica sobre cada parámetro, diferente según su potencial índice de variación.

Si se fija las condiciones operativas de una instalación de diagnóstico mamográfico, de manera que pueda asegurarse que se cumplen los estándares de calidad establecidos para poder lograr una imagen de calidad diagnóstica, debemos asegurar el mantenimiento del sistema. Este objetivo puede lograrse mediante la realización de pruebas sencillas que permitan asegurar su constancia. La obtención de imágenes de fantasmas realizadas en las mismas condiciones iniciales y su comparación es una herramienta muy útil para este fin.

Esta técnica, implantada de forma extensiva en las unidades mamográficas dedicadas a los programas de cribado, siendo probadamente eficaz es, sin embargo, susceptible de ser mejorada. La comparación de la imagen obtenida, día a día, es evaluada y comparada con la "imagen de referencia". La evaluación y comparación se realiza mediante técnicas visuales, muy susceptibles a la subjetividad del observador.

El contenido de información de una imagen puede definirse en términos de contraste y detalles mínimamente visibles, caracterizado por la curva contraste-detalle. Se puede valorar la eficacia de un sistema y la constancia del mismo mediante medidas como la resolución, contraste y umbral de sensibilidad para unas condiciones determinadas de exposición.

El riesgo asociado a la exploración obliga a su control y minimización mediante programas de optimización de la técnica mamográfica. En los programas de control de calidad del equipamiento mamográfico se incluye aspectos dosimétricos, en especial, si las unidades son destinadas a programas de cribado. La magnitud que mejor estima el riesgo de inducción de cáncer de mama es la dosis media en tejido glandular, entre otras razones porque es en tejido glandular donde se producen la totalidad de los cánceres de mama. Esta magnitud es de difícil evaluación, obteniéndose estimaciones a partir de otras magnitudes directamente medibles como el Kerma en aire a la superficie de entrada (ESAK).

1.2 Objetivos

Ante todo lo expuesto nos planteamos, como primer objetivo de la presente tesis ensayar un método de evaluar las imágenes obtenidas en las instalaciones dedicadas a radiodiagnóstico mamográfico mediante el examen de imágenes digitalizadas de los fantasmas mamográficos empleados en el control periódico (diario en las unidades dedicadas a cribado). La digitalización de la imagen del fantoma permite el tratamiento individualizado de los diferentes elementos de test que lo constituyen, de manera que a cada uno le podemos aplicar el algoritmo que más información nos proporcione.

El uso de fantasmas como elementos capaces de ofrecer un índice de calidad de imagen es una técnica empleada en las instalaciones de radiodiagnóstico mamográfico desde que se es consciente de la necesidad de establecer programas de calidad, lo que se corresponde, prácticamente, con el inicio de la aplicación de la técnica a programas de cribado. No obstante, la evaluación de las imágenes obtenidas de estos fantasmas siempre ha sido engorrosa; la evaluación debe ser realizada por un “radiólogo experto” y determinar el grado de visualización de los elementos de test que componen la imagen. Este sistema de evaluación presenta el inconveniente de estar ligado a la agudeza visual del evaluador, así como a la disponibilidad del mismo.

La digitalización de la imagen del fantoma mamográfico en las unidades de diagnóstico se planteaba como portadora de los siguientes beneficios:

- Permite el registro y análisis objetivo de la imagen mamográfica.

- Su evaluación se hace independiente de la disponibilidad de evaluadores expertos; pudiendo evaluarse por personal técnico una vez obtenida la imagen.
- Permite la “comparación” directa o objetiva con una “imagen de referencia” pudiéndose verificar la constancia en la calidad de las imágenes obtenidas en la instalación.
- Permite comparaciones con otros centros, lo que facilita la uniformidad de la calidad ofrecida por un conjunto de centros participantes en un programa de cribado.
- Puede ser enviada para su reevaluación a otro centro, siendo un sistema que permite el control centralizado de las diferentes unidades y optimizar los recursos.

Todo esto que se plantea como una posibilidad muy razonable que permite la tecnología disponible se fundamenta en la obtención de estimadores fiables y suficientemente sensibles aplicados a las imágenes digitalizadas de los diferentes elementos de test. El ensayo de diferentes estimadores y su comportamiento en las imágenes digitalizadas ha marcado el desarrollo de la presente tesis.

La rápida implantación de sistemas de obtención de imágenes digitales en radiodiagnóstico tanto la radiología computerizada (CR) como, en menor extensión, la radiología digital directa (DR), está induciendo una aceleración en la digitalización de las unidades de mamografía, junto con el cada vez mayor desarrollo tecnológico de este equipamiento. Así en unidades de radiodiagnóstico digitalizadas donde se había mantenido el mamógrafo convencional por el elevado

coste de un sistema digital y su menor capacidad diagnóstica, se procede a su sustitución cuando la tecnología permite acceder a niveles de diagnóstico similares a los sistemas convencionales, puesto que mantener un sistema de revelado para un único equipo presenta dificultades técnicas y económicas.

Así un objetivo derivado de la modificación paulatina de las características técnicas del parque de instalaciones dedicadas a exploraciones mamográficas y de su presumible futuro inmediato ha sido la aplicación y adaptación de los protocolos de evaluación de imágenes analógicas digitalizadas a las imágenes digitales de los fantasmas utilizados obtenidas en mamógrafos digitales. Esto nos ha permitido la comparación con los resultados obtenidos en una instalación de mamografía digital, para ver la utilidad de la metodología existente aplicado en equipos de instalaciones de mamografía digital.

1.3 Aportaciones de la tesis

El necesario aseguramiento de la calidad de las imágenes obtenidas en las instalaciones de radiodiagnóstico mamográfico puede ser realizado con herramientas como las desarrolladas y aplicadas en este trabajo, con las ventajas propias del método de adquisición y evaluación; a destacar la inmediatez la objetividad de los resultados, sin desdeñar la capacidad de transmisión remota y su evaluación diferida, así como la flexibilidad, permitiendo la sustitución de los estimadores de calidad empleados.

La reflexión realizada en esta tesis sobre las imágenes digitalizadas de fantasmas mamográficos y el análisis de las mismas, proporciona para los equipos de mamografía digital la capacidad de realizar una vigilancia y control de la calidad de imagen obtenida con parámetros análogos.

Mediante las técnicas desarrolladas en la presente tesis y la aplicación a distintas tecnologías de equipos mamográficos, los tradicionales de pantalla-película y los digitales tales como el de radiografía computerizada, se observa como se puede obtener un análisis objetivo del estudio de la calidad de imagen obtenida por un determinado equipo, lo cual repercute en el control de calidad del mismo.

Fruto de los trabajos realizados con el objetivo de elaborar la presente tesis doctoral, ha sido la presentación y publicación de numerosos trabajos sobre el tema los cuales se enumeran en las páginas finales de este documento. Como se desprende del número de aportaciones, la transferencia de información que se ha generado en torno a esta tesis ha sido considerable.

Capitulo 2: Estado del arte

2.1. Introducción

Desde su descubrimiento, en el año 1895 por W.C. Roentgen, se han desarrollado múltiples aplicaciones de los denominados “rayos X”, cuya principal característica es la de atravesar cuerpos opacos e impresionar placas fotográficas. Sin duda la aplicación más extendida y de mayor trascendencia resulta de su aplicación a la técnica médica; desde los primeros inicios se manifestaron como una herramienta para observar el interior del cuerpo sin daños aparentes para el sujeto observado.

La aplicación de los rayos X a pacientes, de los que se obtiene una imagen anatómica del interior de su cuerpo constituye la especialidad médica que denominamos radiodiagnóstico. De los sistemas iniciales a las instalaciones modernas hay, como es lógico en una técnica que tiene más de 100 años de aplicación, diferencias sustanciales en todos los elementos que la componen.

Desde el inicio de la introducción de la técnica radiológica se constató una potencial nocividad de las radiaciones empleadas. Los avances en el conocimiento de los efectos biológicos que las radiaciones pueden producir sobre el individuo expuesto y la necesidad de reducir los niveles de riesgo al nivel más bajo que sea razonable alcanzar han provocado un cambio en la demanda de exploraciones radiológicas.

Así, si bien son innegables los beneficios que aporta la técnica, también se es consciente de los riesgos que entraña. Un principio básico en protección radiológica es el de justificación que establece la necesidad de que cualquier técnica radiológica que se quiera implantar debe implicar un beneficio neto positivo; esto es, que el

beneficio sea superior al detrimento que aporta. En una actividad de radiodiagnóstico el beneficio obtenido es precisamente el diagnóstico, y para poder obtener un diagnóstico certero es preciso disponer de una imagen que lo permita.

2.2. Radiodiagnóstico, cadena de imagen

La obtención de una imagen radiográfica es un proceso en el que están involucrados una serie de elementos que conforman lo que denominaríamos genéricamente *cadena de imagen*. Esta cadena, la constituyen:

- Sistema generador de rayos X (generador, tubo, carcasa, colimador,...); cuya función es proporcionar radiación en la cantidad y con calidad que la técnica específica requiera.
- Sistema de soporte y adquisición de imagen (chasis, pantallas de refuerzo, película radiográfica, pantalla fluoroscópica, intensificador de imagen,...). Debe poseer las características geométricas y de eficacia de detección que le sean precisas.
- Sistema de visualización de imagen (procesadora radiográfica, negatoscopios, monitor de imagen,...), que permita la evaluación diagnóstica de la misma.

Cada uno de los elementos que componen la cadena de imagen tiene su relevancia en la formación de la misma [19]. Para lograr una imagen de calidad diagnóstica es preciso que todos y cada uno de los elementos que constituyen la cadena se encuentren en condiciones de funcionamiento adecuadas; esto es, que realicen la función para la que han sido diseñados cumpliendo las especificaciones técnicas de funcionamiento que le sean propias. Es igualmente necesario que la interacción entre ellos sea óptima y que no se produzcan incompatibilidades o desajustes.

Analicemos, brevemente, cada uno de los integrantes de la cadena de imagen y su contribución a la obtención de la imagen radiográfica [5-7, 37].

2.2.1. Sistema generador de rayos X.

Lo podemos considerar constituido básicamente por: generador de alta tensión y corriente que alimenta un tubo de rayos X, que a su vez esta en el interior de una carcasa y un sistema de colimación y simulación óptico.

El generador es el sistema electro-electrónico encargado de suministrar alta tensión de polarización entre el ánodo y el cátodo del tubo de rayos X (kVp), así como proporcionar una corriente que circule por el filamento (mA), lo que se realiza durante un período de tiempo determinado (ms). Estos parámetros tienen su trascendencia en el proceso:

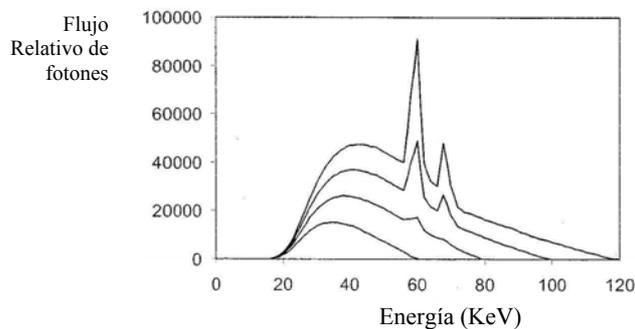


Figura 2.1. Espectros genéricos de rayos X

- Tensión (kVp): la tensión que suministre el sistema generador caracteriza la energía máxima de la radiación X. La tensión de polarización determina la energía máxima de los fotones producidos; conforme se aumenta la tensión se produce un aumento de la cantidad de fotones, creciendo el rendimiento de producción en una relación aproximadamente cúbica. Si la tensión suministrada supera la energía de ligadura de los electrones del material anódico se producirán un incremento

adicional en el rendimiento del equipo debido a la emisión de la radiación característica.

El tipo de rectificación que se realice sobre la corriente de entrada determinará la calidad (energía) de la radiación. Cuando la forma de onda muestra menor rizado el rendimiento del equipo aumenta (mejor polarización del tubo: radiación de mayor energía todo el tiempo que dura la exposición)

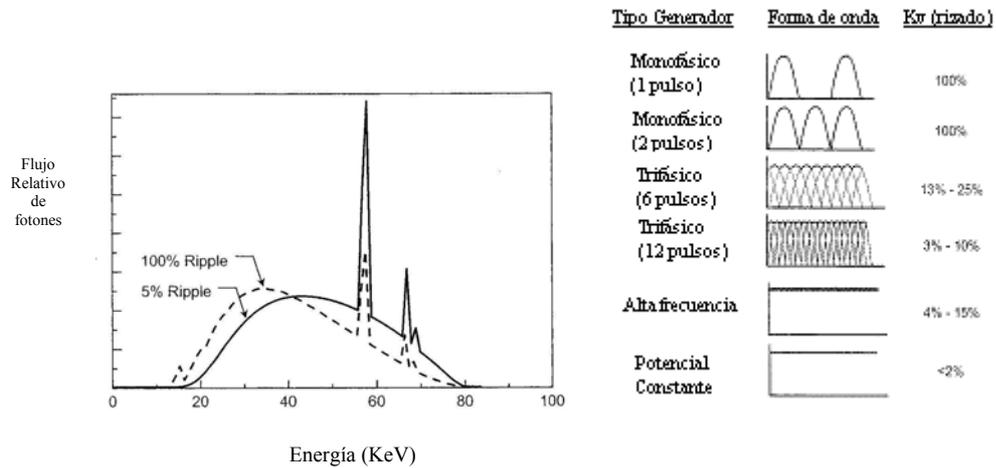


Figura 2.2. Tipos de rectificación y su efecto en la generación de rayos X

- Corriente (mA): la corriente que circula por el filamento del tubo determina la intensidad de la radiación. Este parámetro determina la cantidad de radiación que emite el equipo, sin alterar la calidad de la misma.

- Tiempo (ms): El tiempo en el que circula la corriente por el filamento del tubo, cuando este está polarizado determina la cantidad de radiación que se emplea en la obtención de la imagen radiográfica.

El tubo de rayos X consiste básicamente en una ampolla de vidrio donde se generan los rayos X. Estos se producen como consecuencia de la interacción de los electrones que procedentes de un filamento incandescente (cátodo) impactan con un elemento de alta densidad (ánodo) por efecto de la alta tensión establecida entre ambos elementos.

La resolución en una imagen radiográfica es función, entre otros factores, del tamaño del foco de radiación, como vemos de forma gráfica en la **Figura 2. 3.**

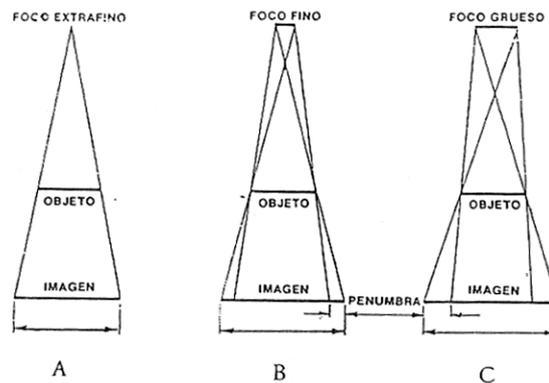


Figura 2. 3. Esquemización del efecto del tamaño de foco en la penumbra de la imagen.

El tamaño del foco viene determinado por el tamaño del filamento, lo que a su vez condiciona la corriente de paso a través de él. Un filamento muy fino hace que la corriente que pueda circular por él sea muy pequeña, lo que lo inutiliza a efectos

prácticos en las aplicaciones clínicas. Para conseguir disminuir el tamaño efectivo del foco se recurre a inclinar la superficie del ánodo unos 30° respecto a la vertical, con lo que el efecto aparente es la disminución del tamaño del foco.

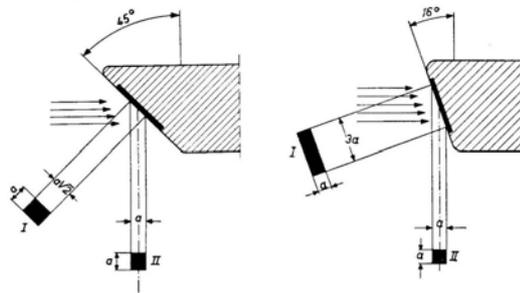


Figura 2.4. Angulación del ánodo y su efecto en el tamaño de foco efectivo

La emisión de radiación producida por un tubo de rayos X no es uniforme en un plano normal a la dirección del haz. Los puntos más alejados del centro, al estar a mayor distancia del foco emisor reciben menor intensidad de radiación; atraviesan, al hacerlo de forma oblicua, mayor espesor de absorbente (vidrio, aceite, filtros,,).

En la dirección ánodo-cátodo a este efecto se suma el denominado “efecto anódico o efecto talón” que como consecuencia de la anisotropía de emisión de radiación de frenado y de la diferencia de absorción de los fotones en función de la dirección de emisión: los fotones emitidos en direcciones más próximas a la superficie anódica, al tener que atravesar mayor espesor de material sufren una mayor atenuación. En la **Figura 2.5** está representado este efecto.

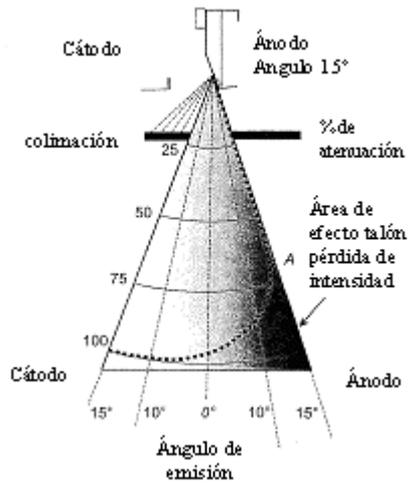


Figura 2.5 Efecto "talón" en el haz de rayos X

El material que constituye el ánodo tiene su trascendencia en la calidad y cantidad de radiación que puede generar. Así, cuanto mayor es el número atómico del metal anódico mayor es el rendimiento de generación de radiación de frenado; la selección del elemento anódico permite la generación de radiación característica.

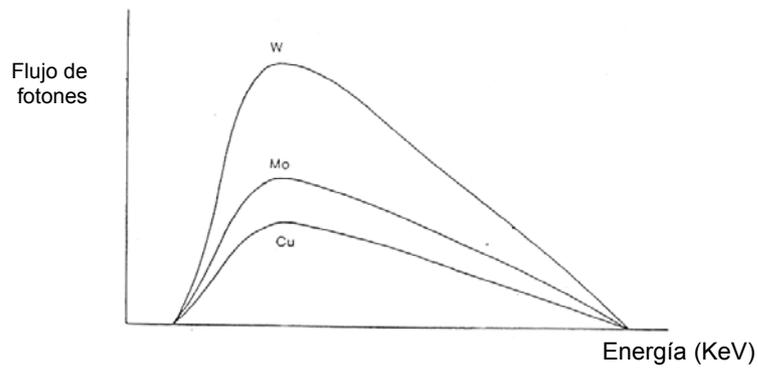


Figura 2.6. Espectro de RX para ánodos constituidos con elementos diferentes, obtenidos con la misma corriente catódica (mA)

La carcasa alberga el tubo de rayos X; tiene dos misiones fundamentales, una de ellas es la de contener el “refrigerante” necesario para el funcionamiento del tubo y la otra es de “reducir” la radiación que, siendo generada por el tubo de rayos X no lo es en la dirección definida como haz útil. Esta carcasa está diseñada e instalada de manera que trabajando el tubo durante 1 hora con la mayor condición de carga, el nivel de radiación (dosis) medido a un metro de distancia de cualquier punto de la misma no supere el valor de 1 mGy (radiación de fuga).

Este condicionado no sólo tiene implicaciones radiológicas desde el punto de vista de la protección radiológica (dosis que recibe el paciente y el personal de operación), [18, 33] sino que tiene implicaciones en la imagen, puesto que la radiación de fuga, al incidir sobre el soporte de imagen produce un aumento del ruido y, por tanto, una pérdida de contraste.

La carcasa permite, pues, la salida de la radiación sólo en una dirección, a través de una “ventana”; esta radiación está constituida por fotones de un amplio rango energético. Los fotones muy blandos (de baja energía) serán absorbidos por el paciente, sin contribuir a la formación de la imagen. Para reducir su presencia se recurre a la filtración del haz, que consiste en interponer materiales absorbentes de manera que se produce una absorción de la radiación mucho mayor para fotones de baja energía que para los de alta. La filtración del haz se produce, pues, tanto por los elementos intrínsecos al conjunto: filtración inherente (ánodo, ampolla de vidrio, refrigerante, ventana,...), como por los filtros absorbentes insertados: filtración añadida.

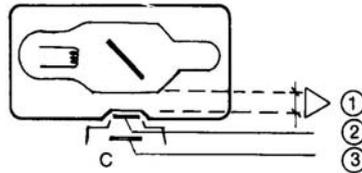


Figura 2.7. Esquema de la filtración de un tubo equipado de rayos X. 1 y 2 filtración inherente, 3 filtración añadida

La filtración total (filtración inherente mas la filtración añadida) de un tubo equipado depende de la tensión máxima de polarización. Los valores normalizados de filtración mínima (y reflejados en el R.D. 1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico médico) se corresponden con 1,5 mm de aluminio para equipos con tensión máxima de 70 kV y de 2,5 mm de aluminio para aquellos que superen estas tensiones.

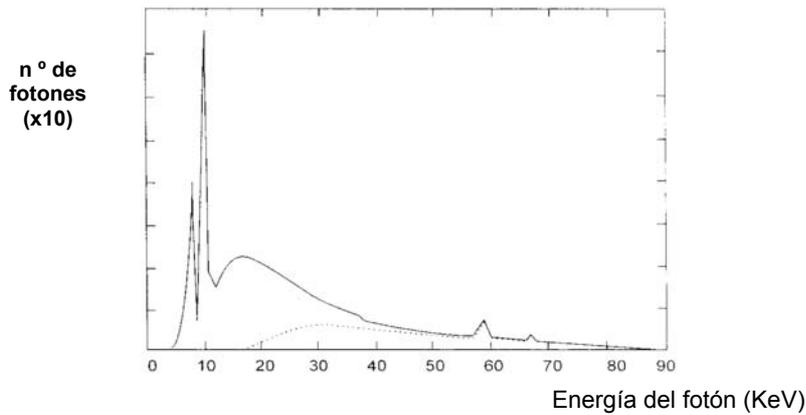


Figura 2.8. Efecto de la filtración sobre el espectro de rayos X
Espectro de RX, 90 kVp sin filtrar (línea continua)
Espectro de RX, 90 kVp filtrado (línea de puntos)

El sistema de colimación tiene como objeto dirigir la radiación solo en dirección al objeto a estudiar y conteniendo solo al objeto de estudio. Suele estar constituido por sistemas de conos fijos o mordazas móviles que reducen el haz a las dimensiones deseadas.

Solidariamente al sistema de colimación suele disponerse un dispositivo que mediante el empleo de una lámpara incandescente y “simulando” la posición del foco de rayos X permite *visualizar* el haz de radiación y verificar que el objeto a radiografiar se encuentra dentro del haz útil.

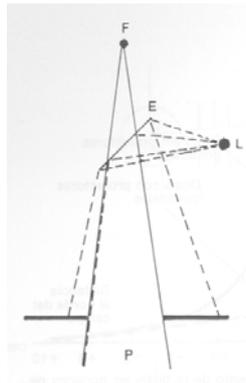


Figura 2.9 . Esquemización del sistema óptico de simulación del haz de radiación
F: Foco rayos X; L: Lámpara; E: Espejo

2.2.2. Sistema de soporte y adquisición de imagen

La disposición geométrica que conforman el emisor de radiación (tubo de rayos X), el objeto a estudiar (paciente) y el sistema de imagen (chasis radiográfico, intensificador, detector,...) condiciona en gran medida algunos parámetros de la imagen; fundamentalmente los que tiene que ver con la resolución.

Así, una disposición en la que el tubo se encuentre relativamente alejado del paciente y éste se encuentre muy próximo al sistema de imagen favorecería la resolución del sistema: el tamaño del foco se minimizaría y se reduciría la penumbra de los objetos que constituyen la imagen.

Dentro de las características geométricas que se asocian a un sistema de adquisición de imagen es que éste sea normal a la dirección del haz primario, para conseguir que este sea homogéneo. Se suele dotar al sistema de imagen de dispositivos para reducir el ruido producido por la radiación dispersa: blindajes dorsales en chasis radiográficos, rendijas filtrantes, rejillas antidifusoras. Estas últimas son especialmente útiles para poder obtener imágenes con una elevación del contraste.

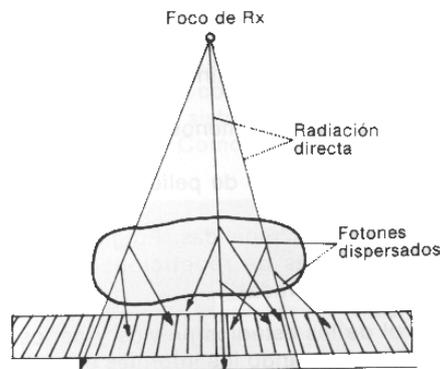


Figura 2.10 . Efecto de la rejilla “antidifusora”

Las películas radiográficas se utilizan, para ser expuestas en un equipo de rayos X, dentro de los denominados chasis radiográficos. Estos presentan una disposición tipo “libro” en cuyo interior se dispone la placa (película radiográfica). El objetivo

de este dispositivo es, en primer lugar, proteger la placa de la luz visible, manteniéndola protegida desde que es expuesta hasta el momento de su revelado. Además de la función de “protección” mencionada, en los chasis se instalan pantallas de refuerzo que consisten en cartulinas con material fluorescente, de manera que cuando la radiación X incide sobre la misma ésta se excita emitiendo luz visible (verde o azul) que impresiona la película. Con ello se consigue una mayor ganancia (se emiten más fotones de luz que los fotones X absorbidos); por otra parte las películas son más “sensibles” a la radiación visible que a la radiación X.

En radiografía convencional se suelen usar películas radiográficas de doble emulsión a fin de obtener una buena eficacia de detección: los fotones pueden contribuir a la formación de imagen al incidir sobre la pantalla de entrada, directamente sobre la películas o en la pantalla de salida; tras esta última se instala habitualmente una lámina de material de alta densidad (cobre o incluso plomo), de manera que la retrodispersión de los fotones que “escapan” aumente aún más la eficacia de detección.

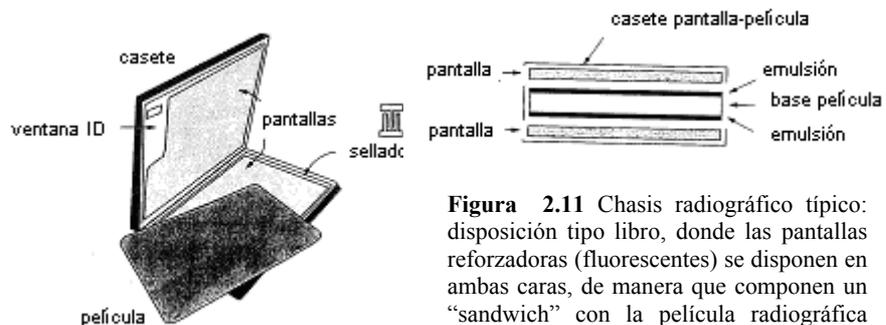


Figura 2.11 Chasis radiográfico típico: disposición tipo libro, donde las pantallas reforzadoras (fluorescentes) se disponen en ambas caras, de manera que componen un “sandwich” con la película radiográfica que tiene emulsión en ambos lados.

La imagen latente, está formada por la luz (radiación) que ha incidido sobre la película radiográfica y ha sido absorbida por los haluros de plata que componen la emulsión sensible. La reacción de “fotodescomposición”, que es reversible, necesita un proceso de revelado (estabilización a través de la reducción del ión plata Ag^+) que permite la transformación de la imagen latente en imagen visible.

El ennegrecimiento de una película no se produce de forma lineal con la exposición de la misma a la radiación (o luz visible). Una forma de evaluar el ennegrecimiento (transparencia) es mediante la densidad óptica (DO), que se define como:

$$\text{DO} = -\log(I_t/I_0)$$

siendo

I_0 : intensidad de luz incidente

I_t : Intensidad de luz transmitida

La relación entre la densidad óptica (DO) y el logaritmo de la exposición relativa, constituye la denominada *Curva Característica*, que es propia de cada tipo de película y describe la respuesta de la misma a la exposición. Esta curva, en general se caracteriza mediante las siguientes parámetros:

Velo: densidad óptica de la película sin exponer (base+velo).

Sensibilidad o velocidad: se define como el inverso de la exposición requerida para producir un efecto dado; en general, en radiodiagnóstico, se adopta el recíproco de la exposición necesaria para conseguir una densidad de 1,0 por encima de la base+velo.

Gradiente medio: representa la “pendiente” de la curva entre dos puntos (normalmente entre 0,25+velo y 2,0+velo); permite cuantificar la capacidad de contraste de la película.

Latitud: es el intervalo de exposición que proporciona densidades ópticas en el “tramo recto” de la curva y que se corresponden con la zona de densidades ópticas útiles.

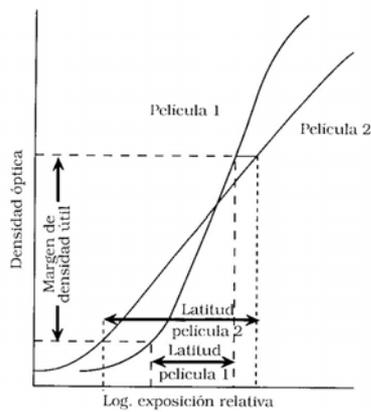


Figura 2.12. Curva característica de dos películas radiográficas diferentes. La película 1 posee una sensibilidad mas baja que la película 2, pero esta última podrá suministrar un mayor contraste (menor latitud).

2.2.3. Sistema de visualización de imagen

La imagen “latente” generada en la etapa anterior es, en ésta, adaptada para su visualización. El procesado de la película es un proceso químico de oxi-reducción, que se realiza en las siguientes etapas:

Revelado: En este proceso se produce la reducción de los iones plata “disociados” por efecto de la radiación.

Fijado: Se neutraliza la reacción anterior y se disuelven las sales de ión plata que no habían sido alteradas.

Lavado: Retira los restos de fijador presentes sobre la placa.

Actualmente este proceso se realiza en procesadoras automáticas que realizan secuencialmente los procesos descritos, arrastrando la película mediante un sistema de rodillos que la van introduciendo sucesivamente en los baños reactivos. Un esquema de su funcionamiento puede verse en la figura.

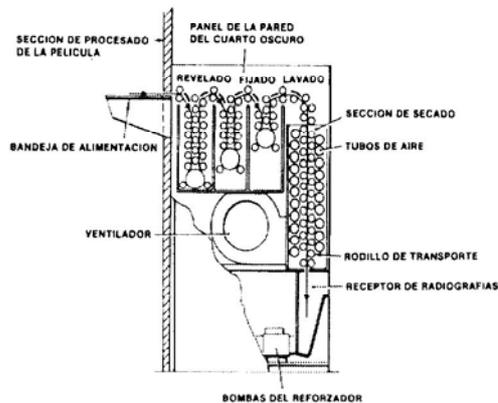


Figura 2.13. Sección de una procesadora automática

Este es un proceso del que depende grandemente la calidad de imagen. Las variables que de forma mas significativa influyen en el proceso son:

- El tiempo de procesado; esto es, el tiempo en el que la película estará en contacto con los diferentes reactivos (el tiempo total del proceso se se sitúa entre los 90 y 210 s) en general el ciclo expandido (largo) implica aumentar el

contraste y la velocidad de la película (mayor tiempo de reacción implica mayor avance de la misma).

- Temperatura del revelador, normalmente situada entre 30°C y 40°C. La temperatura, normalmente, acelera las reacciones, por lo que a mayor temperatura la reacción será mas completa. En las gráficas siguientes se representa la variación del contraste, la velocidad y el velo (base+velo) con la temperatura del revelador.

- Los reactivos, en cuanto a su concentración (en general una concentración elevada implica una mayor velocidad de reacción) y estado de conservación (homogeneidad de la mezcla, sales en suspensión, suciedades,...).

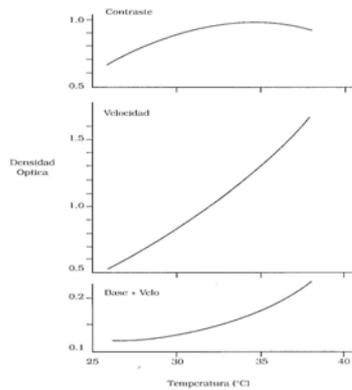


Figura 2.14. Efecto de la temperatura, velocidad y concentración de revelador en el proceso de revelado

La curva característica de una película radiográfica, la curva DO-logE, depende de factores propios de cada instalación: tipo de pantallas reforzadoras, tipo de ciclo de revelado, temperatura de reactivos, concentración,...

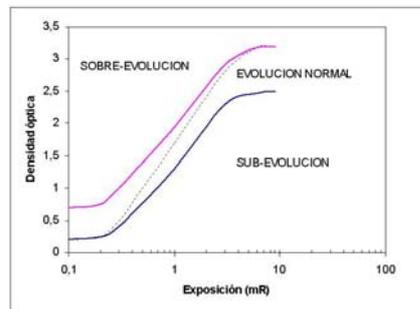


Figura 2. 15. Efecto del procesado en la curva de velocidad de la película radiográfica

Una vez obtenida la imagen radiográfica, las condiciones donde se ha de evaluar condicionan el que puedan visualizarse todos los objetos que en ella aparecen. Aspectos como la iluminación de la sala y la intensidad de los negatoscopios tienen en esta fase su trascendencia.

2.3. Mamografía convencional; cadena de imagen

Anatómicamente el tamaño y la composición de la mama varía ampliamente de una mujer a otra y, probablemente a lo largo. Se puede asumir que la mama está compuesta por tejido fibroso, glandular y por tejido adiposo (graso); ambos tipos de tejidos tienen composiciones diferentes y densidades diferentes, que si bien no son exageradas, permite su identificación radiográfica (densidad tejido adiposo $0,93\text{g/cm}^3$; densidad tejido glandular $1,06\text{ g/cm}^3$). Resulta de interés la identificación de microcalcificaciones (0,1-0,2 mm de diámetro) que, a menudo, son el único signo de anormalidad visible en un cáncer precoz.; otros signos de malignidad pueden ser la presencia de masas tumorales inmersas en tejido glandular o estructuras fibrosas en tejido adiposo.

El objetivo en mamografía es, por tanto, conseguir imágenes de alto contraste, alta resolución y bajo ruido; todo ello con la menor dosis posible [8,10, 21]

Para lograr estos objetivos se diseñan instalaciones con características especiales para realizar estas pruebas diagnósticas. Las características específicas de este tipo de instalaciones las podemos resumir en las siguientes [8, 32, 44]:

2.3.1. Equipo generador de rayos X.

A fin de obtener un elevado contraste entre tejidos no muy diferentes (composición y densidad) es necesario utilizar equipos que generen rayos X de baja energía (25-35 kVp); para ello necesitaremos un tubo equipado con ánodo de Mo o Rh, y así conseguiremos que la energía media se sitúe en el rango de interés.

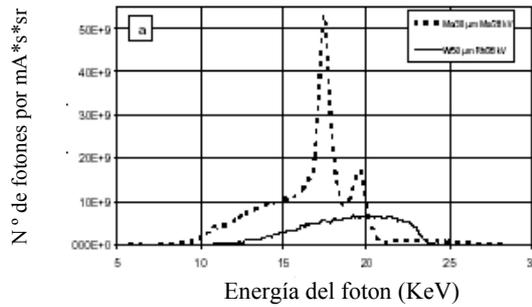


Figura 2.16. Espectro de salida de un tubo de rayos X polarizado a 28 kVp con ánodo de W (línea continua) y con ánodo de Mo (línea punteada).

Es muy común, en mamografía utilizar “filtros de bordes de absorción”. Estos filtros aprovechan la *resonancia* que se produce cuando se hace incidir un haz de radiación cuya energía coincide con algunas de las diferencias de energía de ligadura de los electrones de las capas internas del filtro (no se produce prácticamente atenuación a esas energías).

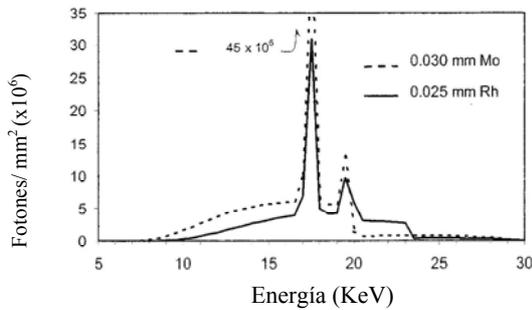


Figura 2.17 Espectro de salida para un tubo con ánodo de Mo, a 30 KVp de tensión con filtros de 0.03 mm de Mo, o 0.025 mm Rh

Como se ha comentado, resulta de especial interés la posibilidad de visualizar pequeños detalles en la imagen (microcalcificaciones, fibras,...), lo que obliga a utilizar tubos con una mancha focal lo más pequeña posible (focos 0,1/0,3 mm); un

aumento de la distancia foco-película reduce la penumbra geométrica, sin embargo al tener que realizar exposiciones con mayor tiempo (al disminuir la tasa de dosis) se incrementa la penumbra cinética; resulta necesario adoptar una situación de compromiso (Distancia Foco-Película, DFP, ente 60 y 70 mm).

2.3.2. Sistema de soporte y adquisición de imagen.

Quizá el sistema más característico de un equipo de mamografía es su sistema de compresión. Este elemento resulta extremadamente útil, dentro de sus características podemos citar: permite uniformizar el espesor de la mama (y con ello la imagen), disminuye la atenuación del haz y reduce la radiación dispersa (menor dosis para conformar la imagen y mejor contraste), acerca los objetos de interés al soporte de imagen (aumenta la resolución), además, al “impedir” el movimiento de la mama reduce la incertidumbre cinética.

La exposimetría automática, o sistema de control automático de exposición (CAE) es un dispositivo, que si bien no es exclusivo de la técnica mamográfica es en ella donde se muestra especialmente útil y crítico. Está constituido por un sistema detector que interrumpe la exposición cuando este ha alcanzado una señal prefijada, que se corresponde con la dosis necesaria para producir un ennegrecimiento determinado en la imagen radiográfica. El detector se encuentra dispuesto detrás del chasis radiográfico, de manera que no interfiera en la imagen; en los equipos de radiología convencional, donde, por emplear mayores tensiones el detector es *radiotransparente*, el detector se posiciona delante del chasis. La mayoría de los mamógrafos permiten situar el detector en dos o más posiciones (más o menos

alejadas de la pared costal) para ser seleccionadas en función de la anatomía de la mama.

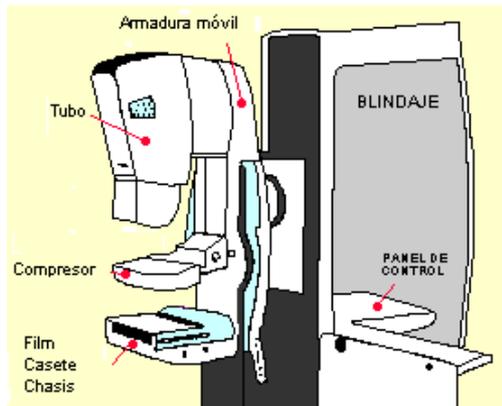


Figura 2.18 Esquema de un mamógrafo



Figura 2.19. Sistema de mamografía con ocho detectores para control de exposimetría.

Para obtener imágenes con un elevado contraste resulta necesario reducir la contribución de la radiación dispersa a la imagen. Las rejillas antidifusoras se emplean para eliminar (idealmente) la radiación dispersa, transmitiendo únicamente la radiación primaria; en condiciones reales transmiten en torno al 70% de la radiación primaria y absorben del orden del 80% de la dispersa. El comportamiento de una rejilla se puede caracterizar por el incremento de contraste que produce y el incremento de dosis que implica su uso. El incremento de contraste asociado al uso de la rejilla puede evaluarse mediante el *Factor de Incremento de Contraste (FIC)* que se define como el cociente entre el contraste de la imagen con y sin rejilla. El incremento de dosis puede medirse mediante el *Factor de Rejilla (FR)* que es el cociente de la dosis con y sin rejilla.

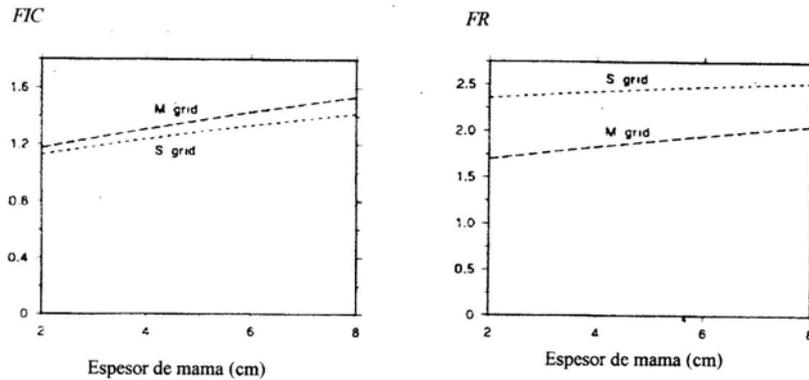


Figura 2.20. Variación del FIC y del FR en función del espesor de la mama, para una rejilla móvil (M) y para una rejilla fija (S). Estudio realizado a 28 kV con tubo de ánodo de Mo y filtro 0.03 mm Mo.

Las rejillas pueden ser, móviles o fijas, siendo la primera la que mejores prestaciones ofrece, tanto desde el punto de vista del contraste como de la dosis.

En mamografía el sistema de adquisición de imagen habitual es el de un chasis con una única cartulina de alta definición, con una película de una sola emulsión, ambas en contacto. La disposición del conjunto se hace de manera que la radiación incida inicialmente sobre la película y posteriormente sobre la cartulina, de manera que la dispersión de la luz sea mínima.

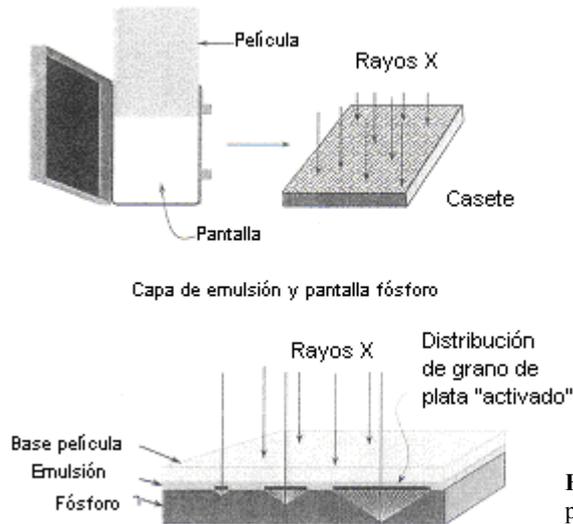


Figura 2.21. Disposición cartulina-película en mamografía

Esta configuración pantalla-película se diseña de manera que se minimice la posibilidad de realizar montajes inadecuados: pantalla en lado opuesto al lado de la película donde se encuentra la emulsión, o inserción del chasis al revés, con el lado de la pantalla cara al tubo de rayos X.

Los sistemas placa-película de uso mamográfico ofrecen una mayor resolución y un mayor contraste que en radiología convencional, pero, por consiguiente presentan una menor latitud lo que puede ser un problema para mamas gruesas o densas.

El procesado de las películas mamográficas se considera una etapa crítica, cambios en la velocidad, contraste y velo determinan en gran medida la capacidad de diagnóstico de una imagen mamográfica. De hecho se considera prioritario establecer un programa de control de calidad a este sistema que incluya medida

periódica (diaria en unidades dedicadas a screening) de la base mas velo, índice de contraste y de velocidad

2.3.3. Sistema de visualización de imagen.

Las condiciones de visualización son, en mamografía, más extremas que en diagnóstico convencional. El nivel de DO de las imágenes es muy superior, lo que explica utilizar negatoscopios con mayor luminosidad (en diagnóstico convencional es suficiente una luminancia de 1500 cd/m^2 , en mamografía debe superar 3000 cd/m^2) y una gran homogeneidad. La iluminación de la sala de diagnóstico es, por este motivo, crítica (iluminancia inferior a 50 lux).

2.4. Mamografía digital; cadena de imagen

La técnica radiográfica se encuentra, en estos momentos, en un punto de inflexión en el que la obtención y evaluación de imágenes digitales están sustituyendo progresivamente a la adquisición y procesado químico. Si bien la tecnología de revelado ha alcanzado un grado tecnológico notable mediante procesadoras automáticas, sistemas luz-día que presentan comportamientos muy estables y han reducido considerablemente la manipulación del material radiográfico, la digitalización de los servicios de radiodiagnóstico es un hecho imparable. Este hecho no está, no obstante, carente de riesgos, ya que el diagnóstico en sistemas digitales implica el dominio de técnicas muy diferentes a las empleadas hasta ahora y que requieren, por tanto, de un período de adaptación y aprendizaje.

Es precisamente en la mamografía donde la obtención de imágenes digitales presenta mayores dificultades [9], no resultando extraño encontrar servicios de radiodiagnóstico completamente digitalizados que mantienen las unidades de mamografía con procesado convencional.

Dentro de las técnicas de obtención de imágenes radiográficas digitales encontramos la denominada Radiología Computerizada (CR), basada en la lectura de pantallas fosforescentes. Es la alternativa más extendida por no implicar cambios sustanciales en los equipos de rayos X, presentando un tipo de operación similar a los sistemas tradicionales. Básicamente consiste en sustituir los chasis convencionales pantalla/película por otros con fósforo fotoestimulable; el sistema de revelado se sustituye en este caso por una unidad lectora.

El empleo de detectores en los equipos de rayos X da lugar a la Radiografía Digital (DR). Estos detectores permiten la obtención de imágenes radiográficas directamente digitales. Existe una gran variedad de detectores en el mercado y otros muchos en fase de desarrollo; los más empleados utilizan como captador un dispositivo acoplado de carga (CCD) que procesa la imagen obtenida en una pantalla fosforescente. Los más avanzados hacen uso una matriz de transistores de silicio (TFT) acoplados a sistemas de conversión que de forma directa o indirecta transforman la energía de los rayos X en carga eléctrica.

Las ventajas que presenta un sistema de radiología digital son las siguientes:

- Posibilidad de manipulación de la imagen, modificando las condiciones de visualización: establecer diferentes filtros de procesado de imagen en función de las lesiones a identificar,...
- El amplio rango dinámico del detector permite seleccionar la técnica radiográfica prácticamente independiente del mismo; no es de esperar la saturación del detector; la sub o sobreexposición no llevan asociado, necesariamente, la repetición de la exploración.
- Las imágenes digitales permiten el empleo de aplicaciones informáticas de ayuda al diagnóstico (CAD¹); evaluación de la imagen a distancia (teleradiología).
- Integración de imágenes mamográficas en redes, PACS².
- En los sistemas de Radiografía Digital la imagen se visualiza, casi en tiempo real.

¹ CAD: Acronimo de “Compueter Aided Detection”

² PACS: Acronimo de “Picture Archiving and Comunication Sისტems”; sistema de gestión de imagenes que incluye su Producción, intercambio, administración visualización y almacenamiento

- Se eliminan las variaciones en la calidad de imagen debidas a fluctuaciones en la calidad y cantidad de reactivos, temperatura o velocidad de procesado.
- Es posible establecer un programa de control de calidad con parámetros numéricos que elimine, o reduzca, la subjetividad del evaluador.

Por otra parte, las desventajas de la mamografía digital son las siguientes:

- La resolución que proporcionan los sistemas digitales es inferior a la obtenida por la mamografía convencional.
- Requiere un proceso de aprendizaje y adaptación. La técnica convencional está asumida por técnicos y radiólogos, no así la digital.
- Dificultad en el control y la optimización del sistema. No hay, como en el sistema convencional, una clara relación entre el aspecto de la imagen y la dosis suministrada.
- Requiere una inversión económica elevada.

Respecto a la cadena de imagen en mamografía convencional desarrollada en el punto anterior, podemos resaltar las características diferenciales de los sistemas digitales [8-9]:

2.4.1. Generadores de rayos X; aspectos geométricos.

Los equipos generadores de rayos X empleados en mamografía digital son análogos a los convencionales. Únicamente las especificaciones y posición del sistema detector puede introducir algunas variaciones.

A) Dosis de radiación – ajuste de la técnica.

En mamografía convencional hay una relación directa entre el aspecto de la imagen y la dosis administrada; la subexposición o sobreexposición resulta evidente al observar las imágenes obtenidas, de acuerdo a la densidad óptica que presentan.

Los sistemas digitales disponen de software que presenta la imagen con los niveles de grises correspondientes a una imagen normal, independientemente de si la imagen ha sido adquirida en óptimas condiciones o si lo ha sido sobre o subexpuesta. Sin embargo, el nivel de ruido, y por tanto la calidad de la imagen, si dependen de la dosis aplicada. Existe, el riesgo, de realizar las exploraciones radiológicas con cargas superiores a las que proporcionen una imagen de calidad suficiente debido a que no sea observable la sobreexposición de la imagen.

Se convierte este parámetro, o algún índice del mismo (ej.: índice de dosis a la entrada), como un referente a la hora de diseñar un programa de control de calidad en una instalación de mamografía digital.

B) Calidad de radiación

La sensibilidad de detección de los sistemas digitales difiere de los convencionales. Así, es posible modificando la combinación ánodo/filtro y la tensión de trabajo, obtener mejor relación señal-ruido (calidad de imagen) con similares dosis glandulares.

C) Compresión

El objetivo del sistema de compresión en mamografía convencional es triple; sirve para inmovilizar la mama, reduce su espesor (y por tanto la dosis) y reduce el rango dinámico de la imagen de la mama (al ser el espesor de la mama comprimida similar en todo el área a explorar). Este último objetivo carece de sentido en la mamografía digital, con lo que puede reducirse la fuerza de compresión y aumentar la confortabilidad de la paciente.

D) Rejilla antidifusora

El efecto de la rejilla antidifusora, cuyo efecto global conlleva el aumento de la base de una película radiográfica, puede ser compensado por un procesado de la imagen que elimine este efecto, con lo que podría, en los sistemas digitales, eliminarse este elemento, con el consiguiente ahorro en dosis.

E) Control automático de exposición

El control automático de exposición es un elemento básico en mamografía convencional; se pretende mantener constante el grado de exposición de la película independientemente del espesor y composición de la mama. Consiste, como se ha comentado en el punto anterior, en un detector situado bajo el chasis.

Este dispositivo, al menos como está concebido en mamografía convencional, no es operativo en los equipos digitales. Tan sólo en los sistemas basados en fósforo fotestimulable el sistema puede ser de aplicación.

Los sistemas dotados de detectores digitales directos requieren de modificaciones estructurales en el diseño del control automático de exposición; el detector de imagen atenúa en exceso la radiación, por lo que no parece adecuado colocar el detector del CAE tras el mismo. Una alternativa interesante consiste en utilizar el mismo detector de imagen para controlar la exposición; para ello se realiza una pequeña preexposición que permite estimar la duración óptima de la exposición.

2.4.2 Detector

Podemos considerar un detector como un conjunto de elementos detectores (pixels); cada uno de los cuales tiene una zona sensible, inferior a la que define. El factor de llenado (fill factor) es, precisamente, la relación entre la superficie sensible

y la total, de manera que cuanto más próximo a la unidad es este valor más sensible es el detector, presentando menor ruido. Detectores con menor factor de llenado muestran más ruido, pero pueden tener mejor respuesta a altas frecuencias espaciales.

A) Artefactos específicos del detector

Casi todos los detectores presentan algún tipo específico de artefacto, ya sean los sistemas de fósforo fotoestimable como los de soporte digital directo.

B) Resolución

La resolución de un detector no es necesariamente igual a la resolución en píxel de las imágenes; da una indicación de los objetos de menor tamaño que pueden ser visibles debido al detector. Normalmente viene expresado como pares de líneas por milímetro (pl/mm) que pueden resolver; esto se realiza normalmente mediante la estimación visual de la frecuencia espacial más elevada que puede determinarse o bien mediante la “cuantificación” de la visibilidad de cada frecuencia espacial.

En mamografía digital podemos emplear ambos métodos para estimar la resolución del sistema. La frecuencia de Nyquist determina la frecuencia espacial mayor que puede presentar un detector digital específico:

$$F = 1/2 * \text{tamaño píxel}$$

Así un detector digital con tamaño de píxel de 0.1mm implica que la frecuencia de Nyquist será de 5pl/mm.

Otro parámetro interesante es la Función de Transferencia de Modulación (MTF) que viene a ser una evaluación de lo bien que se ajusta la señal obtenida con la señal teórica.

C) Ruido

El ruido es una característica inherente a las imágenes de rayos X. Este ruido tiene su origen en toda una serie de procesos estadísticos:

- La generación de los rayos X
- La atenuación de los materiales
- La transformación de los rayos X en luz o carga (según el detector usado)
- El número de electrones generados en cada elemento detector

Y otros procesos que inducen un ruido “electrónico” adicional, característico y dependiente de la electrónica asociada al detector:

- El inherente al proceso de lectura de la señal
- El generado en el convertidor analógico-digital

D) Eficiencia Cuántica de Detección (DQE)

La eficiencia cuántica de detección es un concepto que combina, para una dosis suministrada al detector el ruido, el contraste y la resolución. En su definición se introduce el cociente entre la SNR³ de “entrada” y la resultante para un sistema detector a la frecuencia espacial considerada:

$$DQE = (SNR_{salida}/SNR_{entrada})^2$$

La importancia de la DQE es que describe lo “capaz” que es el detector de convertir una información constituida por una imagen de rayos X en información en imagen digital.

E) Rango dinámico y linealidad en la detección

³ Definida, de una forma más precisa, en el capítulo 4

Los detectores digitales presentan, por lo general, mayores rangos dinámicos que los sistemas convencionales pantalla/película. Esto es importante en mamografía donde la zona de interés diagnóstico está constituida por regiones constituidas por espesores delgados (zona exterior de la mama) y otras zonas donde la masa es mayor (zona más próxima a la pared torácica).

F) Visibilidad de detalles de contraste

La dificultad de la mamografía es que deben visualizarse simultáneamente pequeñas lesiones con muy buen contraste (microcalcificaciones) y lesiones mayores con muy bajo contraste (masas). Cada detector presenta su curva de respuesta al contraste y resolución.

2.4.3 Procesado de imagen

Para aprovechar el gran rango dinámico que presenta la mamografía digital frente a la convencional y compensar su menor resolución espacial es necesario procesar la imagen obtenida y aplicarle algoritmos adecuados. Dentro de estas “modificaciones” podemos distinguir dos tipos de procesados [9]:

A) Procesado Primario (calibrado/ajuste)

La imagen inicial consiste en una matriz de señales de distinta intensidad correspondiente a la señal registrada por cada “celda” detectora (pixel). Cada píxel puede tener una ganancia diferente. Resulta necesario homogeneizar la respuesta del detector armonizando la ganancia de los distintos elementos para que la respuesta del detector sea uniforme. Es corriente, además, cuando se produce la avería de un píxel que el software lo “corrija” de acuerdo al contenido de los píxeles contiguos. Esta imagen inicial es la que emplearemos para caracterizar al sistema detector.

B) Procesado de evaluación

El procesado de la imagen consiste, básicamente en seleccionar el rango del histograma de grises, de manera que se “magnifique” la información que se considere relevante. Esta selección puede hacerse, en general, de forma manual o automática, pudiéndose disponer de “ventanas” prefijadas en función de los diferentes tipos de mamas o la morfología a estudiar. Se suele, igualmente, disponer de ajustes para la obtención de la copia impresa, donde, a menudo, se realiza el diagnóstico.

2.4.4.Sistema de visualización

De la calidad del sistema de visualización depende el contraste y la resolución que muestra la imagen a los ojos del radiólogo encargado de su evaluación. La imagen suele ser evaluada en dos soportes diferentes: monitor video o copia dura (acetato).

A) Monitor de visualización

El contraste que puede observarse en un monitor depende de la luminancia del monitor, de su ruido y de la iluminación ambiente. El ruido es una característica dependiente de la calidad del sistema de video, así como la luminancia. Para obtener una buena capacidad de contraste es deseable el uso de monitores de alta luminancia y realizar la observación con una baja iluminación ambiente.

La resolución es una característica del sistema: electrónica y pantalla.

B) Copia dura

La visibilidad de una copia dura depende de la impresora (curva de impresión de densidad) y de las condiciones de visualización: negoscopio (uniformidad, luminancia,...) y luz ambiente.

2.4.5. Almacenamiento y transmisión

Las imágenes mamográficas digitales requieren de una considerable capacidad de memoria para su almacenamiento. Esto hace que para optimizar el espacio y agilizar la transmisión de las imágenes mamográficas a través de una red de comunicaciones sea necesario emplear técnicas de compresión que minimicen su tamaño. Esta compresión puede introducir artefactos y mermar su calidad diagnóstica.

2.5 Garantía de calidad mamografía.

De acuerdo con la definición dada por la OMS, un programa de Garantía de Calidad [5-7] se puede definir como un 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 las radiaciones.

El programa de garantía de calidad requiere una planificación previa con participación de todo el personal implicado en el diagnóstico. Se trata de garantizar de alguna forma que se cumplen de forma continuada los requerimientos necesarios en cuanto a imagen, costes y dosis para realizar un diagnóstico correcto.

La garantía de calidad en radiodiagnóstico está incluida por ahora en la normativa de un escaso número de países, pero se está haciendo un gran esfuerzo desde distintas organizaciones científicas y organismos internacionales para que sea implantada en la mayor parte de países. En nuestro país se promulgó con este objetivo el Real Decreto 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico [37] donde se establecen los criterios organizativos y metodológicos que deben establecerse en toda instalación de radiodiagnóstico para garantizar el objetivo de la misma, obtener los mejores diagnósticos posibles utilizando las técnicas radiológicas.

Hay que añadir que la elaboración y puesta en marcha de programas de garantía de calidad no es sencilla y requiere de un tiempo suficiente. Se necesita personal especializado (normalmente en los países con programas ya establecidos existe un

técnico por cada veinte equipos y un titulado superior por cada cuatro o cinco técnicos), equipos de medida adaptados para rayos X, material radiográfico especial (películas, líquidos de revelado), junto con la colaboración y el convencimiento de los radiólogos de la utilidad del programa.

Los objetivos que se persiguen al establecer un programa de garantía de calidad son múltiples; fundamentalmente:

- Contención de costos
- Reducción de la exposición a radiaciones ionizantes
- Perfeccionamiento de las imágenes médicas

El Real Decreto 1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico enumera unos aspectos mínimos a contemplar en el programa de garantía de calidad, que deberá incluir necesariamente

- Detalle sobre justificación y optimización de las exploraciones.
- Medidas de control de calidad del equipamiento radiológico (equipos de rayos X, sistemas de procesado, receptores de imagen, sistema de registro de datos y sistemas de visualización de imagen) y de la instrumentación de medida
- Procedimientos para la evaluación anual de las dosis recibidas por los pacientes en los procedimientos más frecuentes y la calidad de la imagen clínica obtenida.
- Tasa de rechazo o repetición de imágenes (alrededor del 6-10 % en los sistemas convencionales, excepto en mamografía donde será del 1-3%, y del orden del 2-3 % en los sistemas digitales).
- Verificación de los niveles de radiación, con periodicidad anual, en los puestos de trabajo y en aquellos lugares accesibles al público. De cara a obtener una información con significación, al margen de cargas de trabajo más o menos constantes, puede convenir llevarla a cabo mediante dosímetros de

termoluminiscencia situados en los lugares representativos.

En caso de reparación o intervención en los equipos que pueda repercutir en la calidad de la imagen o en la dosis al paciente, se solicitará certificado de la restitución del funcionamiento del equipo a las condiciones previas a la avería y de la verificación de su correcto funcionamiento. Puede ser de interés utilizar modelos normalizados para este tipo de certificaciones que podrán elaborarse por consenso entre los fabricantes y los usuarios de los equipos.

El Real Decreto 1976/1999 requiere que los programas de garantía de calidad describan los recursos humanos y materiales necesarios para realizar los procedimientos, las responsabilidades y obligaciones de las personas que trabajan en la unidad o con equipos adscritos a la misma, especificando su nivel de responsabilidad y autoridad, y el programa de formación para la utilización del equipo de rayos X, así como para la protección radiológica, entrenamiento continuado y para el caso especial del uso clínico de nuevas técnicas.

El mismo Real Decreto requiere que también se incluya en el programa de garantía de calidad el procedimiento para el registro de incidentes o accidentes que puedan ocurrir en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico, con especial atención en las de radiología intervencionista, los resultados de la investigación realizada y medidas correctoras aplicadas.

2.5.1. Fases de un programa de garantía de calidad

Un programa de garantía de calidad debe abordar el estudio y la evaluación de cada una de las fases del proceso de radiodiagnóstico [6, 7]:

1. Solicitud de las exploraciones.
2. Realización de las exploraciones.
3. Interpretación de la información obtenida.
4. Transmisión de esta información al médico solicitante.

De las cuatro etapas anteriores la fase de mayor complicación metodológica es la segunda, sin que ello reste importancia a las otras tres, ya que pueden llegar a tener incluso más repercusión en los resultados finales. Por otra parte es en esta segunda etapa donde se tiene más experiencia práctica, con lo que se pueden alcanzar resultados significativos en un plazo razonable de tiempo.

En la elaboración de un programa de garantía de calidad debe considerarse los siguientes aspectos:

- Establecer una estructura orgánica adecuada, con asignación de responsabilidades, creación de un comité de garantía de calidad, calendario de actuaciones, análisis de registros, asignación presupuestaria y formación del personal.
- Establecer una adecuada colaboración entre los radiólogos del servicio, los radiofísicos responsables de las instalaciones radiológicas y los técnicos en la planificación de los programas de garantía de calidad..
- Elaborar planes de formación del personal de la instalación de radiodiagnóstico, de acuerdo a la tarea que debe desempeñar cada tipo de trabajador.

- Realizar una selección adecuada de los equipos radiológicos, lo cual supone la realización de pruebas de aceptación de los equipos en presencia del comprador, tras el resultado positivo de las cuales se debe adoptar una certificación de equipo homologado.
- Efectuar el mantenimiento de los equipos previsto por el fabricante, mediante pruebas sistemáticas de control periódico que ratifiquen el buen funcionamiento del mismo.
- Realizar los controles oportunos para garantizar la protección radiológica del personal de operación y de los pacientes, suministrando dosis tan bajas como sea posible siguiendo el criterio ALARA [10, 21].
- Llevar a cabo los controles oportunos para garantizar la calidad de las imágenes, los cuales pueden basarse en el consenso entre la opinión de varios radiólogos, en la visibilidad de ciertos detalles anatómicos de referencia, la utilización de objetos de prueba tales como fantomas, el análisis de curvas ROC⁴,...
- Hacer un análisis periódico de los parámetros que tiene más repercusión en los costes, tanto directos como indirectos para reducir este parámetro en lo posible.

Se tiende a conseguir un compromiso entre la mínima dosis por imagen, el menor número posible de imágenes por exploración y el menor número de exploraciones por paciente, todo ello supeditado a la obtención de información suficiente y de buena calidad para realizar el diagnóstico correctamente.

⁴ Acrónimo del inglés “Receiver Operating Curves”, curvas de evaluación del operador, que permiten evaluar la capacidad de observación del operador

2.6. Control de calidad en mamografía

Los programas de control de calidad pueden desarrollarse con distintos niveles de complejidad, dependiendo de los objetivos que se persigan y los medios disponibles. Dentro de los programas se distinguen tres tipos de controles: pruebas de aceptación, estado y constancia [44, 8].

a) Pruebas de aceptación

El inicio de un programa de control de calidad de los aspectos físicos y técnicos comienza en la verificación de las especificaciones de compra del equipamiento y que éste se ha realizado conforme a los estándares requeridos.

Antes de la puesta en servicio de una unidad de diagnóstico mamográfico y previo a su uso clínico debe ser sometida a la realización y superación de las pruebas de aceptación que garanticen su idoneidad.

Las pruebas de aceptación tratan de demostrar que el equipo cumple las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones de fabricación del equipo y las exigencias legales aplicables en cada país (que tienen en cuenta las normas CEI, CENELEC, UNE, etc.). Sus resultados deben estar claramente documentados, ya que servirán como referencia para los posteriores controles de calidad.

El Real Decreto 1976/1999 obliga, además, a que los resultados de las pruebas de aceptación sean recogidas en un informe elaborado por el suministrador y aceptado por el representante del comprador, con objeto de que sirvan de referencia para los siguientes controles de calidad.

La norma UNE 66-901-89 (correspondiente a la norma europea EN 29 001) sobre Sistemas de Calidad (UNE,1989) establece que la verificación de la instalación de un equipo (incluyendo inspección, ensayo y seguimiento) deberá realizarse por personal independiente del que tiene la responsabilidad directa de la tarea realizada. Esta misma norma, en el apartado de "inspección y ensayos de recepción", indica que el suministrador deberá asegurarse de que los productos recibidos no sean utilizados hasta que hayan sido inspeccionados o se haya verificado que cumplen los requisitos especificados.

b) Pruebas de estado.

Una prueba de estado es un control realizado, generalmente, midiendo parámetros técnicos, con el objetivo de establecer el "estado de referencia" de un equipo o componente en un momento dado. Las pruebas de estado deberán realizarse por personal cualificado.

Tendrán lugar cuando algún componente sustancial del equipo se haya modificado o cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo.

c) Pruebas de constancia.

Las pruebas de constancia se inician partiendo siempre de un valor de referencia de un parámetro medido en las pruebas de aceptación o de estado. Se pretende con ellas vigilar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. Las pruebas de constancia deberán ser simples, fáciles de realizar e interpretar y rápidas de ejecución y, en lo posible, se tratará de medidas relativas en las que se compararán los valores obtenidos con los de referencia iniciales.

Las pruebas de constancia se realizarán a intervalos regulares o cuando se sospeche un funcionamiento incorrecto. Las frecuencias para los controles recogidos en este protocolo deberían entenderse como “mínimos”, no excluyéndose la posibilidad de aumentar su frecuencia si el centro dispone de los medios adecuados y si la antigüedad del equipo o sus condiciones de funcionamiento así lo aconsejaran.

2.6.1. Indicadores de calidad.

El control de la dosis impartida al paciente, conjuntamente con la calidad de la imagen en exploraciones de radiodiagnóstico, puede constituir un primer estimador sobre el estado global del sistema (equipamiento radiológico, protocolo de exploración, formación del personal) a partir del cuál se decidan actuaciones de verificación dirigidas a elementos concretos para corregir comportamientos anómalos.

2.6.1.1 Dosis al paciente

Para obtener datos de relevancia, las medidas deben realizarse preferentemente sobre pacientes estándar y no mediante procedimientos de simulación.

Propone valores de referencia de dosis a la entrada del paciente para una imagen obtenida en condiciones estándar, aplicables a muestras representativas de pacientes en una sala o centro y no con carácter individual.

La adopción de valores de referencia se exige en la Directiva Europea 97/43 sobre exposiciones médicas. El Decreto 1976/1999 incluye la sistemática de determinación de dosis de referencia como indicador básico de calidad. De acuerdo con la filosofía del documento EUR 16260, sugiere tomar como proyecciones radiográficas estándar las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, para el control de la dosis y la calidad de la imagen, con los valores de referencia de la dosis a la entrada del paciente indicados en la Tabla I. En esta tabla se incluye también la radiología dental intraoral.

Para la medida de los parámetros relacionados con las dosis que reciben los pacientes, podrán practicarse uno o varios de los siguientes métodos:

- Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.
- A partir de valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente) aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas.
- Mediante cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.

Si las determinaciones tienen lugar sobre pacientes deberán realizarse eligiendo individuos sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios.

Tabla 2.1. Valores de referencia de la dosis al paciente

TIPO DE EXPLORACIÓN	DOSIS A LA ENTRADA DE REFERENCIA* (mGy)
ABDOMEN AP	10
COLUMNA LUMBAR AP/PA	10
COLUMNA LUMBAR LAT	30
COLUMNA LUMBO-SACRA LAT	40
CRÁNEO AP	5
CRÁNEO LAT	3
CRÁNEO PA	5
MAMOGRAFÍA	10
PELVIS AP	10
TÓRAX LAT	1,5
TÓRAX PA	0,3
DENTAL INTRAORAL PERIAPICAL	7

* Con retrodispersión (según EUR,1990, el factor de retrodispersión adoptado es 1,08 en mamografía y 1,35 en el resto). Para radiografía dental intraoral se toma 1,1

Los controles de dosimetría a los pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima anual y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X, tal y como se recoge en el RD 1976/1999.

En salas dedicadas a exploraciones simples (sin escopia y con un reducido número de proyecciones por paciente, como lo es en el caso de exploraciones mamográficas) se determinará el porcentaje de imágenes desechadas y la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (ver tabla en el apartado anterior). De entre ellas, se elegirá la realizada con mayor frecuencia en esa sala, para una muestra mínima de diez estimaciones. Si la dispersión fuera muy importante, convendrá incrementar el tamaño de la muestra.

En todos los casos se detallarán las condiciones técnicas de la exposición (valores seleccionados de tensión, intensidad y tiempo o su producto, distancia foco-película, tamaño de campo, espesor de paciente y sensibilidad de la combinación película-hoja de refuerzo o del sistema de imagen que se utilice) de cada proyección controlada.

Cuando los estudios realizados en una sala no incluyan proyecciones con valor de referencia de dosis establecido, se realizará una simulación con el método abreviado que se describe más adelante. En este caso se controlarán dos tipos de exploraciones si con el equipo o en la sala en cuestión se llevan a cabo estudios que se asemejen a tórax y abdomen (con técnicas y protocolos claramente distintos, por lo tanto) o se controlará únicamente un tipo de exploración en otras circunstancias.

El método abreviado consiste en simular las condiciones usuales de una exploración, colocando un detector de radiación en la posición de la entrada del haz de rayos X en el paciente (20 cm por encima de la camilla o por delante del "bucky" o soporte de imagen). Se realizará un disparo con técnica manual, eligiendo las condiciones de exposición propias de un paciente de 70 kg de peso y 1,70 m de estatura. Se repetirá la operación acortando y alargando la distancia foco-cámara 2 cm.

Opcionalmente, podrá utilizarse una cámara de transmisión para estimar la dosis a la entrada a partir del producto dosis-área.

Se pueden estimar utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TL) colocados en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz. Se reflejarán detalles sobre kV, mAs, tipo sistema de

imagen, distancia foco-piel (esto es, foco-cámara o foco-maniquí) y distancia foco-película.

Los resultados deberán contrastarse con medidas experimentales sobre pacientes para verificar fehacientemente la adecuación de las aproximaciones asumidas o deducir un coeficiente de corrección.

2.6.1.2. Calidad de la imagen

La evaluación de parámetros que permiten objetivar la calidad de imagen podrá llevarse a cabo con una o ambas de las siguientes opciones:

- a) a través de los criterios anatómicos del grupo de expertos de la Comisión Europea (EUR-16260, 1996; EUR-16261, 1996 y EUR-16262, 1999) u otros análogos propuestos por el radiólogo responsable de la sala o servicio.
- b) con objetos de prueba que permitan valorar los parámetros físicos básicos de la imagen (por ejemplo estimando límite de resolución espacial, umbral de sensibilidad para detalles de bajo contraste, etc.) constando por escrito la evaluación realizada y las tolerancias establecidas.

Se recomienda realizar controles de imagen al menos una vez al año y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X.

2.6.2. Control de Calidad de equipos de mamografía (Protocolo Español)

La calidad de las imágenes obtenidas en instalaciones de diagnóstico mamográfico debe permitir realizar un diagnóstico preciso y certero; esto debe ser así porque no

estaría justificado la realización de una exploración que, como toda prueba radiológica, entraña un riesgo. Esto es especialmente importante si la unidad es utilizada en los programas de cribado mamográfico (screening) [1, 12-13], donde mujeres asintomáticas (sin patologías que justifiquen la exploración) son sometidas a una prueba diagnóstica [8, 44].

Para poder asegurar que la imagen posee la calidad exigida es necesario que el equipamiento se encuentre en condiciones de ofrecer de forma constante un rendimiento elevado. Para tener constancia de ello, se hace necesario realizar un Control de Calidad sobre el equipamiento que abarque los aspectos físicos y técnicos involucrados en la formación y obtención de la imagen.

El control de calidad de los aspectos físicos y técnicos de la instalación de diagnóstico mamográfico se inicia con la especificación y compra del equipo adecuado, que satisfaga las necesidades de rendimiento exigidos, de acuerdo a estándares aceptados. Antes de que el equipo se ponga en uso clínico, debe someterse a pruebas de aceptación, de manera que pueda asegurarse que cumple esos estándares. Tras su aceptación hay que verificar que el rendimiento de todo el equipamiento se mantiene por encima del mínimo establecido, al nivel más alto posible.

Los objetivos que, en definitiva, deben alcanzarse con las pruebas de control de calidad son los siguientes:

- Que el radiólogo disponga, al utilizar la técnica radiológica apropiada, de imágenes con la mejor información diagnóstica posible.

- Que la calidad de la imagen sea estable y similar a la obtenida en otros centros de características análogas.
- Que la dosis en mama sea tan baja como razonablemente sea posible alcanzar para lograr el objetivo de diagnóstico propuesto.

El protocolo seguido para alcanzar estos objetivos debe abarcar la vigilancia y monitorización de los diferentes componentes y parámetros que contribuyen a la calidad de la imagen:

- Generador de rayos X y sistema de control
- Bucky y receptor de imagen
- Procesado de la película
- Propiedades del sistema (incluyendo dosis)
- Condiciones de visualización

En el Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en Radiodiagnóstico se establecen los diferentes ensayos y las tolerancias en los diferentes parámetros que definen el estado del equipamiento de una instalación de radiodiagnóstico mamográfico (tablas I y II). Si bien se establecen unos valores de aceptabilidad, resulta deseable la consecución de mejora en el resultado de evaluación de cualquier parámetro.

Varios de los controles de mamografía indicados a continuación deben realizarse en condiciones concretas definidas como **condiciones de referencia**. Otros conviene realizarlos seleccionando la técnica habitual del centro para obtener las imágenes mamográficas de una mama de características promedio. Estas condiciones se han denominado **condiciones clínicas**. Los parámetros correspondientes a cada una de ellas (siempre que no se especifique lo contrario) son:

Tabla 2.2. Condiciones técnicas de realización de ensayos para control de calidad del equipamiento mamográfico

Parámetros a seleccionar	Condiciones de referencia	Condiciones clínicas
Foco	Grueso	Grueso
Rejilla	Si	Si
Compresor	Dentro del haz y en contacto con el maniquí	Dentro del haz y en contacto con el maniquí
Posición del detector del CAE	La más próxima a la pared del tórax	La más próxima a la pared del tórax
Posición del selector de densidades ópticas del CAE	La que más se aproxime a la densidad óptica de referencia	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica para una mama promedio
Tensión del tubo	28 kV	La que habitualmente se utilice en la práctica clínica
Densidad óptica de la imagen	1,0 + base + velo, medida sobre una imagen del maniquí estándar en el punto de referencia	La habitual en las imágenes clínicas, medida sobre una imagen del maniquí estándar en el punto de referencia

En la **Tabla 2.3** se presentan los parámetros considerados como esenciales de los equipos de mamografía y en la **Tabla 2.4** los complementarios.

Tabla 2.3 Parámetros ESENCIALES de los equipo de mamografía

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS			
MA004	Coincidencia campo de radiación-película	$\leq + 5$ mm del borde del tablero en el lado de la pared del tórax $\leq + 2$ % de la DFP en cualquier lado del receptor de la imagen	Anual / Inicial y cambios
MA006	Artefactos del equipo Imagen	sin artefactos	Semestral / Inicial y cambios
CALIDAD DEL HAZ			
MA009	Exactitud y reproducibilidad de la tensión	Exactitud $\leq \pm 1$ kV (25-31 kV) Reproducibilidad $\leq 0,5$ kV	Semestral / Inicial y cambios
MA010	Filtración. Capa hemirreductora	$> 0,3$ mm Al a 28 kV	Anual / Inicial y cambios
TIEMPO DE EXPOSICIÓN			
MA012	Tiempo de exposición para las condiciones clínicas	≤ 2 s	Anual / Inicial y cambios
RENDIMIENTO			
MA013	Reproducibilidad	≤ 5 %	Anual / Inicial y cambios
MA014	Valor del rendimiento Tasa de dosis	> 30 :Gy/mAs a 1 m del foco (Mo/Mo, 28 kV y sin compresor) $> 7,5$ mGy/s a la distancia foco-película	Anual / Inicial y cambios
MA015	Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y la corriente (o el tamaño del foco)	Coefficiente de linealidad $\leq 0,1$	Anual / Inicial y cambios

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
REJILLA			
MA016	Factor de exposición de la rejilla o del sistema de rejilla	< 3 (a 28 kV)	Inicial y cambios
MA018	Artefactos de la rejilla	Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes	Semestral / Inicial y cambios
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)			
MA019	Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades:	Densidad Optica clínica: 1,5-1,8 Desviación $\leq \pm 0,15$ DO	Semestral / Inicial y cambios
MA020	Incremento de la DO por paso del selector de densidades	Intervalo ajustable de DO > 1 DO Incremento de DO/paso $\leq 0,2$ DO	Semestral / Inicial y cambios
MA021	Reproducibilidad del CAE	En DO $\leq 0,1$ DO En dosis ≤ 5 %	Semestral / Inicial y cambios
MA022	Constancia del CAE	Desviación en DO $\leq \pm 0,2$ DO Desviación en mAs $\leq \pm 15$ %	Semanal / Inicial y cambios
MA023	Compensación del CAE con el espesor, la tensión y los modos de operación	Desviación $< \pm 0,15$ DO	Semestral / Inicial y cambios
SISTEMA DE COMPRESIÓN			
MA025	Deformación del compresor	Diferencias < 15 mm	Anual / Inicial y cambios
MA026	Fuerza de compresión	Fuerza máxima ≤ 300 N Exactitud $\leq \pm 20$ N	Anual / Inicial y cambios
CALIDAD DE IMAGEN			
MA027	Resolución a alto contraste	> 12 pl/mm en el punto de referencia	Semestral / Inicial y cambios
MA028	Contraste de la imagen	Desviación $< \pm 10$ %	Semestral / Inicial y cambios

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
MA029	Umbral de sensibilidad a bajo contraste	< 1,3 % (objetos de 5 o 6 mm de diámetro) Constancia: Desviación ≤ repro- ducibilidad del valor de eferencia	Semestral / Inicial y cambios
DOSIMETRÍA			
MA031	Kerma en aire en la superficie de entrada del maniquí estándar	< 10 mGy Desviación < ± 10 %	Semestral / Inicial y cambios

Tabla 2.4. Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos de mamografía

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
RADIACION DE FUGA			
MA001	Detección y medida de la radiación de fuga	< 1 mGy en 1 h a 1 m del foco en un área ≤ 100 cm ²	Inicial y cambios
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS			
MA002	Indicador de la distancia foco-película	Diferencia entre medida y especificada ≤ ± 2	Inicial y cambios
MA003	Coincidencia campo de luz-campo de radiación	Diferencias ≤ ± 5 mm en cada lado	Inicial y cambios
MA005	Uniformidad del campo de radiación	Diferencias ≤ ± 10 % en dirección perpendicular al eje ánodo-cátodo	Anual / Inicial y cambios
MA007	Factor de ampliación	Según las especificaciones del fabricante	Inicial y cambios
MA008	Tamaño del foco	Las señaladas en IEC, 1982	Inicial y cambios
TIEMPO DE EXPOSICIÓN			
MA011	Exactitud y reproducibilidad del tiempo de exposición	Exactitud ≤ ± 10 % para t ≥ 200ms ≤ ± 15 % para t < 200ms Reproducibilidad ≤ 10 %	Anual / Inicial y cambios

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
<i>REJILLA</i>			
MA017	Imagen de la rejilla	Imágenes de las láminas, paralelas y sin inhomogeneidades importantes	Anual / Inicial y cambios
<i>CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)</i>			
MA024	Compensación del CAE con la tasa de exposición (o el tamaño del foco)	Desviación $< \pm 0,15$ DO	Semestral / Inicial y cambios
<i>CALIDAD DE IMAGEN</i>			
MA030	Visibilidad de pequeños objetos o microcalcificaciones	Constancia: Desviación \leq Reproducibilidad del valor de referencia	Semestral / Inicial y cambios
<i>DOSIMETRÍA</i>			
MA032	Dosis glandular estándar / imagen	< 2 mGy	Semestral / Inicial y cambios

Las frecuencias de medida indicadas en las tablas son las establecidas como las mínimas requeridas. Cuando aparecen problemas, deberían efectuarse medidas adicionales para determinar el origen de la anomalía observada y acometer las acciones adecuadas par su solución, realizando, posteriormente la verificación de la bondad de la corrección.

No existe en el Protocolo Español [37] un apartado específico para mamografía digital; no obstante si aparecen pruebas específicas para equipos digitales, si bien están poco definidas y la tolerancia de los parámetros las deja, de forma reiterada, en función de las especificaciones técnicas que defina el fabricante del sistema. En las tablas siguientes se resumen los parámetros, tanto esenciales como complementarios, así como las tolerancias fijadas en este documento.

Tabla 2.5. Parámetros esenciales de los equipos de radiología digital

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA			
RV056	Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis	Apreciación visual	Anual / tras cambios
RV057	Artefactos sin exposición de los fósforos	Apreciación visual	Anual / tras cambios
RV058	Hermeticidad de los chasis	Apreciación visual	Anual / tras cambios
RADIOGRAFIA DIRECTA			
RV062	Remanencia de la imagen previa	Apreciación visual	Anual / tras cambios
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA Y DIRECTA			
RV064	Uniformidad de la imagen	Desviación $< \pm 5\%$ en un mismo fosforo $< \pm 10\%$ entre fosforos	Anual / tras cambios
RV066	Linealidad del sistema, sensibilidad o respuesta sensitométrica	Según especificaciones del fabricante	Semestral / tras cambios
RV067	Ruido	Según especificaciones del fabricante	Semestral / tras cambios
RV069	Umbral de sensibilidad contraste – tamaño del detalle	Según especificaciones del fabricante	Semestral / tras cambios
RV070	Límite de resolución de alto contraste	Según especificaciones del fabricante	Semestral / tras cambios

Tabla 2.6. Parámetros complementarios de los equipos de radiología digital

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA			
RV059	Efectividad del ciclo de borrado de los fósforos	Apreciación visual	Anual / tras cambios
RV060	Desvanecimiento de la imagen latente	Según especificaciones del fabricante	Anual / tras cambios
RV061	Linealidad espacial	Según especificaciones del fabricante	Anual / tras cambios

Código	Parámetro	Tolerancia	Frecuencia
RADIOGRAFIA COMPUTARIZADA Y DIRECTA			
RV063	Ajuste de la densidad óptica	1,1 – 1,4 DO (base+velo)	Anual / tras cambios
	Reproducibilidad	≤ 10%	
RV065	Tamaño del campo y exactitud geométrica	Desviación ≤ 5%	Anual / tras cambios
RV068	Umbral sensibilidad a bajo contraste	Según especificaciones del fabricante	Semestral / tras cambios
RV071	Uniformidad de la resolución	Según especificaciones del fabricante	Anual / tras cambios
RV072	Artefactos en la imagen	Apreciación visual	Semestral / tras cambios

2.6.3. Test de constancia

Tanto el chequeo de la calidad de imagen, como de la dosis (o sus llamados índices) constituyen pruebas que engloban gran parte de la cadena de imagen, constituyendo una prueba global del estado de la misma. Su valor es siempre relativo, debiéndose comparar sus resultados con los obtenidos cuando la totalidad del sistema se encuentra en perfectas condiciones de operación.

Calidad de imagen:

En general, tanto el método como los parámetros utilizados para evaluar la calidad de la imagen dependen del maniquí que se utilice. En los controles rutinarios conviene evaluar la calidad de la imagen en las condiciones de referencia ya que esto facilita la comparación de los resultados obtenidos en los distintos controles. La obtención de las imágenes en las mismas condiciones permite a su vez la comparación entre los valores obtenidos con otros equipos o en otros centros. Sin

embargo, es altamente recomendable evaluar también la calidad de la imagen en las condiciones clínicas, que a menudo difieren bastante de las anteriores, y comparar los resultados obtenidos con cada una de ellas. En los controles periódicos sucesivos deberá asegurarse su constancia comprobando que la desviación entre los valores medidos en el control y los de referencia es menor que la reproducibilidad de los respectivos valores de referencia. Si el espesor del maniquí utilizado equivale aproximadamente al de una mama promedio, su imagen puede obtenerse con el CAE. En este caso, es necesario que el maniquí cubra completamente el detector del CAE y que los objetos de alta absorción (rejillas de resolución a alto contraste) no se solapen con él. De no ser así, hay que utilizar técnica manual con la carga del tubo necesaria para que la DO de la imagen sea similar a la DO de referencia o a la de las imágenes clínicas respectivamente.

La frecuencia de estos controles deberá ser semanal en las unidades de rayos X que participen en los programas de detección precoz del cáncer de mama.

Los parámetros de control recogidos en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico son los siguientes:

MA027.- Resolución a alto contraste

MA028.- Contraste de la imagen

MA029.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

MA030.- Visibilidad de pequeños objetos o microcalcificaciones

Hacer notar que estos parámetros no están definidos para su uso en mamografía digital, si bien pueden ser adaptados, requieren una redefinición, ya que en digital no tiene sentido referir la exposición de referencia a una densidad óptica determinada.

Dosimetría:

Para las medidas de dosis en el control de calidad hay que utilizar el maniquí estándar (se entiende, en general, como tal, maniquí de 45 cm de espesor de PMMA) y las condiciones de referencia. Sin embargo, al igual que con la calidad de la imagen, es conveniente evaluar también los valores de dosis en condiciones clínicas. Cuando se utilice el CAE es imprescindible que el maniquí estándar cubra totalmente el detector.

Los parámetros de control recogidos en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, de medidas dosimétricas en mamografía son los siguientes

MA031.- Kerma en aire en la superficie de entrada del maniquí estándar

MA032.- Dosis glandular estándar

De igual modo, en el apartado dosimétrico, insistir que estos parámetros no están definidos para su uso en mamografía digital, pueden, de igual modo, ser adaptados, pero requieren una redefinición, ya que en digital no tiene sentido referir la exposición de referencia a una densidad óptica determinada.

2.7 Índices de calidad - imagen.

2.7.1. Introducción

En la presente sección se hace una revisión de diferentes protocolos que son aplicados actualmente para determinar la calidad de la imagen a partir de distintos tipos de fantomas [42]. Esto, sirvió de base para crear un protocolo para el fantoma utilizado en la presente tesis y que se desarrolla en capítulo cuatro, a partir de los resultados obtenidos tras el procesamiento automático de sus distintas zonas con las técnicas específicamente desarrolladas explicadas en el capítulo siguiente.

La acreditación mamográfica del fantoma se ha diseñado para testear el funcionamiento de un sistema mamográfico, mediante una evaluación cuantitativa de la capacidad del sistema a la detección de estructuras similares a aquellas que se suelen encontrar clínicamente. Los objetos presentes en el fantoma mamográfico simulan dichas estructuras típicas tales como microcalcificaciones, calcificaciones fibrosas ductales, masas tumorales etc. También pueden contener zonas para la calibración de la imagen tales como escalones de densidades ópticas correspondientes a distintos porcentajes del tejido graso, glandular y zona de resolución de la imagen, medida como pares de líneas por milímetro.

Para realizar un diagnóstico correcto de las lesiones que pueden aparecer en una imagen mamográfica y para que los planes de prevención del cáncer de mama puedan contribuir a la detección precoz de dicha enfermedad [11, 12], es imprescindible asegurar la obtención de imágenes de alta calidad con una dosis de radiación impartida optimizada.

Un programa completo de control de calidad de la cadena de obtención de la imagen mamográfica debe analizar cada uno de los elementos que intervienen en dicha cadena tal como el equipo de rayos X, películas radiográficas utilizadas, condiciones de revelado, etc. Uno de los pasos fundamentales en esta cadena es la evaluación de la calidad de la imagen mamográfica. La determinación de la calidad de la imagen se lleva a cabo utilizando fantomas de referencia.

2.7.2 Tipos de fantomas radiográficos

El organismo internacional *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)* define un tejido sustituto como cualquier material que simula un tejido del cuerpo humano en la interacción de la radiación ionizante con dicho tejido. De acuerdo a ello, el citado organismo define un fantoma o maniquí como una estructura que contiene uno o varios tejidos sustitutos y es utilizado para simular la interacción de la radiación en el cuerpo humano.

El uso de fantomas data de principios de 1920. En la Figura 3.6 se muestran ejemplos de algunos de estos antiguos fantomas. Los primeros fantomas utilizados en experimentos con rayos X se manufacturaban con materiales tales como bloques de cera; algunos de aquellos materiales siguen siendo utilizados hoy en día en la fabricación de fantomas.



Figura 2.22. Fantomas utilizados a principios del siglo XX.

En 1960 empezaron a aparecer materiales más fidedignos al comportamiento del tejido humano y se comenzaron a fabricar fantomas más sofisticados. La tecnología en la fabricación de fantomas está unida al desarrollo tecnológico de los sistemas de imagen médicos. Hoy en día existe una gran variedad de materiales y procesos para la obtención de fantomas.

Algunos tipos de fantomas son utilizados para averiguar el funcionamiento de un equipo de imagen médicos simulando la atenuación de la radiación y las propiedades de absorción de los tejidos humanos. También son utilizados para otros fines como medir la dosis de radiación recibida por el paciente durante la terapia, propósitos docentes a personal técnico, para calibrar el equipo médico o para actividades de investigación. Los fantomas son una parte esencial para mantener una garantía de control de calidad alta en diagnóstico y terapia, pues se utilizan para medir la resolución del sistema, tamaño de la mancha focal, contraste, controles de exposición, artefactos de la imagen, etc.

El *ICRU* ha establecido las siguientes categorías funcionales de fantomas:

1. *Fantomas de calibración*, son los utilizados para establecer la respuesta de los detectores de radiación y corregir la información cuantitativa derivada de las imágenes digitales.

2. *Fantomas de imagen* son los fantomas utilizados para establecer la garantía de la calidad de imagen. Dentro de esta categoría se definen varios tipos de fantoma:

2.1. *Fantomas antropomórficos* que son aquellos fantomas que tienen el tamaño y la composición del cuerpo humano o parte de él.

2.2. *Fantomas estándar* que son los fantomas utilizados para la estandarización y la comparación de varios tipos de condiciones de radiación.

2.3. *Fantomas de referencia* que incluye los fantomas utilizados para cálculos de dosis de radiación, equivalencias de densidad mineral y otro tipo similar de medidas. Suelen definirse según la modalidad para la que son utilizados tal como ultrasonidos, mamografía, tomografía computerizada, etc.

Atendiendo a la finalidad para la que van a utilizarse, existen varios tipos de fantomas comercializados tales como los que se explican a continuación.

Fantomas de tomografía computerizada

Este tipo de fantomas se utiliza para testear el funcionamiento del sistema incluido el ruido, la resolución espacial, la sensibilidad del equipo, dosis, etc. Generalmente se construye como un bloque acrílico o un cilindro relleno de materiales poliméricos diseñados para simular la cabeza y/o el abdomen humanos.

Fantomas mamográficos

Este tipo de fantoma se utiliza para comprobar el funcionamiento de las unidades radiográficas en cuanto a control automático de exposición, colimación, resolución, contraste, dosis recibida por el paciente, artefactos presentes en la imagen radiográfica. Se suelen fabricar con materiales como resinas epoxi, cera, materiales acrílicos, geles para diseñar objetos que representan microcalcificaciones, tumores, quistes y otros indicadores del cáncer de mama.

Fantomas de medicina nuclear

Este tipo de fantomas es utilizado para testear el funcionamiento de cámaras gammagráficas (tomografía computerizada por emisión de fotones y tomografía por emisión de positrones) para averiguar la uniformidad del campo, sensibilidad de volumen, resolución espacial, detectabilidad de lesiones, etc. Este tipo de fantoma generalmente es construido con contingentes acrílicos rellenos de líquidos conteniendo radionucleidos en los que se insertan platinas que simulan el tiroides, el cerebro, un hueso, con o sin tumor.

Fantomas radiográficos

Este tipo de fantoma es utilizado para testear los sistemas radiográficos en cuanto a contraste, resolución, calidad de imagen, imagen, ejecución de la intensificación y exposición. Estos fantomas son normalmente contruidos de materiales acrílicos, metálicos y poliestireno y son utilizados para calibración, chequeo y garantía de calidad de equipos radiográficos, fluoroscópicos, tomográficos y angiográficos.

Fantomas de radioterapia

Este tipo de fantomas es utilizado para medir la dosis de radiación, la distribución de dosis y otros parámetros de tratamiento. Se construyen como cilindros o bloques

de acero, plomo y materiales acrílicos. Algunos modelos pueden rellenarse con líquidos. Los fantomas de radioterapia generalmente se diseñan para simular órganos humanos y pueden ser utilizados junto a otros instrumentos para medir la dosis de tratamiento.

Fantomas de ultrasonidos

Este fantoma es usado para medir y testear la resolución del sistema, la zona focal, la sensibilidad del sistema, la escala de grises, el rango dinámico, la penetración y la zona de penumbra. Algunos de estos fantomas contienen líquidos que simulan el movimiento de la sangre para testear los sistemas Doppler. Muchos fantomas de ultrasonidos se construyen con implantes de materiales aluminosos, acrílicos, de poliuretano con gel o poliestereno para simular quistes, tumores u otras anomalías.

Algunos ejemplos de los fantomas usados actualmente se muestran en la **Figura 2.23**

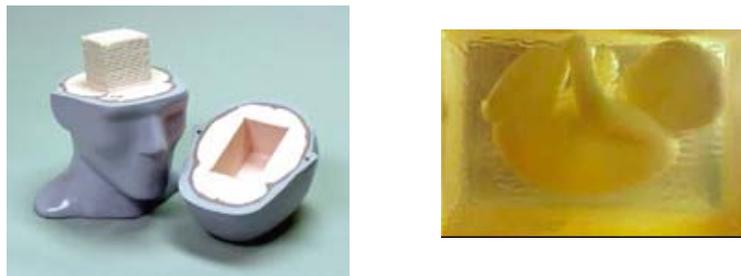


Figura 2.23: Maniqués utilizados en radioterapia para simular el cerebro, y en ultrasonidos para simular el feto.

Es imprescindible asegurar la obtención de imágenes de alta calidad para garantizar la obtención de un diagnóstico correcto de las lesiones que pueden aparecer en una imagen mamográfica. Uno de los pasos fundamentales en el control de calidad del procedimiento de obtención de la imagen mamográfica es la evaluación de la calidad de la imagen mamográfica. Para determinar la calidad de dicha imagen se utilizan fantomas de referencia.

2.7.3 Protocolos utilizados para determinar la calidad de imagen.

No existe una definición generalmente aceptada del parámetro indicativo de calidad de imagen en mamografía. Muchos de los protocolos utilizados para determinarla se basan en la detectabilidad de objetos con varios tamaños y contraste [42].

El estudio de la calidad de imagen se fundamenta en protocolos consistentes en métodos de puntuación basados en la visibilidad de los objetos de test del fantoma, de forma que se obtiene un número representativo de la calidad del procedimiento de obtención de la imagen mamográfica. Existen diversos métodos de puntuación utilizados comúnmente en Europa aplicados sobre distintos tipos de fantoma tal como se recoge en la **Figura 2.24**.

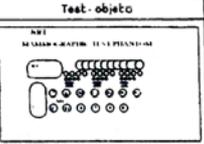
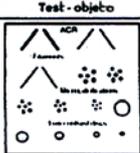
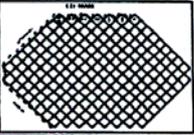
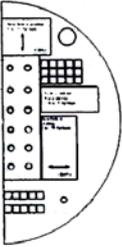
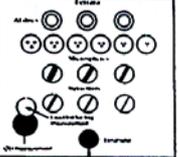
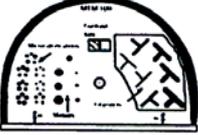
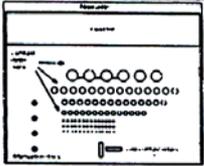
Designación	Test-objeto	Designación	Test-objeto
NRT		ACR	
TMAM		CD-M	
TMAX	 New CD MAM	FER	
NIJ	See CD-MAM	MTM	
IQI		NEWC	

Figura 2.24. Maniqués usados comúnmente en Europa para el estudio de la calidad de imagen.

El fantoma Medi-Test, designado como **MTM100** (véase **Figura 2.25**), es uno de los utilizados en el Hospital Universitario La Fe de Valencia.

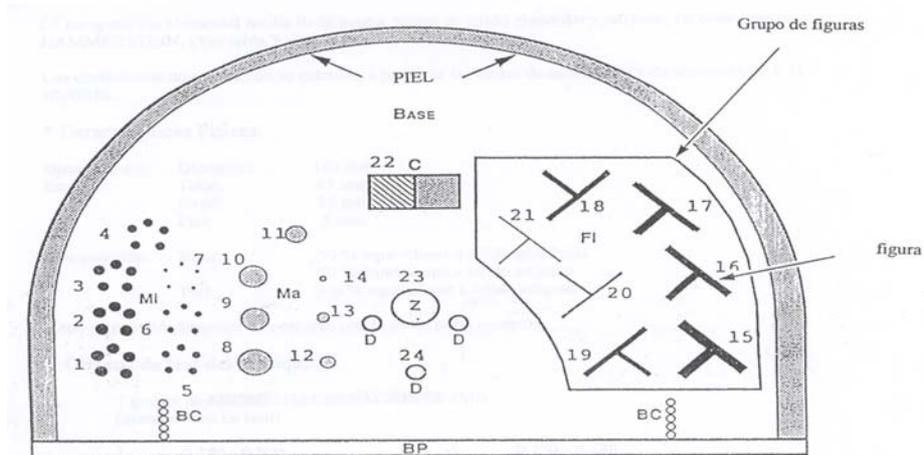


Figura 2.25: Esquema del fantoma MTM100, de CIRS.

La forma de determinar la calidad de imagen en este fantoma es valorar la imagen mediante la inspección visual por parte de una persona experta en mamografías. La inspección se basa en el método de puntuación que se explica a continuación.

Para cada grupo de figuras considerando la zona de microcalcificaciones, masas y fibras, se determina el número de figuras visibles. Se estima el grado de visibilidad de la figura menos apreciable y se obtiene la puntuación en función del nivel de apreciabilidad referida a la tabla de puntuaciones recogida en la **Tabla 2.7**. Tras esto se suman las puntuaciones parciales de microcalcificaciones, masas y fibras, y se obtiene una puntuación total de la imagen que debe ser mayor o igual que 20 para considerar la calidad de la imagen aceptable.

Figuras	Notación		Microcalcificaciones		Masas		Fibras	
	Enteramente visible	Parcialmente visible	Enteramente visible	Parcialmente visible	Enteramente visible	Parcialmente visible	Enteramente visible	Parcialmente visible
1 - 8 - 15	1	0,75						
2 - 9 - 16	2	1,5						
3 - 10 - 17	4	3						
4 - 11 - 18	8	6						
5 - 12 - 19	16	12						
6 - 13 - 20	32	24						
7 - 14 - 21	64	48						
Puntuación Parcial								

Tabla 2.7: Método de puntuación del fantoma MTM 100.

Por ejemplo, se supone una imagen en la que los números de grupos que se verían en la zona de microcalcificaciones son 1, 2, 3, 4 enteramente visibles y 5 parcialmente visible; de las masas 8, 9, 10, 11 enteramente visibles y de fibras 15, 16, 17, 18 enteramente visibles y 19, 20 parcialmente visibles. De la zona de microcalcificaciones la puntuación parcial sería de 12, para la zona de masas sería de 8 y para la zona de fibras sería de 24, según los valores mostrados en la Tabla 2.1. La puntuación total, suma de las tres puntuaciones parciales es de 44.

Al ser la puntuación total igual a 44, valor mayor que 20, la calidad de la imagen es puede considerarse buena por lo que el funcionamiento del equipo como parte integrante en la cadena de obtención de la imagen mamográfica, puede considerarse correcto.

Tal como se recoge en la **Figura 2.24**, otro fantoma utilizado en Europa es el fantoma RMI 156, designado como **ACR**, tiene como objetos de test seis fibras, cinco grupos de microcalcificaciones con seis microcalcificaciones en cada uno de

ellos y cinco masas circulares. Dichos objetos tienen diámetros decrecientes. El protocolo seguido se realiza mediante la inspección visual por parte de una persona experta en mamografía y el método de puntuación se basa en la suma total de las puntuaciones parciales de los filamentos de nylon o fibras, de las microcalcificaciones y de las masas.

La puntuación parcial de cada uno de estos tres grupos del fantoma ACR se obtiene a partir de la última figura visible en cada uno de ellos, anotando el número asignado a dicha figura. En el caso de las fibras son 1, 2, 5, 10, 19, 29 en orden decreciente de diámetro, es decir, 1 sería la puntuación si la fibra de mayor diámetro fuese la visible y 29 sería la puntuación si la última fibra visible fuese la de menor diámetro. En las microcalcificaciones la puntuación para cada uno de los cinco grupos en orden decreciente de diámetro es 1, 2, 8, 15, 25 respectivamente. Finalmente, en las masas la puntuación es 1, 2, 3, 10, 20 para cada una de las cinco de ellas en orden decreciente de diámetro.

El fantoma CD-MAM, designado como **CD-MAM**, está formado por varios discos de distinto espesor y diámetro. El protocolo para determinar la calidad de imagen se basa en la obtención de un parámetro denominado IQF. El parámetro de calidad de imagen IQF se calcula de la siguiente forma:

$$IQF = \sum_j C_j D_j$$

donde C es el espesor, D es el diámetro de los discos y la suma se extiende al último disco visible para cada espesor por parte de un radiólogo experto en mamografía.

El fantoma Ferrare, designado como **FER**, está compuesto por varios detalles. El protocolo de determinación de la calidad de imagen se basa en asignar 1 cuando el

detalle es visto completamente, 0.5 cuando el detalle es visto parcialmente, 0 cuando el detalle no es visto. La determinación visual la lleva a cabo un observador experto en mamografía. La puntuación total es suma de todos los números obtenidos. Este fantoma ya no se encuentra disponible comercialmente

En el fantoma Newcastle, designado como **NEWC**, el protocolo seguido para determinar la calidad de la imagen se realiza mediante la inspección visual que hace un radiólogo experto en mamografía. El sistema de puntuación para obtener el índice de calidad se basa en añadir al número de discos visibles, el número de barras visibles en la zona de pares de líneas por milímetro. Este fantoma, al igual que el fantoma anterior, ya no está disponible comercialmente.

El fantoma Nordisk Rontgen Teknik, designado como **NRT**, utiliza un protocolo basado en un método de puntuación visual por parte de un radiólogo, el cual evalúa el contraste, la resolución espacial, etc. Tras esto se le asigna un peso a cada zona, en concreto el factor 0.3 es el aplicado al contraste y a la resolución.

En el fantoma Leeds TORMAM, designado como **TMAM**, el protocolo se basa en la inspección visual y se puntúa de 0 a 5. Posee 6 detalles de contraste que llegan a 6 niveles distintos de visibilidad.

El fantoma Leeds TORMAX , designado **TMAX** utiliza un protocolo para puntuarlo basado en la detección de varios objetos del mismo. Puntúa los escalones de bajo contraste que son detalles de 6 mm, 0.5 y 0.25 mm, la densidad en la zona de base+velo y obtiene un índice de contraste que se mide como la diferencia de la densidad óptica entre dos escalones. El índice de contraste es igual a 0 si dicha diferencia se encuentra entre 0.40 y 0.44, toma valor 1 si ahora la diferencia está

entre 0.45 y 0.49, vale 2 si la diferencia se encuentra entre 0.50 y 0.54 y vale 3 si el rango de variación de la diferencia de los dos escalones es de 0.55 a 0.60.

En el fantoma CD-MAM, designado como **NIJ**, el protocolo seguido para determinar la calidad de la imagen se basa en un método en el que la película se digitaliza y un programa evalúa automáticamente el porcentaje de los discos de distinto espesor correctamente encontrados.

En el fantoma Modified Kodak, designado como **IQI**, el protocolo está basado en un método automático para determinar el índice de calidad de imagen, el cual corresponde al tamaño de la microcalcificación más pequeña detectada con una probabilidad de un 2 % de falsos positivos.

Estos dos últimos protocolos se basan en métodos de puntuación automáticos, pues la película se digitaliza y se procesa mediante un computador. Por ello, se trata de métodos objetivos, pues no dependen de un observador humano cuya apreciación de la calidad de imagen es más subjetiva. En concreto de estos dos protocolos, se dice que el IQI es más preciso en cuanto a la sensibilidad del método en el que se basa.

No obstante según varios artículos publicados se sigue prefiriendo los protocolos de los fantasmas MTM y ACR, porque aunque presentan mayor subjetividad pues en ello un radiólogo experto en mamografía valora la calidad de la imagen, su método de puntuación es más completo y sensible ante pequeñas variaciones en la imagen del fantoma producidas por cambios en las condiciones de funcionamiento del equipo.

El protocolo desarrollado y aplicado en esta tesis emplea, igualmente, un fantoma específico para mamografía, concretamente el fabricado por CIRS bajo la denominación 11-A, SP01 y que se describe en el capítulo 4. La valoración propuesta contempla tanto la aplicación de índices de calidad (IQI1 e IQI2) basados en sistemas de puntuación sobre el nivel de detección de diferentes objetos de test presentes en el fantoma. La determinación se realiza de forma automática sobre la imagen de la película digitalizada.

2.8 Índices de calidad - dosis

Como ya se comentó en el capítulo de introducción la optimización de las técnicas radiográficas establece la necesidad de administrar la dosis de radiación más baja posible, compatible con que la imagen posea calidad suficiente para emitir un diagnóstico adecuado. Esto, no es más que el reflejo de que ambas magnitudes están relacionadas: dosis de radiación y calidad de imagen. La reducción del riesgo asociado a la exposición, esto es, la dosis, tiene como límite la influencia que esta tiene en la calidad de la imagen. Resulta evidente la relación de la cantidad de radiación empleada en una exploración radiográfica y su influencia en parámetros tan asociados a la calidad de imagen como el contraste, la resolución o el ruido.

En mamografía la magnitud que con mayor precisión nos indica el riesgo radiológico es la dosis absorbida por el tejido glandular (dosis media glandular AGD); desgraciadamente esta magnitud no se puede medir directamente. Es estimada a partir de medidas de magnitudes que sí pueden ser directamente obtenidas, tales como la dosis de entrada en superficie (ESD) o el kerma en aire a la superficie de entrada (ESAK) [10]. Ambos valores se establecen como índices de dosis, esto es, valores que pueden obtenerse mediante medida directa en las exploraciones realizadas a pacientes objetos de estudio o bien mediante el empleo de maniqués dosimétricos.

Los valores que proporcionan índices de dosis proporcionan, al compararlos con niveles de referencia, una idea de la bondad del sistema. Si los valores que se registran en una instalación son inferiores a los niveles de referencia aceptados podemos asumir que el riesgo inducido por las exploraciones mamográficas es del mismo orden o inferior a otras instalaciones de diagnóstico. Estos valores referencia

se fijan, cuando es posible, a través de protocolos internacionalmente aceptados; por lo general se basan en fijar el “índice del tercer cuartil” esto es, el valor que validaría al 75% de los centros evaluados en el estudio.

Para estudios mamográficos los valores de referencia para los índices de dosis que establece el Protocolo Europeo de Control de Calidad de los Aspectos Técnicos en Cribado Mamográfico son:

Dosis a la superficie de entrada: 12 mGy

Kerma en aire a la superficie de entrada: 11 mGy

Ambos obtenidos haciendo uso de un maniquí de PMMA de 45 cm de espesor y obteniendo imágenes de densidad óptica neta 1.0DO (excluyendo la base y el velo).

Estos índices de dosis, relativamente fáciles de medir, implican, además, que para una mama “estándar” (45mm espesor, con composición mama 50% tejido glandular) con un equipo y técnica “estándar” (28kV, Mo/Mo) la dosis media glandular se sitúe por debajo del valor 2,5mGy, considerado como el valor máximo recomendable en la mayoría de los protocolos europeos.

Para mamografía digital, en principio se mantienen las mismas restricciones de dosis; esto es, que la dosis media glandular sea inferior a 2,5 mGy y preferiblemente por debajo de 2 mGy. En los equipos analógicos esta restricción se aplica a imágenes con densidad óptica de 1,0 (excluyendo la base y el velo). En los equipos digitales, hablar de densidad óptica carece de sentido, y muchos equipos digitales carecen de sistema de exposimetría automática, por lo que este parámetro debe ser actualizado.

En el Adendum [9] para mamografía digital elaborado por el programa Europa contra el Cancer se propone usar directamente como referencia el maniquí de 45 mm de PMMA como si de una mama real se tratara.

Capitulo 3: Técnicas de procesamiento digital de imagen

3.1 Introducción

Los programas de cribado mamográfico masivos puestos en marcha en muchos países desarrollados, por ejemplo el de la Comunidad Valenciana, conllevan la obtención y el análisis de un número altísimo de mamografías, cada una de las cuales es valorada por un radiólogo. Este motivo junto con el desarrollo de las tecnologías digitales para el tratamiento de la imagen, ha impulsado el desarrollo de técnicas para realizar un análisis automatizado de dichas mamografías.

Las técnicas de procesamiento digital aplicadas a la imagen mamográfica, trabajan con la imagen digitalizada y se encaminan fundamentalmente a servir como una segunda lectura después de que el radiólogo haya valorado la imagen o bien, a destacar en la imagen detalles que ayuden al radiólogo a realizar un diagnóstico correcto.

La importancia de las técnicas de diagnóstico por imagen digital del cáncer de mama, puede verse en el gran número de trabajos que se pueden encontrar en la literatura dedicados al análisis de la mamografía una vez digitalizada, en particular a la detección de microcalcificaciones. Las microcalcificaciones consisten en pequeñas acumulaciones de calcio en el tejido mamario y es una de las estructuras más significativas del cáncer de mama. Las sustancias que las forman presentan una absorción a los rayos X mayor que otros tejidos, por lo que en las mamografías aparecen como regiones más claras.

Una técnica habitual para la detección de zonas brillantes en una imagen correspondientes a las microcalcificaciones es la aplicación de filtros. En algunos trabajos se utiliza el filtro laplaciano del gaussiano, el cual es implementado como

diferencia de filtros gaussianos. Los filtros morfológicos también son una herramienta común para el estudio de la forma de las microcalcificaciones.

Otras técnicas de aparición reciente utilizadas en la detección de microcalcificaciones y en el análisis de las texturas de la imagen y densidad del tejido mamográfico, combinan el uso de los filtros anteriores con distintas herramientas tales como la conectividad difusa, la transformada wavelet, redes neuronales para seleccionar los coeficientes wavelets más adecuados para la extracción de las propiedades de la imagen, fractales para modelar las microcalcificaciones de la imagen. También existen trabajos en los que se utilizan métodos basados en la detección automática mediante ordenador para detectar y clasificar las distintas lesiones típicas.

En este capítulo se van a describir algunos conceptos generales del procesamiento digital de imágenes y se explicarán en profundidad algunas de las técnicas de tratamiento de imágenes digitales, en particular las técnicas de segmentación y morfología matemática dada su importancia en relación con la presente tesis. Estas técnicas generales son las que se aplican en el capítulo siguiente a la imagen de un fantoma mamográfico posibilitando la detección y caracterización de los objetos de test de forma automatizada. .

3.2 Adquisición de la imagen digital

El proceso general de adquisición de una imagen digital [2] se basa en traducir la intensidad luminosa de cada punto de la imagen que resulta al incidir una fuente de luz sobre ella, en una señal eléctrica continua de tensión que se convierte posteriormente en una matriz rectangular de números. Dicho proceso se lleva a cabo mediante un escáner, láser lector o dispositivo similar.

La señal analógica que resulta se muestrea y digitaliza en el convertidor analógico/digital de dicho aparato, convirtiendo la imagen inicial en una matriz de valores numéricos para ser tratada por un sistema computerizado. Para ello se mide el valor de la señal analógica en un número concreto de intervalos de tiempo, determinado por las características del convertidor analógico/digital.

Tras esto se efectúa la cuantización que consiste en asignar a cada medida un valor numérico relacionado con la intensidad de la señal, por lo que dicha señal se convierte en un conjunto discreto de píxeles. Cada píxel representa un nivel de intensidad luminosa, correspondiente en la imagen a un valor de gris. El número de niveles de gris que se puede representar en una imagen digital es función del número de bits del convertidor analógico/digital.

Respecto a la digitalización de la placa mamográfica convencional, el proceso se realiza generalmente mediante un escáner. En la actualidad todos los escáneres utilizan uno de los dos tipos de dispositivos de detección de la luz, que son tubos fotomultiplicadores (PMT, *PhotoMultiplier Tubes*) y dispositivos acoplados por carga (CCD, *Charge-Coupled Devices*)

Ambas tecnologías de detección miden la densidad óptica de cada punto o píxel de la imagen y posteriormente la traducen a un valor de gris, en el convertidor interno que incorporan. El tamaño del píxel, que generalmente se asume como una región cuadrada, viene dado por el tamaño del dispositivo de detección. La resolución de la imagen está determinada por dicho tamaño de píxel y normalmente se da en número de píxeles por unidad de longitud.

Los escáneres de tambor utilizan tubos fotomultiplicadores como dispositivos detectores de la luz. La tecnología PMT permite capturar el margen de tonos con una alta fidelidad. En la **Figura 3.1** se muestra como en los escáneres de tambor típicos que tienen tres PMT (uno para cada componente roja, verde y azul), una fuente de luz halógena de xenón o tungsteno (a) se enfoca en un área pequeña del original por medio de fibras ópticas y lentes condensadoras hacia el material original (b).

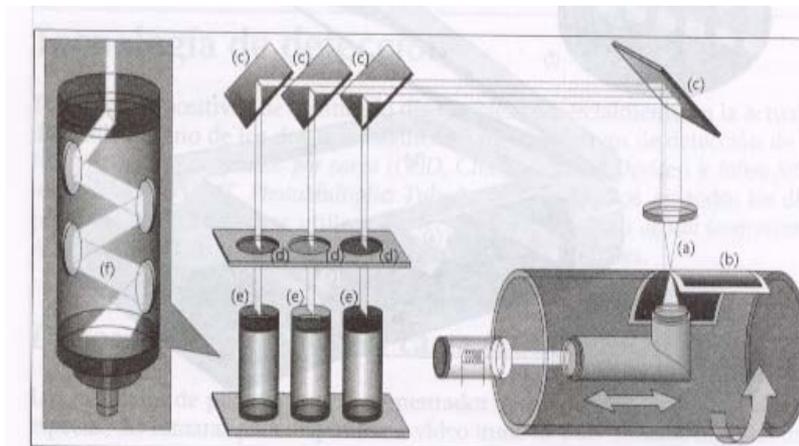


Figura 3.1: Funcionamiento de la tecnología de detección PMT en un escáner de tambor.

En dicha figura, la luz reflejada se transmite por espejos semitransparentes (c). Cada espejo refleja una parte de la luz y transmite otra parte al espejo siguiente. La parte reflejada de la luz del espejo pasa por el filtro de color adecuado rojo, verde o azul (d) y de éste al PMT correspondiente (e) en el que tiene lugar la amplificación óptica. Ésta se observa en el detalle del PMT en dicha figura, la cual consiste en que los electrones emitidos cuando la luz (f) impacta en el cátodo del PMT, se mueven a través de varias capas que emiten electrones secundarios y se amplifican hasta que la señal se convierte en señal eléctrica. El ánodo del PMT mide las variaciones analógicas de estas señales, que se envían a continuación a los conversores analógico/digitales para registrarlas como datos digitales.

La técnica basada en dispositivos acoplados por carga utiliza el CCD que es un elemento electrónico de estado sólido compuesto de un número de sensores individuales alrededor de uno o varios millares, de manera que se adquiere una línea de píxeles simultáneamente. Para adquirir la imagen completa basta con que el sensor se desplace en dirección perpendicular al mismo.

En los escáneres de plataforma, los sensores del componente CCD están dispuestos en una fila, para el escaneado de tres pasos o en tres filas de un circuito integrado, para el escaneado de un solo paso.

Los diseños de los CCD varían por lo que respecta a su sensibilidad a los niveles de luz y al ruido eléctrico ajeno. Los CCD más caros de tecnología más refinada se encuentran en los escáneres de plataforma de dispositivos, como el utilizado en la presente tesis de la que se detallan sus especificaciones técnicas en el capítulo siguiente.

En la **Figura 3.2** se muestra el funcionamiento del CCD, donde se ve como una fuente de luz (a) envía luz al material gráfico original (b). Los espejos (c) transmiten la luz reflejada a las lentes (d) que enfocan la información de la imagen para el circuito integrado CCD, del que se muestra un detalle (e) y ampliado se observan tres filas de sensores (f). El CCD registra la luz en forma de cargas de tensión analógica, que envía a continuación a los convertidores analógico/digitales (g) para su conversión a datos digitales de valores en color o escala de grises.

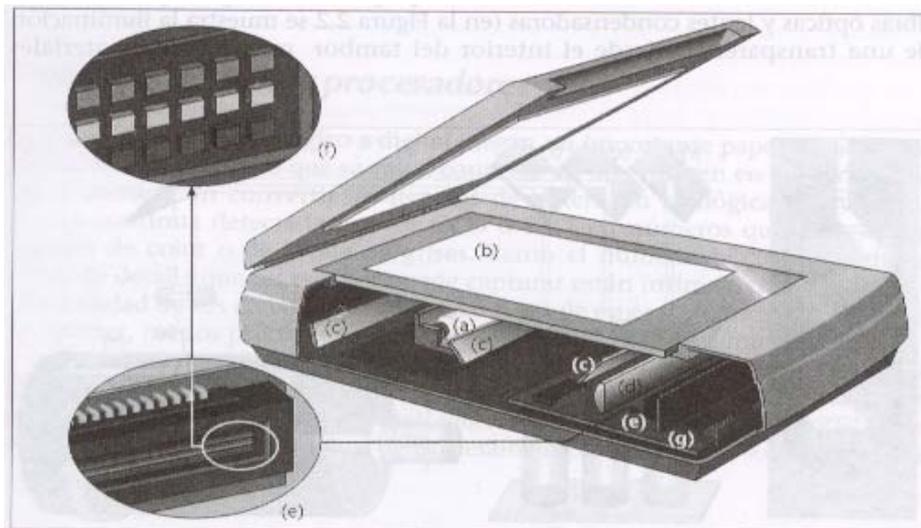


Figura 3.2: Funcionamiento de la tecnología de detección CCD en un escáner de plataforma.

En ambos dispositivos de detección, la luz al atravesar un determinado punto de la mamografía sufre una atenuación que es medida a través de la transmitancia T , según la siguiente fórmula

$$T = \frac{I_2}{I_1} \quad (3.1)$$

donde I_1 es la luz incidente e I_2 es la luz transmitida medida por el sensor. Se suele utilizar más el concepto de la densidad óptica y que está relacionada con la transmitancia según la fórmula;

$$D = -\log T \quad (3.2)$$

El valor o nivel de gris que finalmente se adjudica a cada píxel de la imagen digitalizada es proporcional a su densidad óptica, según el algoritmo del convertidor interno del escáner. El valor concreto de gris depende del margen de densidades que el dispositivo es capaz de manejar.

El proceso de tratamiento posterior aplicado sobre la imagen digitalizada, depende de la calidad de la imagen adquirida, por lo que el proceso de adquisición explicado anteriormente es fundamental en el sistema de análisis de la imagen. La calidad de la imagen adquirida tras la digitalización depende fundamentalmente de:

- Las condiciones de iluminación del dispositivo digitalizador.
- La calidad de los dispositivos ópticos sobre los que incide la radiación luminosa y que dirigen dicha radiación hacia los dispositivos de captación.
- La resolución del elemento fotosensible y del sistema de conversión de la imagen en una señal eléctrica continua.
- La sensibilidad del convertidor analógico/digital, íntimamente ligada al nivel de detalle que un escáner puede reproducir y a los valores digitales a los que puede convertir las lecturas de la señal analógica.

3.3. Conceptos generales de procesamiento digital

El procesamiento o tratamiento digital de la imagen se basa en operaciones de análisis, mejora, restauración o corrección de una imagen. Las técnicas de procesamiento de la imagen se pueden aplicar de forma óptica, analógica o digital[19,20].

El *procesamiento óptico de imágenes* utiliza una serie de elementos ópticos para efectuar una operación y el proceso se aplica a una imagen que está en forma de luz transmitida o reflejada.

El *procesamiento analógico de imágenes* se basa en circuitos eléctricos analógicos para efectuar una operación y el proceso se aplica a una imagen que está en forma de señal analógica.

El *procesamiento digital de imágenes* es la forma estándar de realizar el tratamiento de la imagen. Utiliza circuitos digitales, procesadores, ordenadores y software para efectuar una operación. Desarrolladas por el enorme auge de la tecnología informática, las técnicas digitales implementan de forma precisa funciones de procesamiento de imagen y dotan de gran flexibilidad y capacidad al tratamiento de la imagen.

Algunas de las aplicaciones de tratamiento digital de imagen se dan en el campo de la investigación biológica y biociencia en el análisis de muestras biológicas de tejidos, huesos y células; en el campo de defensa e inteligencia militar para la interpretación de imágenes satélite; automatización de los procesos industriales para la inspección automática de piezas; diagnóstico médico tales como la tomografía

axial computerizada, la resonancia magnética, la tomografía de positrones; recursos terrestres para el análisis de la superficie terrestre.

Las características más relevantes de la imagen digitalizada, son las que se indican a continuación [24].

Resolución espacial

La resolución espacial es la capacidad de la imagen digital de mostrar con exactitud los detalles de la imagen original. En la Figura 3.3 se refleja la diferencia entre una imagen con buena resolución en la que se definen mejor los detalles como la (a) de 512x512 píxeles y la misma imagen con poca resolución en la que no se aprecia con nitidez los bordes como la (b) de 32x32 píxeles.

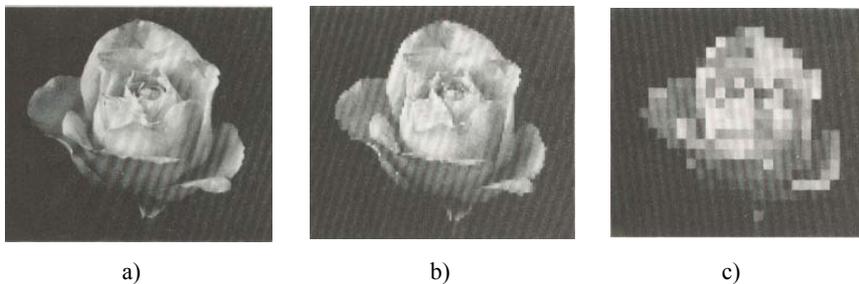


Figura 3.3: Imagen con distintas resoluciones. (a) 512x512 píxeles. (b) 128x128 píxeles. (c) 32x32 píxeles.

La resolución espacial está relacionada con la densidad espacial y con la resolución óptica. La densidad espacial es el número de píxeles por unidad de longitud o superficie en una imagen digital. La resolución óptica se define como la capacidad del sistema físico de captación de resolver los detalles espaciales de la imagen inicial. La menor de ambas es la que determina la resolución espacial de la

imagen. Normalmente es la densidad espacial la que limita la resolución espacial de una imagen digital.

Suavizado espacial

Esta propiedad está relacionada con la sensibilidad del dispositivo de digitalización en cuanto al muestreo de la imagen inicial. La frecuencia espacial de una imagen es la cantidad de variaciones de niveles de gris por unidad de longitud que se aprecia en la misma. En el proceso de muestreo, cuando se está midiendo los valores de la señal continua cada cierto intervalo de tiempo, la tasa de muestreo debe ser como mínimo el doble de la mayor frecuencia espacial contenida en la imagen.

En la **Figura 3.4** se ve como cuando los detalles de la imagen se muestrean a una tasa inferior del doble de la frecuencia espacial de dichos detalles, estos detalles aparecen submuestreados, degradados, pasan a tener valores de frecuencias menores. Se pierden parte de las transiciones de brillo, lo que se traduce en una pérdida de resolución en la imagen digital.

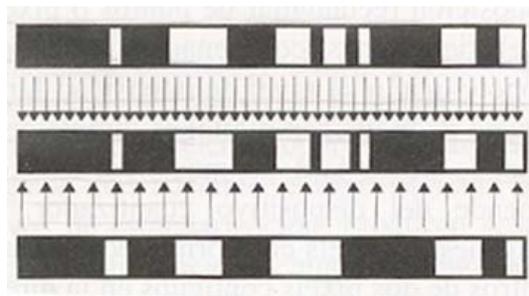


Figura 3.4: Efecto del suavizado espacial.

Escala de grises. Rango dinámico

En una imagen digital cada píxel representa la intensidad de la imagen original en la localización espacial donde fue muestreado. En el proceso de digitalización la intensidad de tono continuo de la imagen original, se convierte en cada punto de la imagen digital en un valor de brillo digital.

La precisión del valor de brillo depende del número de bits usados en el digitalizador. El número de niveles de gris que se pueden representar con un digitalizador de n bits, se llama escala de grises y la cantidad viene dada por la expresión $2^{n\text{bits}}$. Para la mayoría de las aplicaciones, la cuantización a 8 bits es suficiente, pues el brillo puede ser convertido a 256 niveles de grises, desde el 0, que es el negro, al 255, que es el blanco, pasando por 255 valores intermedios de tonos de gris.

El rango de la escala de gris es el rango dinámico. El histograma indica el grado de utilización del rango dinámico disponible en la imagen. Una imagen con un pequeño rango dinámico no posee valores de todo el conjunto disponible de niveles de gris, lo que indica que tiene un contraste bajo. Sin embargo una imagen con un rango dinámico grande implica una imagen bien equilibrada.

En la **Figura 3.5** se observa la diferencia en matices de gris de la imagen según la escala de grises de la misma. Así pues cuando la escala es mayor, las diferencias entre grises son más sutiles.

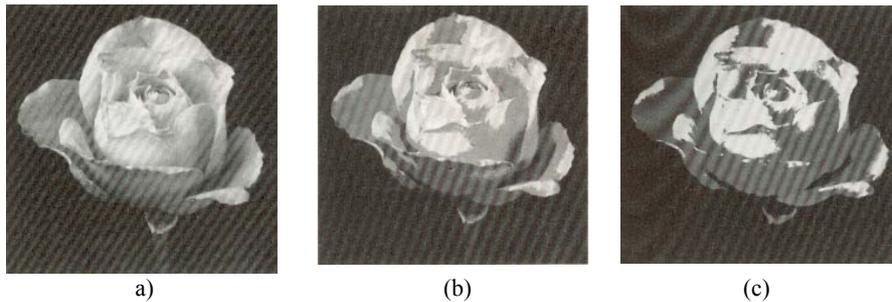


Figura 3.5: Misma imagen con distintas escalas de gris, (a) 256 niveles de gris, (B) 32 niveles de gris, (c) 4 niveles de gris.

La resolución de brillo o de intensidad es la fidelidad con que los niveles de gris de los píxeles de la imagen digital representan el brillo de la imagen original. La posterización es un fenómeno que ocurre cuando al disminuir la resolución de brillo, la imagen aparece menos fina y más artificial debido a que no hay suficientes niveles de gris para representar el brillo real de la imagen.

Histograma de brillo

Es una representación gráfica de la distribución de los niveles de gris de los píxeles en una imagen digital. En abscisas se representan todos los posibles niveles de gris en la imagen y en ordenadas el número de píxeles que aparece en la imagen con cada nivel de gris.

Observando un histograma se puede obtener información sobre las características de una imagen, saber si es más clara o más oscura y si tiene un alto o bajo contraste, tal como se muestra en la **Figura 3.6**

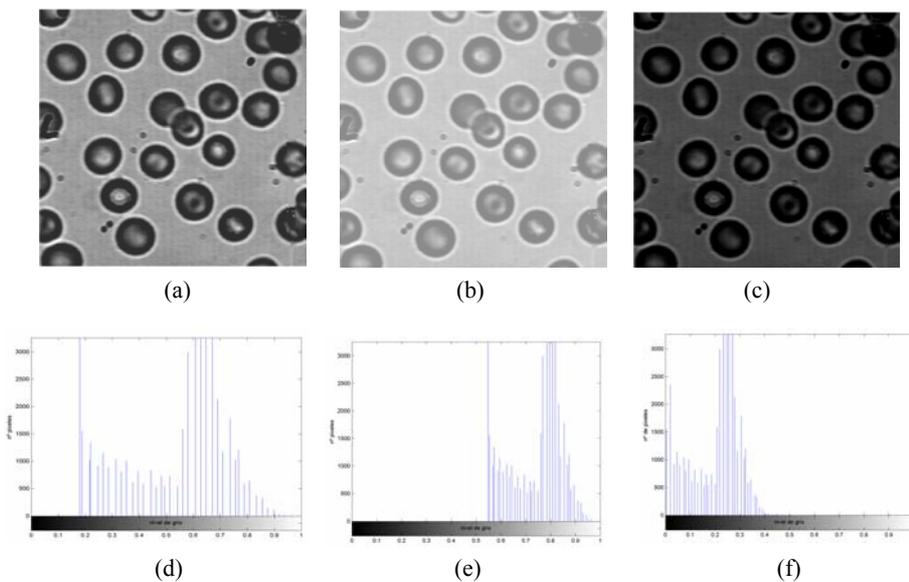


Figura 3.6: Distintos tipos de la misma imagen (a) bien contrastada, (b) muy clara, (c) muy oscura y (d), (e), (f) sus respectivos histogramas.

El histograma de una imagen en color es una versión triple del histograma de brillo de la escala de grises. Se calculan tres histogramas, uno para cada componente de color. Cada uno determina las distribuciones de brillo, contraste y rango dinámico de los componentes individuales del color.

Contraste

El contraste hace referencia a la distribución de brillo de la imagen, indicando lo vívida o deslucida que aparece una imagen en función de sus tonos de gris. El contraste de una imagen se refleja en el histograma.

En la **Figura 3.6** el histograma de la imagen (a) presenta una distribución más homogénea lo que indica que dicha imagen está bien contrastada, sin embargo el histograma de las imágenes (b) y (c) agrupado en un extremo, es típico de imágenes poco contrastadas, de una imagen muy clara en el caso de la imagen (b) y de una imagen muy oscura en el del (c).

En una imagen de bajo contraste los valores de gris no cubren todo el rango del blanco al negro, sino que los detalles debidos a ligeras variaciones de gris aparecen camuflados. Tal como se observa en la **Figura 3.6** (f), en el histograma aparece un conjunto estrecho de píxeles muy concentrados en la escala de gris, dejando el resto de niveles de gris vacíos. En una imagen con un alto contraste, los tonos de la imagen aparecen o muy oscuros o muy claros, sin tonos intermedios, perdiendo la natural distribución de grises de la imagen.

Los tipos de operaciones fundamentales de procesamiento digital de la imagen son [20, 24]:

Mejora de la imagen

El objetivo de la mejora de imagen es el de mejorar la calidad de la imagen, para lo cual puede aumentar el contraste, el brillo, reducir o eliminar ruido, etc. Estas operaciones son previas a realizar el análisis de la imagen.

Las técnicas de mejora se clasifican en técnicas subjetivas y objetivas. Las técnicas subjetivas se aplican para mejorar el aspecto visual de la imagen según el criterio del usuario. Las técnicas objetivas corrigen degradaciones efectuadas con medidas rigurosas, que no dependen del observador.

Entre las técnicas de mejora de la imagen, destacan:

- *Las operaciones de mejora de contraste* se aplican para hacer visibles características de la imagen que antes de la operación no eran visibles. Por esto puede ocurrir que el aspecto de la imagen se degrade pero se observen detalles que antes no se veían.
- *Las operaciones de degradaciones espaciales* se asocian a la percepción de detalles en la imagen. Una imagen con pobre resolución espacial tiene los pequeños detalles borrosos o demasiado acentuados. Esta técnica se aplica para observar detalles sutiles de la imagen.

Restauración de la imagen

Estas técnicas mejoran la calidad visual de la imagen. Todas las operaciones son objetivas, se basan en degradaciones medidas de forma precisa. Se utilizan para corregir problemas tales como distorsiones geométricas, desenfoque, ruido, y movimiento de cámara. Se aplican en imágenes que han sufrido alguna forma de degradación en el sistema utilizado para su captación.

Análisis de la imagen

Las técnicas de análisis de la imagen dan una medida de los parámetros de los objetos presentes en una imagen tales como forma de objetos, tamaño, posición relativa, texturas, tonos de gris, contraste.

Los métodos de análisis de imagen son los que se van a aplicar en esta tesis para llevar a cabo el estudio del fantoma mamográfico. El proceso de análisis de objetos en una imagen se inicia mediante una serie de operaciones de segmentación que

permiten aislar determinados objetos en la imagen. Una vez aislados los objetos se extraen las características de ellos aplicando técnicas que permiten caracterizarlos tales como los operadores morfológicos, por ejemplo. En los apartados siguientes se explican en profundidad los fundamentos de las técnicas de segmentación y morfología matemática debido a su trascendencia en la presente tesis.

Compresión de imágenes

Permiten reducir el volumen de datos necesario para su almacenamiento. Normalmente son posibles porque las imágenes contienen un alto porcentaje de información redundante. Las imágenes se comprimen a un tamaño más pequeño de forma que sea más fácil su almacenamiento, manejo y transporte electrónico. La imagen original se puede obtener de nuevo mediante operaciones de descompresión de imagen.

Estas técnicas son importantes debido al elevado volumen de datos contenido en la imagen y las limitaciones físicas de los discos de almacenamiento y velocidad de las redes de transmisión.

Existen dos formas fundamentales de compresión de imagen:

- *Compresión sin pérdida de información* en la que las operaciones no alteran en absoluto el contenido original de la imagen. Las técnicas de compresión sin pérdida alcanzan unos factores de compresión máximos de 2:1.
- *Compresión con pérdida de información* en la que se altera la imagen original en el proceso de compresión/descompresión. Se aplica en procesos donde es admisible

cierta degradación de la imagen. Las técnicas de compresión con pérdida alcanzan ratios de compresión hasta 200:1, aunque los típicos son 10:1.

Síntesis de la imagen

Operaciones capaces de crear imágenes a partir de otras imágenes o a partir de datos no pictóricos. Se utilizan cuando una imagen es físicamente imposible de adquirir o cuando la escena que representa no existe en la realidad. Existen dos formas de síntesis de imagen:

- *Reconstrucción de una imagen* utilizando múltiples imágenes proyectas (tomografía). Se ha utilizado en el campo médico para la obtención de imágenes TAC y RM.
- *Presentación de datos en forma de imagen*. Las aplicaciones de visualización científica utilizan datos para ser representados en una imagen (campo de velocidades, temperaturas en fluidos).

3.4 Técnicas de segmentación

El análisis de imagen se basa en la obtención automática de la información de la imagen, se trata por ello de un análisis cuantitativo en cuanto a la descripción de las características de los objetos encontrados tales como forma, tamaño, contraste, posición etc.

La presente tesis está basada en las técnicas de análisis de imagen, para realizar la caracterización automática de los objetos de test presentes en un fantoma mamográfico. El primer paso para el análisis de la imagen es la segmentación, la cual consiste en aislar e identificar los diversos objetos que aparecen en la imagen, del fondo.

La segmentación es una etapa fundamental en el análisis de la imagen mamográfica pues de ella depende el obtener buenos resultados en cuanto al etiquetado de los objetos hallados en dicha imagen [38]. En las imágenes mamográficas en particular, debido al pequeño tamaño de algunos de los objetos presentes, tales como los grupos de microcalcificaciones, y a las características del fondo de la imagen la segmentación es una tarea delicada.

En bastantes ocasiones el contorno del objeto presenta cierta zona de penumbra que hace difícil la limitación de su contorno con respecto al fondo que lo rodea para una correcta segmentación del mismo del mismo. Además, el fondo no suele ser homogéneo y presenta ciertas oscilaciones de brillo debidas al ruido que incluso pueden enmascarar a las propias microcalcificaciones, debido a su pequeño contraste. Todas estas consideraciones se han tenido en cuenta a la hora de aplicar

las técnicas de segmentación a la imagen del fantoma mamográfico, tal como se detalla en el siguiente.

A continuación, se van a detallar los principios en los que se basa la segmentación. Existen diversos sistemas para llevarla a cabo [20]:

- La *umbralización*, en la cual los píxeles de la imagen se clasifican atendiendo únicamente a su nivel de gris.
- La *detección de regiones*, en la que los píxeles de la imagen con características similares se agrupan en regiones.
- La *detección de texturas*, en la que se caracterizan zonas según la disposición espacial de los niveles de gris de los píxeles.
- La *detección de fronteras*, en la cual se identifican los píxeles que corresponden a fronteras que separan dos objetos diferentes.

La segmentación es correcta, cuando las regiones resultantes son uniformes y homogéneas, y existen diferencias entre regiones adyacentes. No existe un método objetivo que cuantifique la exactitud de un problema de segmentación, un sistema de segmentación es apropiado cuando cumple los requerimientos concretos del problema que se pretende resolver. En la Figura 3.7. se puede ver una imagen segmentada, en la que el resultado es una imagen binaria.

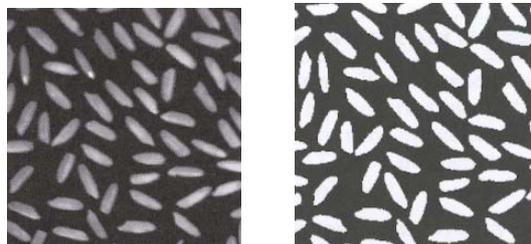


Figura 3.7: Imagen binaria obtenida tras un proceso de segmentación.

3.4.1 Segmentación mediante umbrales

Se basa en la separación de los objetos de una imagen de su fondo, clasificando los píxeles según su nivel de gris. El proceso consiste en elegir un nivel de gris que actúa como umbral, de forma que los píxeles se etiquetan uno a uno según si su valor es inferior o superior a dicho umbral.

El estudio del histograma de la imagen es una herramienta muy útil para la umbralización. Por ejemplo una imagen con un objeto claramente más brillante que el fondo se corresponde con un histograma en el que aparecen dos picos, el más brillante correspondiente al objeto y el más oscuro al fondo, tal como se muestra en la Figura 3.8 (a). El valor ideal del umbral tal como se indica en dicha figura, para separar el objeto del fondo es el punto más bajo del valle que el histograma presenta entre esos dos picos.

En muchas ocasiones cuando en una imagen hay una serie de objetos con diferentes niveles de gris, existe la posibilidad de aplicar varios umbrales a la imagen que delimiten los objetos que en ella aparecen, como se muestra en la Figura 3.8 (b). En este caso la segmentación se denomina segmentación multiumbral y consiste en distinguir una serie de objetos del fondo que los rodea, en función de las características de los píxeles de su vecindad.

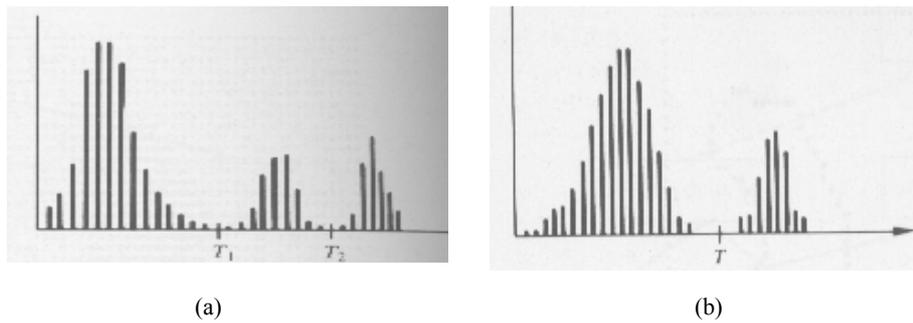


Figura 3.8: (a) Histograma bimodal, con dos distribuciones claramente separadas. (b) Histograma propio de una segmentación multiumbral.

Existen diversos tipos de umbralización, global o local. El corte global se aplica cuando en la imagen el objeto que se quiere separar del fondo está claramente diferenciado en cuanto a nivel de gris, pues el fondo posee un nivel constante. Sin embargo cuando el fondo de la imagen posee variaciones graduales de brillo, es difícil encontrar un único umbral que permita segmentar adecuadamente los objetos y por ello se aplica un corte local adaptativo calculado para cada región de fondo.

La imagen digitalizada procesada es una matriz, de forma que los píxeles de una imagen se pueden representar mediante sus posiciones (x, y) en dicha imagen y los niveles de gris de cada píxel mediante una función $I(x,y)$. De esta manera $I(x,y)$ es el valor del píxel de la imagen I en la posición (x,y) .

Matemáticamente el corte global aplicado sobre dicha imagen se puede formular calculando un único valor de umbral T y según el valor de los píxeles sea mayor, menor o igual que dicho umbral, se aplican una operación u otra, por ejemplo la del siguiente algoritmo:

$$G(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{si } I(x, y) \leq T \\ I(x, y) & \text{si } I(x, y) \geq T \end{cases} \quad (3.3)$$

Esta operación también se conoce como “*hard threshold*” ya que los píxeles cuyo valor de gris está por debajo de T toman el valor cero y los que tienen un nivel de gris por encima de T quedan tal como estaban, resultando así un corte abrupto. Para disminuir este efecto se puede utilizar un corte suavizado también denominado “*soft threshold*” aplicado sobre una imagen genérica $I(x, y)$, que se define mediante la siguiente regla:

$$G(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{si } |I(x, y)| \leq \frac{T}{2} \\ 2I(x, y) - T & \text{si } \frac{T}{2} \leq I(x, y) \leq T \\ 2I(x, y) + T & \text{si } -T \leq I(x, y) \leq -\frac{T}{2} \\ I(x, y) & \text{si } |I(x, y)| \geq T \end{cases} \quad (3.4)$$

Los resultados gráficos de ambos tipos de umbralización pueden verse en la **Figura 3.9**.

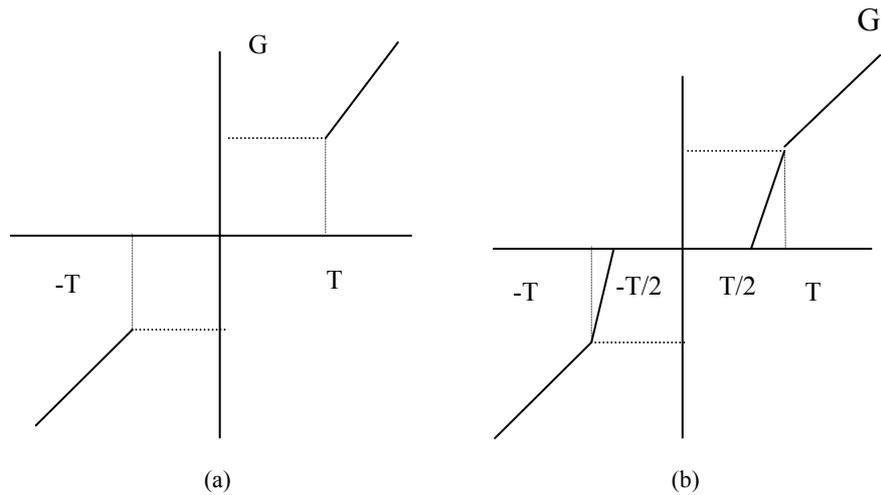


Figura 3.9: (a) Hard threshold. (b) Soft threshold.

Cuando la imagen presenta ruido, en el histograma se produce un ensanchamiento de los picos y una elevación del nivel mínimo, por ello la aplicación de umbrales sobre imágenes ruidosas da errores que se corrigen con la aplicación previa de filtros de eliminación de ruido, antes de la umbralización u operaciones morfológicas de postprocesado.

En una técnica de segmentación mediante umbrales [38], como se realiza una comparación por cada uno de los píxeles, el tiempo requerido es fijo y relativamente corto independientemente de la complejidad de la imagen. Como sólo se tienen en cuenta los valores de los píxeles y no su posición ni las relaciones entre ellos, los resultados no son muy exactos y deben ser mejorados con otras técnicas.

3.4.2 Segmentación mediante detección de regiones

Los métodos de segmentación basados en regiones tienen como objetivo obtener un determinado número de regiones, que corresponden a los objetos o zonas de interés que aparecen en la imagen utilizando los valores de los píxeles y las propiedades espaciales de la imagen [24]. El objetivo de estos métodos es dividir la imagen en una serie de regiones homogéneas definiéndose *región* a un conjunto de píxeles conectados entre sí. Existen dos tipos de conectividad entre píxeles de una imagen (véase Figura 3.10).

En la *conectividad 4*, sea un píxel de la imagen I en la posición (x,y) , los píxeles 4-conectados con $I(x,y)$ son los que se encuentran en las posiciones: $(x,y-1)$, $(x-1,y)$, $(x+1,y)$, $(x,y+1)$.

En la *conectividad 8*, sea un píxel de la imagen I en la posición (x,y) , los píxeles 8-conectados con $I(x,y)$ son los que se encuentran en las posiciones: $(x-1,y-1)$, $(x,y-1)$, $(x+1,y-1)$, $(x-1,y)$, $(x+1,y)$, $(x-1,y+1)$, $(x,y+1)$, $(x+1,y+1)$

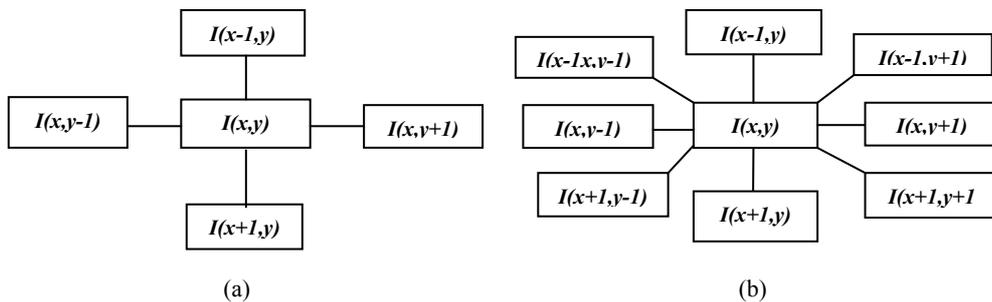


Figura 3.10: Tipos de conectividad. (a) Conectividad-4. (b) Conectividad-8.

Una técnica muy común en la segmentación de regiones es el crecimiento de regiones. Consiste en partir de un primer punto inicial llamado semilla, ir agregando a la región todos los píxeles vecinos conectados que cumplen una determinada condición. De esta forma, la región va creciendo a partir del píxel semilla hasta llegar a contener el máximo número de puntos conectados sin perder homogeneidad.

En la **Figura 3.11** puede observarse un ejemplo de crecimiento regional a partir de una semilla, punto negro en (a), hasta identificar una celda.

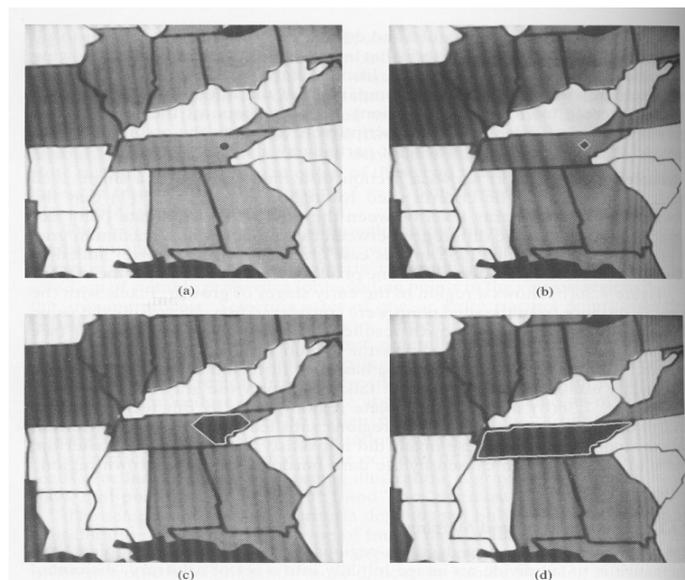


Figura 3.11: Crecimiento regional en sucesivas etapas a partir de un píxel semilla (punto negro en (a)).

La adecuada selección del valor semilla es importante para obtener un buen resultado tras la segmentación. La selección de la semilla puede realizarse de dos formas:

- Manualmente, en el cual la persona realiza la selección de uno o más puntos contenidos en el objeto que desea segmentar. El crecimiento de regiones comienza a partir de la semilla y alcanza a todos los píxeles que cumplan la condición de homogeneidad.
- Automáticamente, en el que el sistema elige en la imagen de forma automática el píxel que es etiquetado como semilla. La selección de estos puntos depende de la aplicación, por ejemplo el sistema puede buscar los puntos más brillantes de la imagen y utilizarlos como semilla, lo cual permite separar los objetos más claros del fondo.

La condición de homogeneidad es aquella que cumplen los píxeles para que se vayan uniendo a la región que se está formando. Hay varios tipos de condiciones de homogeneidad. Por ejemplo, un píxel conectado a la semilla se considera como perteneciente a la región, si la diferencia de nivel de gris entre dicho píxel y la semilla es menor que un determinado valor.

También dicha condición de homogeneidad puede ser la diferencia entre el píxel conectado y el valor medio de la región (media del nivel de gris de los píxeles pertenecientes a la región), en este caso el resultado final es menos dependiente de la semilla elegida pero ante variaciones suaves del nivel de gris, el proceso de crecimiento puede saltar los bordes del objeto. Otra condición es considerar la diferencia entre el píxel máximo y mínimo de la región formada, la cual no debe exceder un determinado valor para que el píxel considerado lo sea como perteneciente a la región. De esta forma se adapta a pequeñas variaciones del nivel de gris sin saltar el borde del objeto.

Es necesario establecer una condición de parada de forma que cuando se cumpla dicha condición, el proceso de agregación de píxeles se detenga. En los ejemplos anteriores, el proceso se detiene cuando no hay más píxeles que cumplan la condición de agregación pero también podría ser el tamaño o la forma de la región. Con dicha condición se asegura que en el crecimiento de la región no se sobrepasan los límites del objeto.

3.4.3 Segmentación mediante detección de texturas

En imágenes digitales la textura se refiere a la disposición espacial de los niveles de gris de los píxeles de una determinada región. Se puede segmentar regiones diferentes de una imagen por la distribución de los niveles de gris, sin que los niveles de gris sean uniformes dentro de cada región ni varíen significativamente entre distintas regiones [20,24].

Se puede asociar a un píxel un parámetro que cuantifica cual es la textura de la imagen en dicha posición. Para cuantificar la textura en un píxel, se realiza el cálculo sobre una zona más o menos pequeña que rodea a dicho píxel, ya que la textura se refiere a las relaciones de nivel de gris entre píxeles diferentes. En la Figura 3.12 se muestran ejemplos de imágenes con distintas texturas.

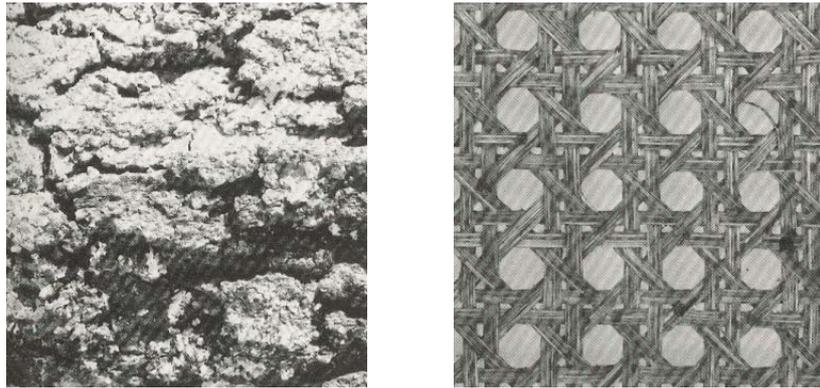


Figura 3.12: Imágenes compuestas por diferentes texturas.

Los valores estadísticos más utilizados para cuantificar la distribución espacial de los niveles de gris son:

- la media de los valores de los píxeles, lo cual indica la claridad u oscuridad del entorno del píxel. La segmentación se realiza según el hecho de que una de las regiones texturadas es más clara o más oscura que las regiones adyacentes, según el nivel medio de gris de la región texturada.
- la varianza o desviación típica de los valores de los píxeles, lo cual da información sobre el contraste de la zona.

La matriz de coocurrencia es una matriz asociada a una sola dirección y a una distancia. Un elemento de dicha matriz en la posición (i, j) indica la cantidad de veces que en la imagen original se da una pareja de puntos de niveles de gris (i, j) y separados por la distancia fijada en la dirección elegida. La información de textura a partir de la matriz de coocurrencia se hace mediante el cálculo de la entropía y la energía.

La entropía H da una medida de cuán ordenada se encuentra la imagen. A mayor valor de entropía, la imagen es menos ordenada.

$$H = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N I(i, j) * \log I(i, j) \quad (3.5)$$

La energía E indica cuál es la homogeneidad de la imagen, valores altos de energía indican imágenes más homogéneas.

$$E = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N I(i, j)^2 \quad (3.6)$$

En cuanto a las características espectrales, una característica de la textura es la repetitividad, ya que la textura es un determinado patrón que se reproduce con más o menos exactitud a lo largo de la imagen. La transformada de Fourier sirve para estudiar en qué dirección y a cuánta distancia se produce la repetición, de forma que las distancias preferentes de la textura son las componentes de gran amplitud de la transformada y la distancia (o frecuencia espacial) entre las repeticiones es la componente radial de las componentes de gran amplitud.

3.4.4 Segmentación mediante detección de contornos

Los algoritmos de segmentación basados en la detección de contornos realizan una búsqueda de píxeles correspondientes a las fronteras entre las regiones y cuando se localiza, se identifican las distintas regiones separadas por dichas fronteras [38]. Se trata de buscar discontinuidades en la imagen, esto es, píxeles en los que se rompa la homogeneidad porque su nivel de gris varíe bruscamente respecto al de sus vecinos.

La detección de puntos de contorno puede hacerse mediante la búsqueda de puntos de elevado gradiente o la búsqueda de cruces por cero de la laplaciana.

El gradiente de una imagen I en el punto (x, y) está basado en la primera derivada de dicha imagen tal como indica la siguiente ecuación:

$$\nabla I = \frac{\partial I}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial I}{\partial y} \vec{j} \quad (3.7)$$

El gradiente de la imagen en un punto es un vector, que toma la dirección de la máxima pendiente en ese punto y cuya magnitud es precisamente la pendiente en esa dirección.

En la detección de contornos utilizando el gradiente, una vez se aplica a la imagen un operador derivativo, como el de Sobel, o el de Roberts, se realiza una clasificación de los píxeles según si pertenecen o no a los contornos. Para realizar esta clasificación existen varias técnicas.

Una de dichas técnicas consiste en la aplicación de un umbral a la imagen que resulta tras aplicar el gradiente, para seleccionar únicamente los puntos de gradiente superior a un valor determinado correspondientes a contornos fuertes.

Otra técnica es la aplicación del operador de Canny para realizar la detección de los máximos del gradiente, la cual ha de realizarse en la dirección perpendicular al contorno que es la propia dirección del gradiente. Una vez calculados dichos máximos se realiza una búsqueda de los puntos que realmente pertenecen al contorno, para lo que se aplican dos umbrales uno suficientemente alto para eliminar los puntos debidos al ruido, y otro bajo para garantizar que los contornos sean continuos. Los puntos máximos que superan el valor alto corresponden al contorno.

Los puntos que superan el valor bajo se etiquetan como contorno a condición de que alguno de sus píxeles vecinos pertenezca al contorno.

Un ejemplo de la detección de contorno mediante la técnica del gradiente se recoge en la **Figura 3.13**.

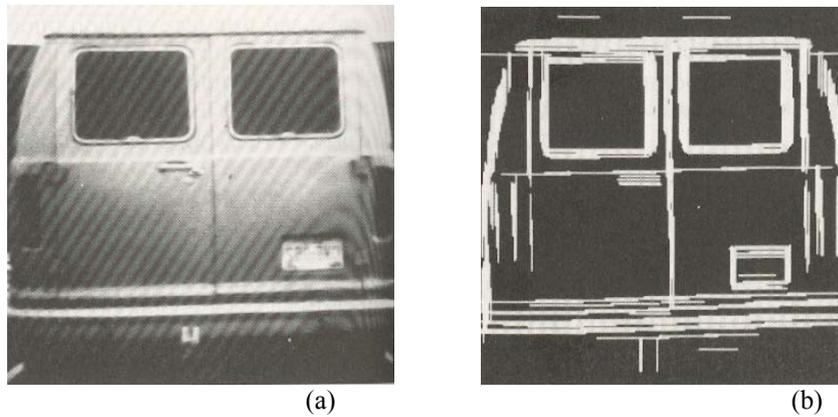


Figura 3.13: (a) Imagen inicial. (b) Imagen obtenida tras aplicar a la imagen inicial la técnica del gradiente.

Como se ha comentado anteriormente, la detección de contornos también se puede realizar viendo los cruces por cero de la segunda derivada, ya que los puntos pertenecientes al borde son aquellos en los que la laplaciana cambia de signo.

Se define la laplaciana aplicada a una imagen I en el punto (x, y) :

$$\nabla^2 I = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} \quad (3.8)$$

Como operador basado en la segunda derivada la laplaciana es extremadamente sensible al ruido. Para minimizar este efecto se suele aplicar un filtro gaussiano a la

imagen original antes de aplicar la laplaciana, suavizando las transiciones bruscas y reduciendo el ruido. Por ello lo que se calcula realmente es la laplaciana del gaussiano, conocido en la bibliografía por sus siglas en inglés LoG.

La detección de los cruces por cero de la laplaciana da una estimación muy exacta y fiable de la posición de los contornos. Los contornos obtenidos son curvas de nivel de la imagen (las correspondientes a nivel cero) y por ello son siempre cerrados y de gran exactitud, es decir no aparecen segmentos aislados como ocurriría con la detección de máximos del gradiente. La **Figura 3.14** muestra un ejemplo de aplicación.



Figura 3.14: (a) Imagen inicial. (b) Imagen obtenida tras aplicar la técnica basada en la laplaciana de detección de contornos.

Debido a la sensibilidad del ruido de la laplaciana, incluso tras la aplicación del filtro gaussiano, y a que no puede detectar la dirección de los contornos, normalmente se utiliza una técnica de detección de máximos de gradiente para la detección de bordes seguida de alguna técnica de unión de contornos, que unen entre sí los trozos de curva aislados y eliminan los puntos aislados, para ello hay técnicas

de procesamiento local, en función de las características de los píxeles de la vecindad, y técnicas de procesamiento global, como la aplicación de la transformada de Hough.

3.5 Morfología Matemática

La morfología matemática está compuesta por una serie de técnicas matemáticas que permiten el análisis de la forma de los objetos, con el fin de extraer las características útiles para su identificación y clasificación. Dicha técnica aparece en torno a los años 60 iniciada por G. Matheron y J. Serra. La utilización de los operadores morfológicos es una técnica habitual en el tratamiento digital de imágenes [20, 38].

Estas técnicas tienen una gran importancia en la presente tesis pues la aplicación de determinados operadores morfológicos a los objetos de la imagen del fantoma mamográfico identificados tras la segmentación, permite definir su forma y tamaño de forma precisa. Por la relación de la morfología matemática con esta tesis se explica a continuación sus principales fundamentos.

Una imagen binaria es aquella en la que los píxeles solo pueden tomar dos valores posibles el 0, correspondiente al negro, y el 1, que corresponde al blanco. Los operadores morfológicos aplicados sobre una imagen binaria toman dicha imagen binaria como *input* y devuelven una imagen binaria como *output*. El valor de cada píxel en la imagen final depende del valor del píxel correspondiente en la imagen original y del valor de los píxeles que están a su alrededor, definiendo un vecindario. La elección de un vecindario con una forma adecuada, permite definir operaciones morfológicas sensibles a determinadas formas específicas de los objetos en la imagen inicial.

Las dos transformaciones más comunes de la morfología matemática, base de muchas otras transformaciones morfológicas más complejas, son la **erosión** y la

dilatación. Cada operación de erosión y dilatación utiliza un determinado vecindario. El vecindario se representa por un “elemento de estructura” que es una matriz cuyos elementos son ceros y unos. Un elemento de estructura puede tener cualquier tamaño aunque las dimensiones más habituales son 3×3 . En la **Figura 3.15** se representa el esquema de dicho elemento de estructura.

S_{11}	S_{12}	S_{13}
S_{21}	S_{22}	S_{23}
S_{31}	S_{32}	S_{33}

Figura 3.15: Elemento de estructura de dimensiones 3×3 , píxel central S_{22} .

Para determinar la acción de la erosión o la dilatación sobre una imagen binaria de entrada, I , se fija un píxel en la imagen I , denominado píxel de interés, $I(x,y)$, sobre este píxel se superpone el elemento de estructura haciendo coincidir el píxel central sobre el píxel de interés, tal como se muestra en la **Figura 3.16**:

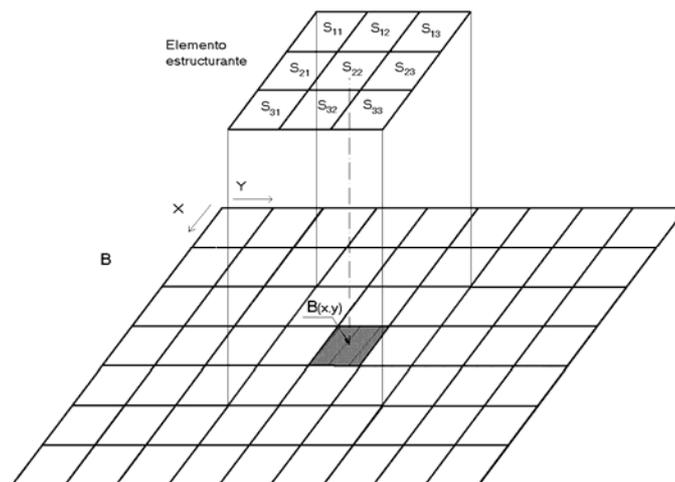


Figura 3.16: Modo de operación del elemento estructurante sobre la imagen B .

El píxel central del elemento de estructura representa el píxel de interés mientras que los elementos de valor 1 definen el vecindario. El valor en la imagen de salida, I_{output} , correspondiente al píxel de interés, para un elemento de estructura S de tamaño 3×3 , se calcula aplicando la regla siguiente:

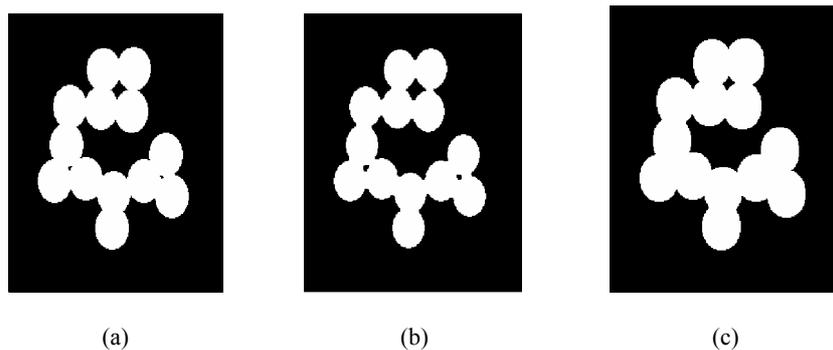
- Para la erosión, si todos los píxeles en el vecindario del píxel de interés toman el valor 1 entonces el píxel de salida toma el valor 1, en otro caso toma el valor 0:

$$I(x,y) \rightarrow I_{output}(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(x+i-2, y+j-2) \cdot S_{ij} = S_{ij} \quad \forall i, j = 1, 2, 3 \\ 0 & \text{en otro caso.} \end{cases} \quad (3.9)$$

- Para la dilatación, si algún píxel en el vecindario del píxel de interés toma el valor 1, entonces el píxel de salida toma el valor 1, en otro caso toma el valor 0:

$$I(x,y) \rightarrow I_{output}(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{si } I(x+i-2, y+j-2) \cdot S_{ij} = 0 \quad \forall i, j = 1, 2, 3 \\ 1 & \text{en otro caso.} \end{cases} \quad (3.10)$$

El efecto que produce esta forma de erosión en los objetos de la imagen binaria consiste en eliminar de los objetos seleccionados, la capa exterior de píxeles, es decir, aquellos en contacto con el fondo. La erosión hace que disminuya el tamaño de los objetos llegando incluso a hacerlos desaparecer si el objeto es pequeño o alargado, y el elemento estructurante no cabe en él. La dilatación consiste en añadir a los objetos de la imagen una capa extra de píxeles. La dilatación aumenta el tamaño de los objetos, cierra agujeros de un objeto si son suficientemente pequeños o disminuye su tamaño y puede unir dos objetos próximos, inicialmente separados. Estos resultados pueden observarse en la **Figura 3.17**.



(a) (b) (c)
Figura 3.17: (a) Imagen binaria inicial. (b) Imagen binaria tras aplicar a la imagen inicial una erosión a la capa externa de píxeles. (c) Imagen binaria tras aplicar a la imagen inicial una dilatación a la capa externa de píxeles.

Los operadores morfológicos de **apertura** y **cierre** se basan en la aplicación concatenada de los operadores de erosión y dilatación. La apertura se define como una erosión seguida de una dilatación, y el cierre es la operación dual de la apertura, definido como una dilatación seguida de una erosión.

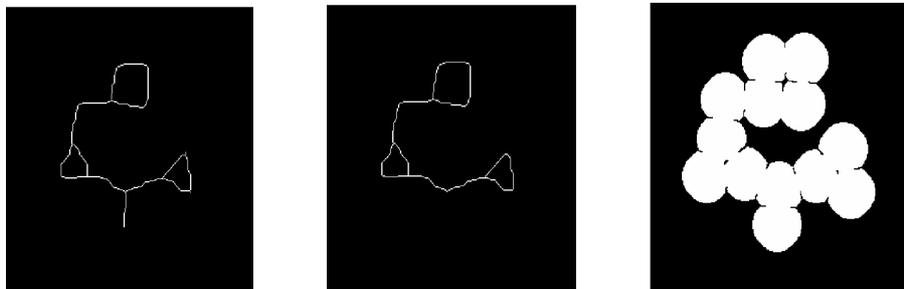
La ventaja de estos operadores es que mantienen aproximadamente constante el tamaño de los objetos y además, la apertura elimina pequeñas estructuras aisladas, salientes del objeto y separa objetos unidos por istmos, mientras que el cierre elimina pequeños agujeros y entrantes, uniendo aquellos objetos separados. Una propiedad importante de la apertura y del cierre es la denominada idempotencia que significa que el resultado de aplicar dos veces consecutivas una apertura o un cierre es el mismo que si se aplica una sola vez.

Otro operador morfológico importante es el denominado **adelgazamiento**. El adelgazamiento se realiza con operaciones del tipo “todo o nada” sobre la imagen binaria. El proceso consiste en comparar en cada píxel de la imagen de entrada, la imagen con un determinado elemento de estructura. Si coinciden, el valor del píxel

de interés en la imagen de salida es cero. De esta forma, el píxel se elimina del objeto produciendo el efecto de adelgazamiento. Dicha operación debe repetirse con diferentes elementos de estructura. Por ello el adelgazamiento reduce el tamaño del objeto hasta convertirlo en un trazo mínimamente conectado (véase Figura 3.18 (a)).

Cuando la imagen resultado no es tan limpia como cabría esperar, por ejemplo que en las líneas aparezcan ramificaciones que dificultan la extracción de información, dichas ramificaciones se pueden eliminar mediante el operador de **poda**, que es un tipo especial de adelgazamiento (véase Figura 3.18 (b)).

El operador morfológico de **engrosamiento** es una transformación contraria a la de adelgazamiento, pues actúa haciendo más gruesas las estructuras añadiéndoles píxeles externos (véase Figura 3.18 (c))



(a) (b) (c)
Figura 3.18: (a) Imagen binaria tras aplicar un adelgazamiento sobre la imagen inicial Figura 3.17 (a). (b) Imagen binaria tras aplicar el operador de poda a la imagen binaria obtenida tras el adelgazamiento. (c) Imagen binaria tras aplicar un engrosamiento a la imagen inicial de la Figura 3.17 (a).

El cálculo del mapa de distancias es una transformación morfológica que se utiliza par la realización de otras operaciones tales como la erosión, la dilatación, la

esqueletización, la línea divisoria de aguas, etc. El mapa de distancias del objeto contiene para cada uno de los píxeles del objeto, la distancia de dicho píxel al fondo y el mapa de distancias del fondo recoge para cada píxel perteneciente al fondo la distancia que separa dicho píxel del contorno del objeto más cercano. La definición de distancia que normalmente se utiliza es la distancia euclídea.

La operación morfológica de **esqueletización**, cuyo efecto se muestra en la **Figura 3.19 (a)**, permite obtener la estructura de un elemento calculando el eje medio del objeto (estructura) a partir del mapa de distancias euclídea pues los puntos del esqueleto corresponden a singularidades, cambios de curvatura del mapa de distancias. Un inconveniente de la esqueletización es su extrema sensibilidad al ruido, de forma que dos objetos casi idénticos uno en un fondo ruidoso y otro no, pueden dar lugar a esqueletos muy diferentes. Al igual que con el adelgazamiento, tras la esqueletización pueden producirse pequeñas ramificaciones, las cuales pueden eliminarse mediante el operador de poda tal como se observa en la **Figura 3.19 (b)**.

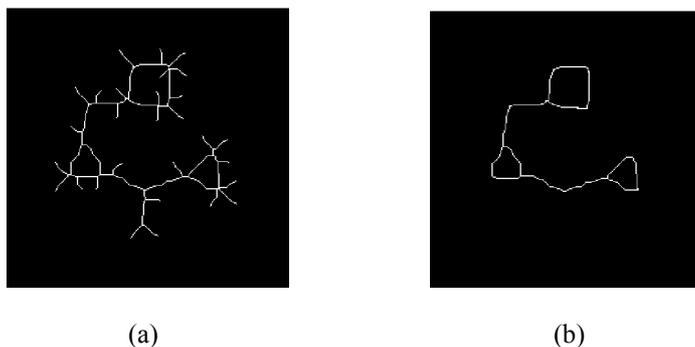


Figura 3.19: (a) Imagen binaria tras la esqueletización aplicada a la imagen binaria inicial de la Figura 3.17 (a). (b) Imagen binaria tras aplicar el operador de poda a la imagen binaria tras la esqueletización.

La **línea divisoria de aguas** es una operación morfológica que se aplica cuando los objetos están muy juntos, llegando incluso a solaparse de forma que no se diferencian con facilidad porque tienen el tamaño y la forma parecida. Aplicando un umbral a una imagen de este tipo, el resultado no es bueno porque algunos píxeles pertenecientes al fondo están por encima del umbral y aparecen puntos blancos en la imagen final que no son del objeto y los objetos presentan pequeños agujeros y contornos irregulares. Si tras el umbral se aplica una operación de apertura, para eliminar los pequeños objetos y un cierre para rellenar los agujeros, los objetos no se separan unos de otros y no se pueden contar. Por ello la aplicación de la línea divisoria de aguas permite obtener mejores resultados.

El procedimiento para ello consiste en calcular en primer lugar el mapa de distancias hallando sus mínimos locales, que corresponden a los puntos de unión entre los objetos. La imagen resultante tras aplicar el mapa de distancias se toma como una superficie 3D, en la que la altura de cada píxel corresponde a su nivel de gris, así los píxeles más brillantes corresponden a picos y los más oscuros a valles de la superficie 3D. Se trata de encontrar las fronteras zonas más bajas (oscuras) correspondientes a bordes entre regiones. En la Figura 3.20 se recoge un ejemplo de aplicación de la línea divisoria de aguas.

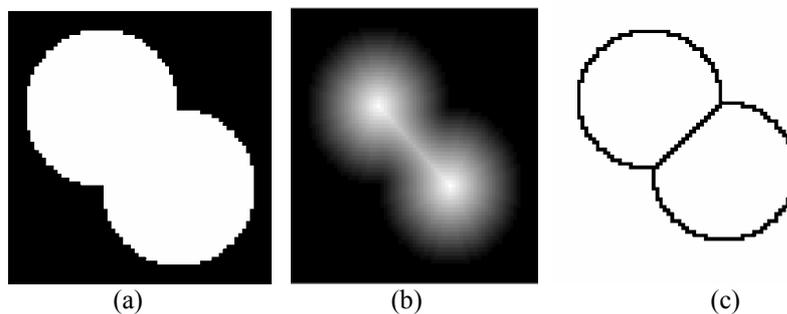


Figura 3.20: (a) Imagen binaria inicial. (b) Mapa de distancias de la imagen binaria inicial. (c) Objetos separados tras aplicar el algoritmo de línea divisoria de aguas (watershed).

Las operaciones de morfología matemática, no sólo se aplican a imágenes binarias sino su uso es también extensible a imágenes en grises.

Capitulo 4: Materiales y métodos

4.1 Materiales

4.1.1 Introducción

En este capítulo se van aplicar al fantoma mamográfico algunas de las técnicas de análisis de imagen explicadas en el capítulo anterior, para realizar la caracterización de los objetos de test presentes en el mismo automáticamente. En concreto se van a adaptar las técnicas de segmentación y morfología matemática a las propiedades del fantoma, con el fin de establecer una medida de la calidad de la imagen de dicho fantoma de forma objetiva.

Este procedimiento posibilita el control de calidad del equipo mamográfico, pues sirve para detectar un comportamiento anómalo del mismo cuando la calidad de la imagen del fantoma obtenida por el equipo varía con respecto a la imagen fijada como referencia.

La idea de analizar la imagen digitalizada de un fantoma de referencia para determinar la calidad de imagen producida por una unidad mamográfica no es nueva. K.W. Brooks et al [3] desarrollan un programa de calidad de la imagen basado en el establecimiento de unos criterios de visibilidad para los objetos de test del fantoma, dichos objetos se localizan utilizando una técnica basada en la transformada rápida de Fourier. D.P. Chakraborty aplica un análisis automatizado para comparar las imágenes de test con una imagen plantilla y obtener unas relaciones entre algunos parámetros de la imagen y las condiciones físicas en las que se han obtenido dichas imágenes. A.D. Castellano Smith et al [4] desarrollan un algoritmo para medir distintas propiedades del fantoma, la localización de los

objetos en la imagen se realiza con el uso de máscaras binarias y la resolución de la imagen se mide calculando el número de cortes con el cero del diferencial de un perfil en la zona de resolución.

El pequeño tamaño de algunos de los objetos de test y el poco contraste que presentan en la imagen respecto del fondo, hacen que en ocasiones estos objetos no se detecten al analizar la imagen digital [39-43, 45]. El análisis de la imagen digital aporta información sobre las características del fantoma que muy difícilmente pueden obtenerse mediante observación directa de la imagen. Información sobre los objetos de test como el tamaño, la posición exacta, la forma, la orientación, el contraste, etc., permite caracterizar la imagen del fantoma obtenida y utilizar estos valores a modo de parámetros para determinar la calidad de la imagen [9, 19].

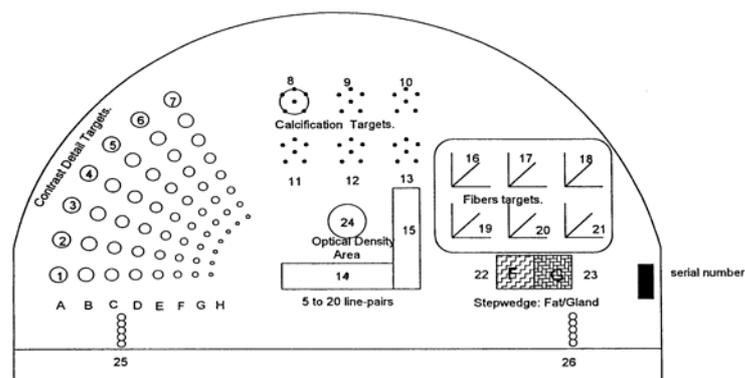
4.1.2 Descripción del fantoma

Un fantoma mamográfico contiene objetos de test específicamente diseñados para simular las patologías típicas de la mama: microcalcificaciones, fibras y masas, y contiene zonas para la calibración de la imagen: densidad óptica de referencia máxima (correspondiente al tejido graso), mínima (propia del tejido glandular) y resolución de la imagen, medida como pares de líneas por milímetro.

Las ventajas del uso de fantomas para la evaluación de la imagen son múltiples, debido a que se conocen los objetos de test que lo constituyen y su distribución, por tanto se sabe qué buscar en la imagen, se puede obtener imágenes en condiciones no clínicas con dosis de radiación superiores a lo habitual sin exponer a la paciente y, por último, es posible obtener tantas imágenes del fantoma como sea necesario para compararlas entre sí, lo que permite estudiar la evolución de la calidad de la imagen

realizada por un equipo mamográfico concreto y también la comparación de imágenes de equipos distintos.

El fantoma que se ha estudiado en la presente tesis es el comercializado por la empresa CIRS, modelo 11-A, referencia SP01, cuyo croquis se muestra en la Figura 4.1. Este fantoma fue desarrollado como prototipo por CIRS bajo las especificaciones de diferentes grupos de trabajo españoles para su posible aplicación en mamografía digital (de ahí el indicativo SP01 en denominación del modelo).



ALL DIMENSIONS IN mm UNLESS OTHERWISE SPECIFIED		CIRS, Inc.	
TOLERANCES:		Norfolk, Va (757) 855-2765	
MATERIAL: Breast Tissue Equivalent		DWG. NAME: Mammo Phantom	
		model SP01	
DRAWN BY: MBZ	DATE:	REV. A	DWG. NO: 07301-00
APPROVED BY: MBZ	DATE: 3/17/99	SCALE: 1.00 : 1.00	REV. 00
		SHEET 1 OF 1	

Figura 4.1: Croquis del fantoma mamográfico, modelo 11-A, versión SP01 de CIRS

Este fantoma según los datos suministrados por el fabricante, posee las siguientes características generales:

- Longitud: 12.5 cm; Anchura: 18.5 cm; Altura: 4.5 cm.

- Material: epoxy, optimizado para simular el tejido equivalente del pecho para energías impartidas entre 15 keV y 40 keV.
- Fondo matriz: simulación de tejidos 50% glandular, 50% graso.

A continuación se detallan las características particulares de cada zona de objetos de test del fantoma.

- Zona de las microcalcificaciones. Material: carbonato de calcio.

<i>Identificación grupo</i>	<i>Diámetro (mm)</i>
8	0,200-0,212
9	0,224-0,250
10	0,280-0,300
11	0,106-0,112
12	0,125-0,140
13	0,150-0,160

Tabla 4.1: Características geométricas de cada grupo de las microcalcificaciones del fantoma SP01.

- Zona de detalles de bajo contraste. Material: resina epoxy, tejido de los detalles 65% glandular, 35% graso en un fondo de matriz de tejido 50% glandular, 50% graso.

<i>Identificación fila</i>	<i>Espesor (mm)</i>
1	4,5
2	3,0
3	2,0
4	1,2
5	0,8
6	0,4
7	0,25

Tabla 4.2: Características geométricas de cada hilera de las masas de bajo contraste del fantoma SP01.

<i>Identificación arco</i>	<i>Diámetro (mm)</i>
A	4,5
B	4,0
C	3,5
D	3,0
E	2,5
F	2,0
G	1,5

Tabla 4.3: Características geométricas de cada arco de las masas de bajo contraste del fantoma SP01.

- **Zona de fibras.** Material: filamento de nylon, longitud: 1cm.

<i>Identificación grupo</i>	<i>Diámetro (mm)</i>
16	0,40
17	0,91
18	1,00
19	0,30
20	0,53
21	0,83

Tabla 4.4: Características geométricas de cada grupo de fibras del fantoma SP01.

- **Zona de resolución.** Consistente en grupos de pares de líneas por milímetro (pl/mm), de 5 pl/mm a 20pl/mm.

<i>Identificación grupo</i>	<i>Comentario</i>
14	Resolución horizontal de 5 pl/mm a 20 pl/mm
15	Resolución vertical de 5 pl/mm a 20 pl/mm

Tabla 4.5: Características de cada grupo de la zona de resolución del fantoma SP01.

- **Zona de densidades de referencia.** Material: matriz epoxy, espesor: 10 mm.

<i>Identificación grupo</i>	<i>Densidad tejido</i>
22	100% glandular
23	100% adiposo

Tabla 4.6: Características de cada grupo de densidades de referencia del fantoma SP01.

- Marcas radiográficas.

<i>Identificación marca</i>	<i>Comentario</i>
24	Área densidad óptica referencia del fondo.
25	Borde izquierdo de marca de posicionamiento: Forma: Triángulo en parte baja. Círculo en la parte alta.
26	Borde derecho de marca de posicionamiento: Forma: Triángulo en parte baja. Círculo en la parte alta.
27	Etiqueta del número de serie del fantoma.

Tabla 4.7: Características de cada marca radiográfica del fantoma SP01.

Habitualmente, la calidad de la imagen mamográfica la determina un radiólogo experto en mamografías valorando visualmente una imagen del fantoma de referencia. Éste clasifica los objetos de test en tres categorías: visible, parcialmente visible y no visible, determina la resolución de la imagen, es decir, el número de pares de líneas por milímetro que es capaz de distinguir y, de acuerdo con estos resultados, puntúa la imagen según una escala que determina su calidad. Es evidente que este método de valorar la calidad de la imagen depende en gran manera del factor humano, lo que hace que esta determinación subjetiva presente cierta variabilidad.

Para evitar en lo posible la subjetividad en la valoración de la imagen, mediante el trabajo desarrollado en esta tesis se realiza una valoración objetiva de la calidad de la imagen mamográfica utilizando fantomas de referencia. Los métodos que se han desarrollado para ello se explican con detalle en secciones posteriores.

De acuerdo con el Protocolo español de control de calidad [37], con este fantoma pueden realizarse todas las pruebas de control especificadas en el mismo referentes a la evaluación de la calidad de imagen (ver capítulo 2, punto 2.6.2). Estas pruebas consisten en la Resolución de alto contraste (MA027), el contraste de la

imagen (MA028) y el umbral de sensibilidad a bajo contraste (MA029). Podría también asumir el papel del maniquí estándar para la evaluación disimétrica, puesto que formalmente se considera un maniquí equivalente a una mama comprimida de 45 mm de espesor con composición 50 % tejido glandular (MA031).

Es, así mismo, idóneo para realizar pruebas de constancia de imagen, puesto que dispone de pequeños objetos – microcalcificaciones – de diferente tamaño que permiten evaluar su visibilidad (MA030).

4.1.3 Descripción de la instalación de mamografía convencional utilizada

La instalación de mamografía donde se han llevado a cabo los ensayos más representativos ha sido la del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Valencia; este servicio cuenta con una unidad dedicada al radiodiagnóstico de pacientes hospitalizados y ambulatorios con sospecha de alguna patología.

Las características tecnológicas de la instalación se resumen en la tabla siguiente. Las mismas son controladas periódicamente por el servicio de Protección Radiológica y Radiofísica del Hospital, que controla que estos parámetros se encuentran dentro de las tolerancias de funcionamiento establecidas.

Equipo radiográfico	
Equipo destinado exclusivamente a cribado	no
Marca y modelo de la unidad	PHILIPS, Mammo Diagnost UC
Tension	22-49 kV (+-5%; 1kV)
mAs	5-600 (+-5%; 1kV)
Tipo de rectificación	Media frecuencia; rizado 4%
Tamaño de foco	0.1/0.15-0.3
Distancia foco-placa	58
Exposimetría automática	Dos posiciones detector Ajustable en 7 escalones
Tipo película	KODAK, MIN R S-film (18x24)
Tipo de Pantalla	AGFA MR-Detal
Tipo de chasis	AGFA, Mamoray
Procesadora / ciclo	AGFA, Curix HT-530 / 90s
Condiciones de exposición	
Anodo / filtro	Mo / 1.0mmBe+0.03Mo
Filtración	0.3 mm Al
Carga	45-125 mAs
Exposimetría (s/n)	Si
Potencial de tubo	25-35 kV

Tabla 4.8. Características técnicas de la instalación de mamografía convencional

En cuanto al equipamiento radiológico, además de la constancia – dentro del intervalo de aceptabilidad - de los parámetros descritos anteriormente en tabla 4.8, se controlan parámetros adicionales, tales como el rendimiento del equipo ($40 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1m de distancia a 28 kVp) y la tasa de dosis que es capaz de generar ($3,2\text{mGy}/\text{s}$ a 58cm de distancia a 28 kVp).

Se realizan controles diarios del sistema de procesamiento de películas radiográficas para asegurar la constancia del mismo. En la figura siguiente se recogen las graficas de control del procesamiento que se realiza en la instalación. Este control consiste en el exposición de una película mamográfica (correspondiente a un lote controlado) mediante un sensitometro calibrado, procediéndose a la lectura de los valores de densidad óptica mediante un densitometro igualmente contrastado. Los parámetros que se controlan en la cuña densitometrica obtenida son el velo (base mas velo), la densidad máxima, el índice de velocidad y el de contraste (ver capitulo 2).

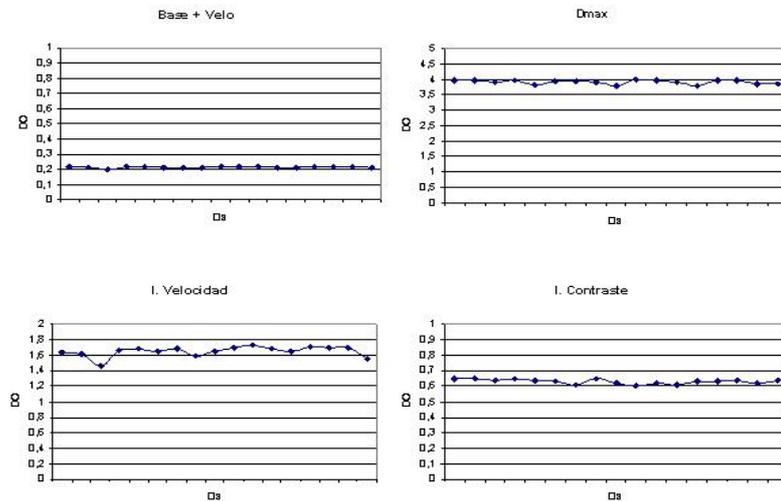


Figura 4.2: Controles de procesamiento realizados sobre película mamográfica (datos correspondientes al mes de abril de 2005)

El control diario de la procesadora se justifica por la variabilidad de los parámetros (temperatura, velocidad proceso, estado-concentración de reactivos) que intervienen en el proceso, así como la ocurrencia de sucesos fortuitos que pueden alterar el revelado (principalmente filtraciones de luz).

En la figura siguiente se muestran imágenes de la instalación mamográfica donde se realizaron gran parte de las pruebas que se analizan en esta tesis.



Equipo de mamografía
PHILIPS, Mammo Diagnost UC
H. Clinico Universitario de Valencia



Sistema de procesado luz-dia
AGFA, Curix HT
H. Clinico Universitario de Valencia

Figura 4.3: Instalación de mamografía convencional

4.1.4 Descripción del escáner y del proceso de digitalización

Para poder aplicar al fantoma mamográfico las técnicas de análisis de imagen explicadas en el capítulo anterior, para realizar la caracterización de los objetos de test presentes en el mismo de forma automática se procede a digitalizar la imagen analógica obtenida en una instalación de mamografía convencional. En este apartado se describe el equipamiento utilizado consistente en un escáner capaz de obtener imágenes de transmisión

Este procedimiento posibilita el control de calidad del equipo mamográfico, pues sirve para detectar un comportamiento anómalo del mismo cuando la calidad de la imagen del fantoma obtenida por el equipo varía con respecto a la imagen fijada como referencia.

El análisis de la imagen digital aporta información sobre las características del fantoma que muy difícilmente pueden obtenerse mediante observación directa de la imagen. Información sobre los objetos de test como el tamaño, la posición exacta, la forma, la orientación, el contraste, etc., permite caracterizar la imagen del fantoma obtenida y utilizar estos valores a modo de parámetros para determinar la calidad de la imagen [9, 34-39].

Los equipos mamográficos que se pretenden controlar no proporcionan la imagen digital de forma directa. La imagen mamográfica se forma sobre una película radiográfica que tras el revelado se fija sobre una placa transparente.

El análisis automático de la imagen requiere la digitalización de la imagen radiográfica del fantoma. Por ello, el proceso de escaneado de la placa radiográfica

es un punto importante [17, 23]. Las imágenes se han digitalizado con un escáner de diapositivas de mesa de dispositivo acoplado en carga CCD, modelo AGFA Duoscan f40 (véase Figura 4.4). El ruido aleatorio inherente a este tipo de escáneres es automáticamente reducido ya que cada línea se escanea varias veces y los resultados se promedian.

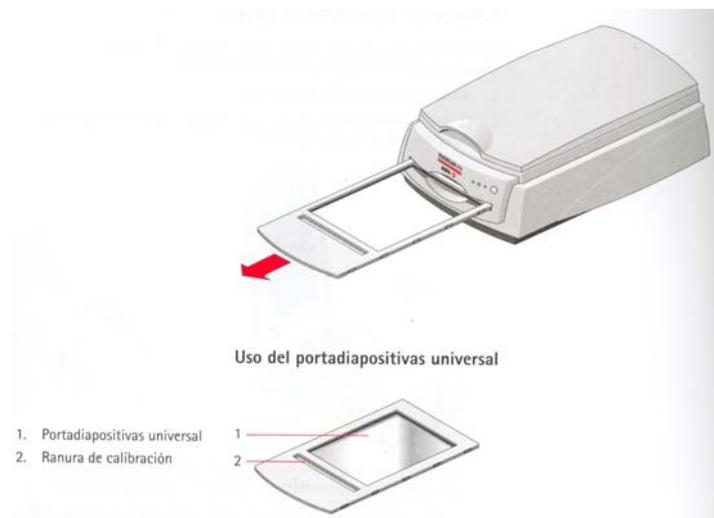


Figura 4.4: Croquis del escáner AGFA Duoscan f40, empleado en la digitalización de las placas radiográficas.

El fantoma utilizado en la presente tesis es el fantoma mamográfico modelo 11-A, versión SP01 de CIRS. En la Figura 4.1 se mostró un croquis reducido del mismo.

La digitalización de las películas se ha hecho a resoluciones de 600 ppp¹ y 1200 ppp, produciendo imágenes de 4265 x 5673 pixeles y 8530 x 11346 pixeles respectivamente, en escala de grises a 8 bits/píxel, es decir, el rango de grises esta formado por 256 valores, que van desde el negro, al que se le asigna el valor 0, al

¹ Punto por pulgada o píxel por pulgada.

blanco al que le corresponde el valor 255. Una resolución de 1200 ppp resulta equivalente a un tamaño de píxel de 25 μm . En la Figura 4.5 se muestra una placa digitalizada del fantoma.

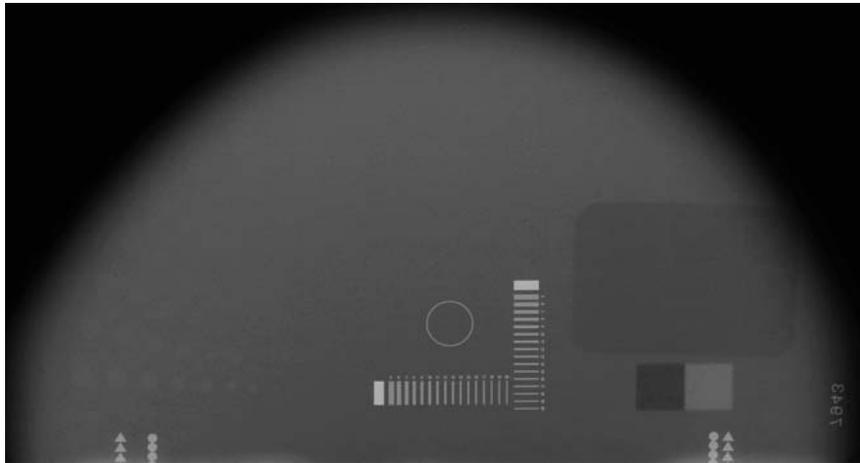


Figura 4.5: Imagen de una placa del fantoma obtenida a 28 kV, 42 mAs y digitalizada a 1200 ppp, a 8 bits/píxel.

La respuesta del escáner se mide por el parámetro *MTF* (*Modulation Transfer Function*) [33, 39]. Dicho parámetro especifica la amplitud relativa de la señal de salida en función de la frecuencia espacial (p/mm) de una señal de entrada sinusoidal. La MTF característica del escáner que se ha utilizado se puede aproximar mediante la siguiente función [25]:

$$MTF(f) = \left| \frac{\sin\left(\frac{\pi \cdot f}{dscan}\right)}{\left(\frac{\pi \cdot f}{dscan}\right)} \right|^3 \quad \text{si } f \neq 0 \quad (4.1)$$

donde d_{scan} es la resolución del escáner en pix/mm y f es la frecuencia espacial (pl/mm). Usando esta aproximación, las frecuencias espaciales correspondientes al 50 % y 10% de la MTF son 8.6 pl/mm y 14.9 pl/mm a 600 ppp y, 17.3 pl/mm y 29.8 pl/mm a 1200 ppp.

El teorema de Nyquist limita el número de los pares de líneas por milímetro que un escáner puede resolver. Este número es inferior a la mitad de su resolución en pixeles por milímetro, en nuestro caso, menor que 12 pl/mm a 600 ppp y 24 pl/mm a 1200 ppp.

La correlación entre los valores de densidades ópticas de distintas cuñas radiográficas, medidos con un densitómetro, y el valor de gris a 8 bits/píxel que asocia dicho escáner a cada una de estas densidades es indicativo de la curva característica del escáner, la cual se presenta en la Figura 4.6.

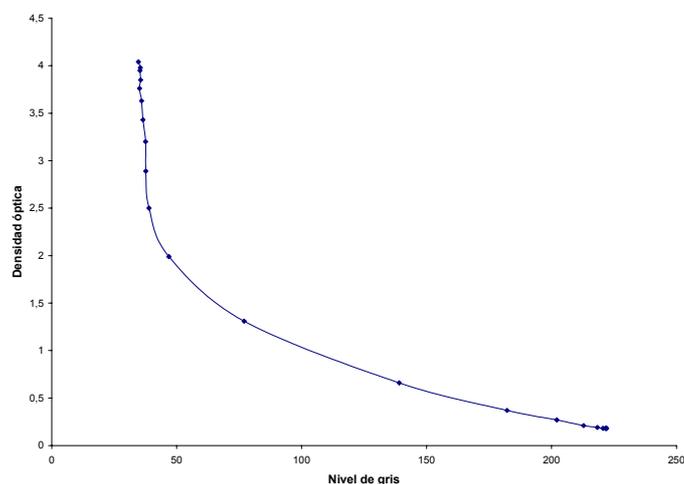


Figura 4.6: Representación de la curva del escáner de densidad óptica frente al nivel de gris.

Como puede observarse este escáner permite resolver (distinguir) con facilidad zonas cuya densidad óptica se sitúe por debajo de 2; superado este umbral se pierde la proporcionalidad, siendo, prácticamente imposible diferenciar áreas cuya densidad óptica supere el valor de 2,5.

Combinando la respuesta del escáner con la curva característica de la placa mamográfica generamos la gráfica que se reproduce en la figura 4.7. En ella podemos ver la zona “útil” de exposición, como aquella en la que tanto el escáner como la película mamográfica presentan un comportamiento aproximadamente lineal. En esta zona podemos encontrar una proporcionalidad entre la exposición de la imagen y el nivel de gris asignado a la imagen.

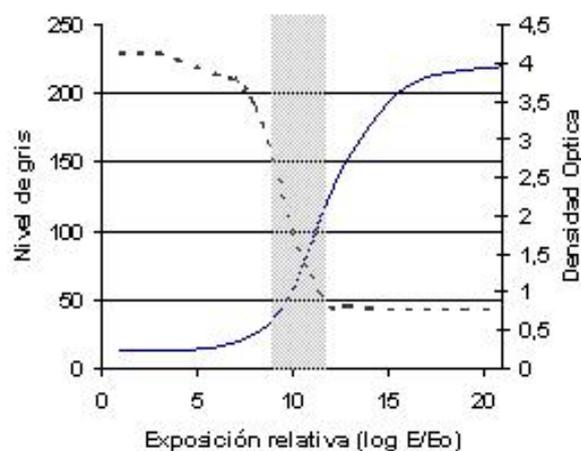


Figura 4.7. Respuesta de la película (procesado) –línea continua- y del escáner –línea de puntos- frente a la exposición.

Como puede observarse el rango es muy estrecho lo que presenta una de las dificultades de aplicación del método. Para poder extraer la máxima información de la imagen a digitalizar, la densidad óptica de los distintos objetos de test de la

imagen del fantoma debe situarse entre 0,8 y 1,9. Esto nos aleja de las condiciones clínicas de exposición, lo que “a priori” no es un problema, pero nos obliga a fijar las condiciones de exposición del fantoma dentro de este intervalo.

4.1.5 Descripción de la instalación de mamografía digital

La instalación de mamografía donde se han llevado a cabo los ensayos más representativos ha sido la del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Dr. Peset de Valencia; este servicio cuenta con una unidad dedicada al radiodiagnóstico de pacientes hospitalizados y ambulatorios con sospecha de alguna patología.

El mamógrafo estudiado en el Hospital Dr. Peset de Valencia; es de la marca General Electric, modelo SENOGRAPHE DMR, y permite trabajar en modo automático/manual con ánodo de Mo y filtraciones de Mo/Rh. La exposiciones del fantoma se realizaron a una distancia foco-tablero (DFT) de 64 cm a diferentes voltajes del tubo (23-33 kV) y cargas (20-136 mAs) con foco grueso, (técnicas utilizadas habitualmente en mamografía). La cámara de ionización que controla el dispositivo de control automático de exposición (CAE) se colocó en la posición 1, la más cercana al pecho de la mujer.

La mamografía digital computerizada indirecta se basa en el uso de un detector de fósforo fotoestimulable (PSP) como sistema receptor de imagen. La mamografía indirecta utiliza esencialmente el mismo equipo que la mamografía convencional de película, sustituyendo esta última por un panel plano (imaging plate/IP) de PSP (FCR5000MA PSP/IP) fabricado en BaFBr0.85I0.15. Las imágenes se han almacenado en formato DICOM.

En la Figura 4.8 puede observarse un esquema del sistema de lectura indirecta de la imagen digital.

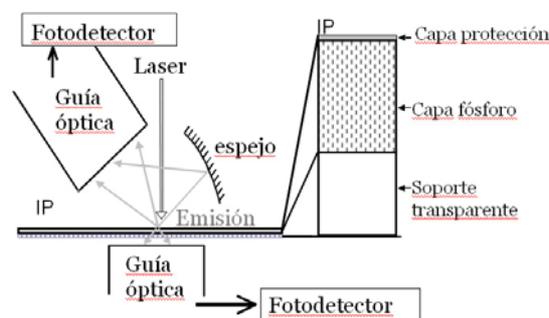


Figura 4.8: Esquema del sistema de lectura de imagen.

La lectura de las imágenes en la procesadora puede realizarse mediante una “simple” o una “doble lectura”. En este caso se ha llevado a cabo mediante un proceso de “doble lectura”, el cual se basa en la utilización de dos fotodetectores que se desplazan simultáneamente por las partes superior e inferior del IP. Con esta doble medida se consigue obtener un tamaño de píxel en la imagen de 50 micras (resolución de 10 pares de líneas por milímetro) así como una disminución del ruido presente en la imagen. En el proceso de “simple lectura”, la medida de fotones de luz se realiza con un único detector, el superior, y con él se obtiene un píxel de 100 micras (resolución de 5 pl/mm).

El tamaño de píxel conseguido con la doble lectura, permite garantizar la detección de objetos de al menos 100 micras (ver Teorema de Nyquist en apartado 4.3.1), que está dentro del orden de tamaños mínimos de detección del ojo humano.

Una vez finalizado el proceso de lectura de la imagen (procesado de la imagen) se obtiene una imagen “en bruto”. El sistema de post-procesado o tratamiento de la imagen permite modificar parámetros de la imagen como contraste, rango dinámico, densidad, definición de contornos, etc., adecuando la visualización de la imagen “en bruto” al tipo de exploración realizada. Con este post-procesado se consigue que unas determinadas características de la imagen (contornos, densidad de tejidos...) sean más fácilmente identificables por el ojo humano.

Dado que se está evaluando la calidad del sistema generador de imagen y dado que el post-procesado sólo puede enfatizar características de la imagen que ya existen en la imagen “en bruto” (señal original), las imágenes analizadas en este estudio no han sido post-procesadas, puesto que la evaluación de los tests del fantoma se lleva a cabo mediante los algoritmos desarrollados.

Figura 4.8: Instalaciones de mamografía digital



Mamografo H. Dr. Peset
G. E. mod. Senographe DMR

Chasis con pantallas fosforescentes
fotoestimulables
Fuji FCR 500MA



Sistema de lectura
(Fiji CR, Profet CS
e impresión
(Fijifilm DRY Pix7000



Pantallas de visualización
EIZO mod. FC-2090
LCD monocromo 53 cm

4.1.6. Descripción del fantoma para mamografía digital (CDMAM)

En la técnica radiográfica de mamografía es esencial que objetos con muy pequeño contraste y diámetro puedan ser distinguidos del fondo para un diagnóstico fiable. Una forma de testear la sensibilidad de un sistema digital en cuanto a su detección umbral de contraste-detalle es mediante la utilización de fantomas específicos de contraste-detalle, tales como el *CDMAM 3.4*, comercializado por la empresa *Artinis Medical Systems B.V.*

Este fantoma, de reciente diseño, es ampliamente usado para caracterizar la imagen de la mamografía digital y realizar comparaciones entre distintos sistemas. En esta tesis se ha empleado como complemento y contraste con el fantoma CIRS-11A, SP01 sobre el que se ha aplicado nuestra metodología.

El fantoma *CDMAM 3.4* facilita la evaluación de dos parámetros de la calidad de imagen que son el contraste y el detalle de resolución. Mediante dicho fantoma es posible cuantificar la visibilidad de detalles a distintos contrastes en un amplio rango de sistemas de diagnóstico por imagen. El contraste umbral es función del diámetro del objeto y se puede dibujar en una curva denominada de contraste-detalle. El fantoma *CDMAM 3.4* consiste en una base de aluminio con discos de oro de varios diámetros y espesores, que tienen un diámetro en un rango de 0.06-2.0 mm y un espesor de 0.03-2 μm que está acoplado con una cubierta de plexiglas. El fantoma se entrega con cuatro placas de plexiglas, cada una de un espesor de 10 mm. Las dimensiones del fantoma y las placas de plexiglas coinciden con el tamaño de película de mamografía estándar que es 180x240 mm.

Los discos están dispuestos en una matriz de 16 filas x 16 columnas. Esta matriz se rota 45° para minimizar la influencia del efecto talón (variaciones de densidad óptica). Dentro de cada fila, el diámetro del disco es constante con un crecimiento exponencial de espesor de 0.03 a 2 μm , en pasos de aproximadamente 25 a 33 %. Los pasos de espesor se han elegido mayores en la parte de alto contraste del fantoma, debido a la naturaleza de las curvas de contraste-detalle de los sistemas de rayos X. Dentro de cada columna el espesor del disco es constante, con un crecimiento exponencial del diámetro de aproximadamente 25%, lo cual se corresponde con un paso de área de 50%.

Cada cuadrado contiene dos discos idénticos, uno en el centro y otro aleatoriamente distribuida en una esquina, para permitir la verificación de la detección de cada objeto para ello los patrones fácilmente memorizables para la observación se han evitado. El fantoma se ha diseñado de tal forma que sobre la mitad de los discos pueden detectarse por un observador con experiencia, cuando el equipo mamográfico se utiliza en condiciones de combinación de película-pantalla de alto contraste o mamografía digital en condiciones de exposición estándar.

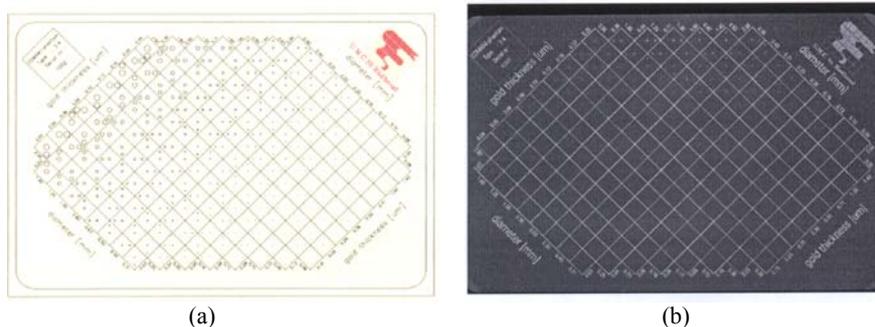


Figura 4.10: (a) Esquema del fantoma CDMAM 3.4 (b) Imagen radiográfica del CDMAM3.4

4.2. Metodología

4.2.1 Introducción

Cada zona del fantoma requiere un tratamiento específico. Por tanto, la imagen inicial del fantoma mostrada en el croquis de la **Figura 4.1** se divide en subimágenes, de forma que cada subimagen contenga una zona de interés. Para que esta división pueda hacerse de forma automática, el tamaño de las subimágenes debe ser suficiente tal que pequeños desplazamientos del fantoma en el proceso de escaneado no causen que los objetos de test se salgan fuera de la correspondiente subimagen. Cada subimagen es una matriz de menor tamaño que la inicial.

Se consideran subimágenes de cada grupo de microcalcificaciones, de la zona de los objetos que simulan masas, de la zona con los pares de líneas por milímetro horizontal y vertical, y de la zona de las densidades ópticas glandular, grasa y de referencia.

La imagen una vez digitalizada es tratada como una matriz I en la cual el elemento $I(x,y)$ representa el valor del nivel de gris correspondiente al píxel situado en la fila x y columna y . El origen de coordenadas se fija en la esquina superior izquierda de la imagen, de forma que el píxel situado en esa esquina es el $I(1,1)$. La posición de un objeto en la imagen se indica dando las coordenadas de los píxeles que ocupa.

Las coordenadas de un determinado píxel de la subimagen se relacionan con las coordenadas de dicho píxel en la imagen completa, sumando a los índices x , y del píxel las coordenadas del píxel de la esquina superior izquierda de la subimagen.

Las técnicas empleadas en el procesado de la imagen digital del fantoma son técnicas estándar para el tratamiento digital de imágenes explicadas en el capítulo anterior, tales como filtrado para la eliminación de ruido, umbralizado de la imagen para detectar objetos, crecimiento de regiones por agregación de píxeles [14-16, 22], aplicación de operadores morfológicos (apertura, cierre, adelgazamiento...) para determinar la forma y tamaño de los objetos [20, 27, 29].

4.2.2 Zona De Microcalcificaciones

Tal como se observa en la **Figura 4.1** del croquis del fantoma que se estudia, la zona de las microcalcificaciones del fantoma está formada por seis grupos. El diámetro de las microcalcificaciones de cada uno de los grupos varía de un grupo a otro, siendo el grupo 10 el de mayor valor (rango de diámetros: 0.300-0.280 mm) y el grupo 11 el de menor (0.112-0.106 mm). Cada grupo está constituido por seis microcalcificaciones dispuestas, aproximadamente, en forma de pentágono regular.

Como ya se ha indicado, de cada grupo se forma una subimagen que se va a denominar de forma genérica I , aplicando posteriormente el mismo algoritmo a cada una de ellas para extraer sus características más importantes. Por ejemplo, en la **Figura 4.11** se muestra la subimagen ampliada del grupo 10 de una de las imágenes del fantoma.

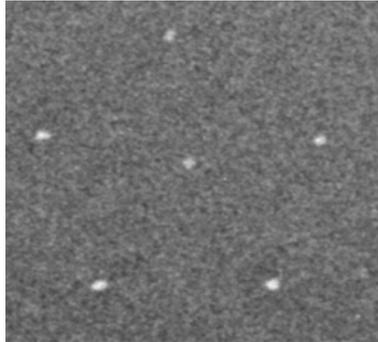


Figura 4.11: Subimagen del grupo 10 de microcalcificaciones de una imagen del fantoma.

El primer paso en el análisis de esta subimagen es su segmentación, que consiste en detectar y aislar cada una de las microcalcificaciones en la imagen. La identificación de las microcalcificaciones se realiza en varias etapas: umbralización, crecimiento regional, aplicación de operadores morfológicos y por último extracción de características.

Umbralización

En esta etapa se ha aplicado un umbral a la imagen para seleccionar los píxeles con un nivel de gris mayor que el umbral elegido, así se seleccionan las zonas más brillantes de la imagen. La elección del valor del umbral es un paso delicado ya que un umbral demasiado alto puede dejar sin seleccionar las microcalcificaciones que presenten menos contraste, mientras que un umbral demasiado bajo hace que se seleccionen puntos brillantes que no corresponden a ninguna microcalcificación y que se deben a las oscilaciones en los niveles de gris del fondo, a causa del ruido que contamina la imagen.

La elección del valor umbral se ha realizado mediante una estimación, a partir de los datos teóricos de fabricación del fantoma, del porcentaje de píxeles en la subimagen tal como la mostrada en la Figura 4.9 correspondientes a microcalcificaciones. Como se pretende encontrar los píxeles más brillantes de cada microcalcificación procurando no seleccionar píxeles brillantes debidos al ruido, se ha tomado como umbral un valor de gris tal que el porcentaje de píxeles más brillantes que ese valor umbral sea algo menor. Se ha tomado el 85%, como el porcentaje estimado de píxeles correspondientes a microcalcificaciones, es decir, el valor del umbral T se calcula a partir de la condición:

$$(n^{\circ} \text{ Píxeles tales que } I(x,y) > T) = 0.85 \left(\frac{\text{Área teórica de las 6 Microcalcificaciones}}{\text{Área 1 píxel}} \right) \quad (4.2)$$

Este umbral varía de un grupo a otro, pero una vez determinado el umbral correspondiente a un determinado grupo de microcalcificaciones, éste se mantiene para todas las imágenes analizadas de un mismo fantoma de referencia.

Con la aplicación del umbral se seleccionan distintas regiones en la imagen que son una primera aproximación a las microcalcificaciones, aunque su forma y tamaño no coincida con las verdaderas debido a la dependencia en el valor del umbral.

Crecimiento regional

La segunda parte del método pretende mejorar esta primera aproximación. De cada región seleccionada se elige el píxel más brillante, al cual se denomina píxel semilla y su nivel de gris se ha representado por E , y a partir de él se aplica una

técnica estándar de crecimiento regional para determinar los píxeles de la imagen que pertenecen a una determinada microcalcificación. Dicha técnica consiste en:

1. Tomar alrededor del píxel semilla una subimagen pequeña pero de tamaño suficiente para que quepa la microcalcificación y contenga una pequeña porción del fondo. Se ha tomado una matriz cuyo tamaño es aproximadamente 16 veces el área teórica de una microcalcificación del grupo.
2. Estimar en dicha subimagen el valor promedio F y la desviación típica σ de los niveles de gris del fondo y calcular el siguiente valor:

$$T' = F + 2.5\sigma \quad (4.3)$$

dicho valor T' debe ser menor que el valor de gris del píxel semilla $T' < E$. En caso contrario se descartaría la posible microcalcificación por considerar que está encubierta por el ruido.

3. Realizar un barrido sobre los píxeles de la subimagen seleccionando aquellos cuyo nivel de gris sea mayor que T' y que formen junto con el píxel semilla, un grupo de píxeles conectados entre sí. Dichos píxeles se han marcado como pertenecientes a la microcalcificación.

El resultado es una imagen binaria del grupo de microcalcificaciones en la que al fondo se le asigna el valor 0 y a los píxeles seleccionados como correspondientes a posibles microcalcificaciones se les asigna el valor 1.

Gráficamente, el procedimiento que se acaba de describir consiste en seleccionar como pertenecientes a la microcalcificación los píxeles cuyo nivel de gris esté 2,5 veces la desviación típica por encima de la media del fondo. La

justificación de dicho factor es la siguiente: si se supone que el ruido es gaussiano, la función de probabilidad para una distribución gaussiana indica que la probabilidad de que un píxel correspondiente al fondo tenga un valor de gris que difiera en más de $2,5\sigma$ de la media es el 1,24 %.

La **Figura 4.12** muestra la representación de los niveles de gris alrededor de un punto semilla. En dicha figura puede observarse el pico, el cual corresponde a la microcalcificación y las oscilaciones debidas al ruido de la imagen. La Figura 4.8 muestra el Fwhm (*Full width half maximum*) de una de las microcalcificaciones, que es la sección de dicha microcalcificación con un nivel de gris superior a $(E+F)/2$.

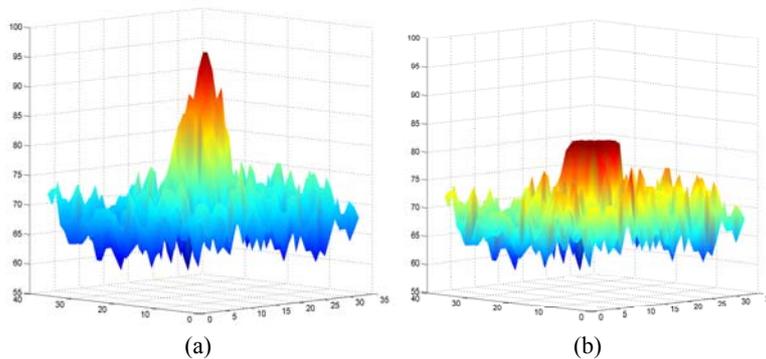


Figura 4.12: (a) Representación de los niveles de gris alrededor de un píxel semilla. (b) Representación del Fwhm de una de las microcalcificaciones.

Aplicación de operadores morfológicos

Una vez detectadas las posibles microcalcificaciones de un grupo y marcados los píxeles de la subimagen inicial, se hace una última mejora.

Con la umbralización puede que se hayan seleccionado algunos píxeles o grupos pequeños de píxeles originados por el ruido, y con la técnica de crecimiento

regional al ir agregando píxeles al píxel inicial puede que las microcalcificaciones presenten un aspecto deshilachado o contengan pequeños agujeros. Estos defectos se corrigen con la aplicación a la imagen binaria obtenida de los operadores morfológicos de apertura y cierre. La apertura y el cierre están basados en las operaciones morfológicas de erosión y dilatación, tal como se ha comentado en el capítulo anterior.

El elemento de estructura que se ha utilizado en este trabajo es el siguiente:

1	1	1
1	1	1
1	1	1

Por lo que los algoritmos para calcular la imagen de salida a partir de una imagen $I(x,y)$ de entrada son:

- Erosión:

$$I_{output}(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(x+i-2, y+j-2)=1 \quad \forall i, j = 1,2,3 \\ 0 & \text{en otro caso.} \end{cases} \quad (4.4)$$

- Dilatación:

$$I_{output}(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{si } I(x+i-2, y+j-2)=0 \quad \forall i, j = 1,2,3 \\ 1 & \text{en otro caso.} \end{cases} \quad (4.5)$$

Partiendo de la imagen binaria del grupo de microcalcificaciones obtenida después de aplicar la técnica de crecimiento regional a cada uno de los píxeles semilla, la selección de los píxeles que corresponden a cada microcalcificación en la subimagen de un grupo, se completa aplicando a la imagen binaria una apertura para eliminar los puntos aislados causados por el ruido y redondear los salientes de las

microcalcificaciones sin modificar sustancialmente el tamaño de las mismas, seguida de un cierre para rellenar posibles agujeros en las microcalcificaciones.

De esta manera se consiguen caracterizar los píxeles de la imagen inicial de la **Figura 4.11**, que pertenecen a cada una de las microcalcificaciones y los pertenecientes al fondo.

En la **Figura 4.13** se muestra la identificación de una de las microcalcificaciones del grupo tras aplicarle el algoritmo. En (a) aparece la microcalcificación que se obtiene tras las etapas de umbralización y crecimiento regional. En (b) se plasma el borde de la microcalcificación identificada tras aplicar el algoritmo completo: umbralización, crecimiento regional y operadores morfológicos.

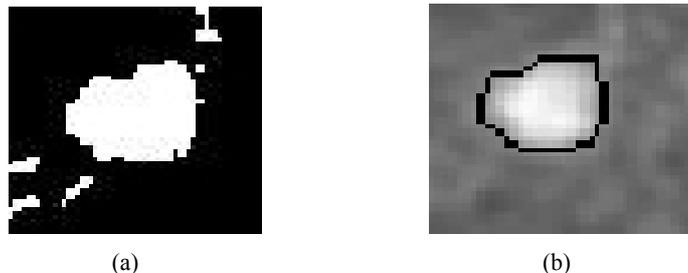


Figura 4.13: (a) Microcalcificación obtenida tras la umbralización y el crecimiento regional.
(b) Borde de la microcalcificación detectada tras la aplicación del algoritmo.

Obtención de características

La última fase del proceso consiste en extraer la información del análisis realizado a la imagen. Una vez caracterizadas las microcalcificaciones en la imagen, se pueden obtener gran cantidad de datos sobre las características de los objetos detectados: localización, tamaño, excentricidad, nivel de brillo respecto del fondo, etc. En particular, la información analizada para cada grupo de microcalcificaciones es:

1. Número de microcalcificaciones identificadas en el grupo.
2. Tamaño (área) de cada microcalcificación detectada. El área se calcula a partir del número de píxeles que constituyen el objeto.
3. Área de la sección a mitad de altura entre el valor del fondo y el pico (full width half maximum, Fwhm). El Fwhm mide el área de los píxeles de la microcalcificación cuyo nivel de gris es superior al valor $(E+F)/2$, siendo E el valor de gris del píxel semilla y F el promedio del fondo en un entorno de la microcalcificación. Este valor puede considerarse como una estimación alternativa del tamaño del objeto.
4. Diámetro de la microcalcificación como media aritmética de sus ejes mayor y menor.
5. Posición del centroide de cada microcalcificación. Las coordenadas se dan en píxeles en la imagen del fantoma completo.
6. La excentricidad de cada microcalcificación que da una idea de su forma, circular o alargada.
7. Contraste absoluto (Ca) y relativo (Cr) de la microcalcificación respecto del fondo, que se definen respectivamente:

$$Ca = M - F \quad (4.6)$$

$$Cr = \frac{M - F}{F} \cdot 100 \quad (\%) \quad (4.7)$$

donde M es el promedio de los valores de gris de los píxeles de la microcalcificación considerada y F es el promedio del fondo en un entorno de la microcalcificación.

8. Distancias de las microcalcificaciones exteriores a la central, las cuales determinan el radio del grupo dada su forma de pentágono regular. Si una distancia es muy diferente a las demás el punto detectado debe descartarse considerándolo un falso hallazgo.
9. Ratio señal ruido (Signal-to-noise ratio: SNR) de cada microcalcificación, el cual se calcula aplicando la fórmula:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{x,y \in \mu Ca} M^2}{\sum_{x,y \in \mu Ca} (I(x,y) - M)^2} \right) \quad (dB) \quad (4.8)$$

donde el sumatorio se extiende a los píxeles de la microcalcificación considerada y $I(x,y)$ representa el valor de gris del píxel en la imagen. El SNR da una medida cuantitativa de la calidad de la imagen mamográfica, pues indica la relación señal-ruido en la imagen. Se ha preferido esta definición de SNR en dB ya que es una definición usualmente utilizada en el campo del análisis digital de la imagen. La expresión (4.8) que se ha utilizado en la tesis proviene de una modificación de la fórmula:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{x,y \in \mu Ca} I^2}{\sum_{x,y \in \mu Ca} (I(x,y) - M)^2} \right) \quad (dB) \quad (4.8)bis$$

Debemos aclarar que en las imágenes digitales o digitalizadas el concepto de ruido es algo diferente. Así la imagen es:

$$I(x,y) = M + ruido(x,y)$$

siendo el ruido presente en la imagen la suma del ruido debido a variaciones de densidad y el ruido gaussiano introducido por el detector, la electrónica y la reveladora en su caso.

La definición que hemos utilizado (expresión 4.8) puede ser engañosa, ya que en una una imagen sin contraste $I(x,y) \sim M$, con lo que SNR puede aumentar pero la señal ser mala.

En un equipo de mamografía convencional, la variación por densidad es pequeña si se trabaja con kilovoltajes bajos dependiendo en gran medida de la sensibilidad de la película. En cambio en un equipo de mamografía digital, según el tipo de detector es posible recuperar la información por variación de la densidad incluso con kilovoltajes bajos, sin embargo el ruido gaussiano introducido por el detector va creciendo suavemente con el kilovoltaje.

4.2.3 Zona De Resolución

Otro de los puntos importantes en la evaluación de la calidad de la imagen del fantoma consiste en determinar la resolución de la imagen. Para ello se estudia la zona del fantoma en la que aparecen una serie de líneas cada vez más próximas entre sí, la cual se identifica en el croquis de la **Figura 4.1** como los grupos 14 y 15.

El fantoma considerado contiene 16 grupos de líneas verticales y 16 horizontales formados por cinco líneas brillantes y cinco líneas oscuras cada uno de ellos, cuya distribución espacial va de 5 a 20 pares de líneas por milímetro. Determinar la resolución de la imagen significa determinar hasta qué grupo se pueden distinguir las cinco líneas con un contraste suficiente.

Para analizar la imagen y desarrollar un algoritmo que calcule de forma automática su resolución, se ha comenzado considerando dos subimágenes, una formada sólo por las líneas horizontales y otra con las verticales.



Figure 4.14: Subimagen de la zona de resolución horizontal.

El proceso seguido en esta zona del fantoma se describe a continuación:

Umbralización

Para poder contar las líneas hemos de aislarlas y marcar los píxeles pertenecientes a cada línea. Al ser éstas más brillantes que el fondo se comienza el proceso de segmentación buscando un umbral. El histograma presenta dos picos, tal como muestra la **Figura 4.15**, uno de gran tamaño correspondiente a los píxeles del fondo y otro más pequeño correspondiente a las líneas.

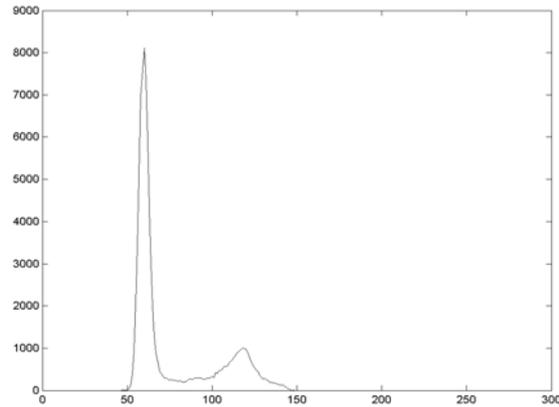


Figura 4.15: Histograma de la zona de resolución horizontal.

Según el modo estándar de determinación del umbral se tomaría como umbral un valor de gris cercano al mínimo entre los dos picos, sin embargo, esta elección produce muy malos resultados. La explicación es que al estar las líneas tan próximas unas a otras, los píxeles entre líneas son más brillantes que el fondo debido a la difracción de la luz, por tanto hay que establecer otro criterio para hallar el valor umbral. Este fenómeno puede observarse en la Figura 4.14 en la que se muestra un perfil de los niveles de gris en la zona de resolución horizontal:

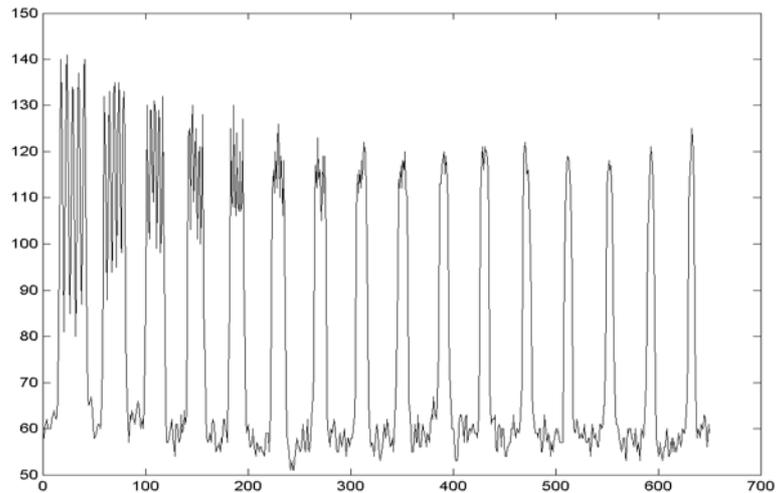


Figura 4.16: Perfil de la subimagen de resolución horizontal.

En la **Figura 4.16** los máximos corresponden a los puntos más brillantes de las líneas (píxeles centrales) y los mínimos a los píxeles entre líneas. Nótese como la diferencia entre los máximos y mínimos en cada grupo se reduce conforme disminuye la distancia entre las líneas, sin embargo, el valor medio entre esos máximos y mínimos es aproximadamente el mismo para todos los grupos, dicho valor medio es el que se va a tomar como umbral. Además, este valor umbral coincide aproximadamente con el nivel de gris correspondiente al máximo del pico pequeño del histograma. Esta observación permite calcular de forma automática el umbral adecuado a cada imagen. Por ejemplo, el valor del umbral considerado para la imagen correspondiente a la **Figura 4.16** es 117.

En la **Figura 4.16**, cuando la diferencia entre los máximos y los mínimos del grupo de líneas es similar a las oscilaciones de ruido, que se encuentran en la base del perfil, es imposible distinguir el grupo de líneas individualmente porque dichas

oscilaciones enmascaran el grupo. Este hecho permite realizar una estimación visual cualitativa de la resolución de la imagen que debe ser parecida al valor obtenido automáticamente aunque menos preciso.

Una vez aplicado el umbral a la **Figura 4.14**, se obtiene una imagen binaria de la zona de resolución horizontal. En la **Figura 4.17** se ha representado la imagen binaria después de la umbralización.

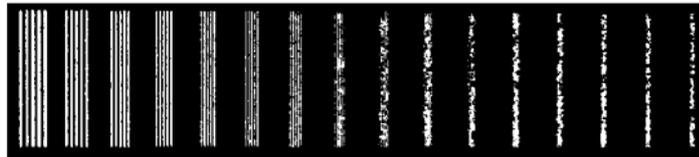


Figura 4.17: Imagen binaria de la imagen de resolución horizontal.

Aplicación de operadores morfológicos

El proceso de umbralización puede producir algunos efectos no deseados como aparición de pequeños agujeros en las líneas o que dos de ellas queden unidas por algunas zonas, lo que dificulta su visualización y etiquetado. Para corregir dichos efectos se ha aplicado a la imagen binaria una apertura seguida de un cierre.

Tras la umbralización y la aplicación de operadores morfológicos a la imagen, las líneas de cada grupo pueden ser claramente identificadas. Por tanto, para calcular la resolución de la imagen basta con contar en cuántos grupos se distinguen cinco líneas independientes.

Como el objetivo es obtener la resolución de forma automática, el algoritmo debe de ser capaz de contar automáticamente el número de líneas de cada grupo,

para lo cual se reducen las líneas anteriores a líneas de un píxel de grosor mediante la aplicación de la operación morfológica denominada adelgazamiento. Dicha operación tiene como objeto reducir el tamaño del objeto hasta convertirlo en un trazo mínimamente conectado. La idea es similar a la de la erosión, ya que se van eliminando píxeles del contorno del objeto de forma sucesiva teniendo en cuenta que no se pueden eliminar aquellos píxeles tales que si se eliminasen, el objeto se dividiría en dos.

Los elementos de estructura utilizados para conseguir el adelgazamiento de la imagen binaria mostrada en la **Figura 4.18** son los siguientes:

0	0	0		0	0	1		0		1	1	1		1		0		0	0			
	1		1	1	0	1	1	0	1	1	0		1	0	1	1	0	1	1	0	1	1
1	1	1		1		1		0		0	0	0	0	0	0		1		1		1	
S^1			S^2			S^3			S^4			S^5			S^6			S^7			S^8	

Figura 4.18: Elementos de estructura utilizados en el adelgazamiento. Los elementos en blanco representan posiciones cuyo valor “no interviene” en el cálculo.

Una vez procesada la imagen de forma sucesiva con los ocho elementos de estructura se vuelve a comenzar con el primero, repitiendo dicho proceso hasta que no se produzca ningún cambio en la imagen. El algoritmo puede representarse de la siguiente forma:

$$\begin{aligned}
 & I(x, y) \xrightarrow{S^1} I^1(x, y) \xrightarrow{S^2} I^2(x, y) \xrightarrow{S^3} K \longrightarrow I_{output}(x, y) \\
 & I^{m+1}(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{si } I^m(x+i-2, y+j-2) = S^n_{ij} \quad \forall i, j \text{ de interés} \\ I^m(x, y) & \text{en otro caso.} \end{cases} \quad (4.9)
 \end{aligned}$$

con $n = m \bmod(8)$ y $m = 0, 1, 2, \dots$ repitiendo el proceso hasta que $I^{m+1} = I^m$.

Después de aplicar el adelgazamiento a la imagen de la **Figura 4.17**, se calcula la resolución de la imagen contando el número de líneas por grupo. Para ello tomamos una serie de 30 perfiles de la imagen binaria obtenida después de procesarla con el operador de adelgazamiento.

Para cada perfil el algoritmo cuenta el número de unos que va encontrando y el número de ceros que hay entre ellos, lo cual le permite decidir cuántas líneas hay en cada grupo (véase la **Figura 4.19**). Comparando los resultados obtenidos para todos los perfiles, el número de líneas en cada grupo se toma como la parte entera del promedio para los 30 perfiles y la resolución se calcula contabilizando los grupos en los que el sistema haya detectado cinco líneas independientes. Se sigue el mismo procedimiento para la resolución horizontal y para la vertical.

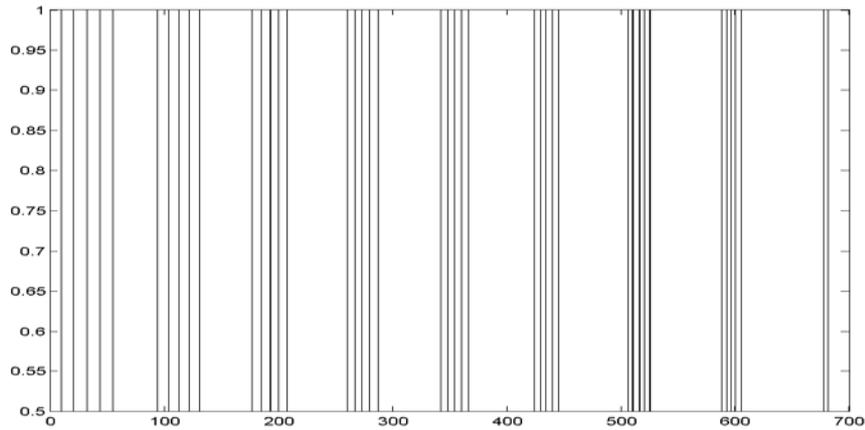


Figura 4.19: Representación de un perfil tras el adelgazamiento de la imagen de resolución horizontal (imagen escaneada a 1200 ppp).

Otra manera de hallar el límite de resolución se basa en el siguiente algoritmo. Se parte de una línea promediada de unos 20 perfiles de la subimagen, tal como se muestra en la **Figura 4.20 (a)**. La resolución se calcula mediante el número de máximos locales en cada grupo de pares de líneas. Para que un grupo sea identificado, el número de máximos locales correspondientes a las líneas brillantes, debe ser igual a cinco y además su contraste debe ser mayor que un umbral que se define como 2.5 veces la desviación típica del fondo, como una estimación de las oscilaciones del ruido presente en la zona **Figura 4.20 (b)**.

El contraste del grupo es una medida de su amplitud y se calcula como la diferencia entre el promedio de valores de gris de sus máximos y el promedio de sus mínimos.

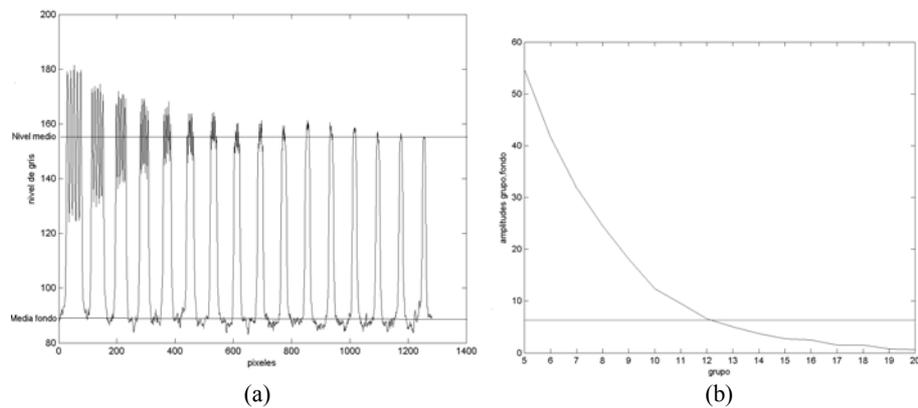


Figura 4.20: (a) Perfil de la zona de resolución horizontal. (b) Amplitudes de grupo y fondo de la imagen para dicho perfil.

Los resultados en cuanto el límite de resolución obtenidos son parecidos en ambos métodos automáticos.

Además del cálculo de la resolución horizontal y vertical de la imagen, se pueden obtener varios parámetros de las zonas de resolución tales como el nivel medio al que tienden los máximos y los mínimos, el contraste absoluto de la zona medido como dicho nivel medio menos el valor medio del fondo, el contraste relativo en tanto por ciento medido como el cociente entre el contraste absoluto y el nivel medio del fondo.

4.2.4 Zona De Densidades De Referencia

Otras zonas del fantoma analizadas son las correspondientes a la densidad óptica de referencia (correspondiente a una composición de mama de 50% de tejido graso y 50% de tejido glandular), zona de baja densidad (100 % tejido graso) y de alta densidad (100 % tejido glandular), indicadas en el croquis del fantoma de la **Figura 4.1** como 24, 22 y 23 respectivamente.

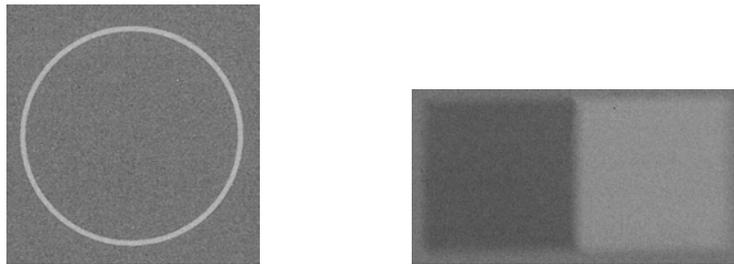


Figura 4.21: Subimagen de zona de densidad óptica de referencia y tejido 100 % graso y 100 % glandular.

Dichas zonas se han caracterizado por el valor del signal-to-noise ratio, *SNR*. Para calcular el *SNR* en cada una de las zonas de referencia, se toma una submatriz incluida en cada una de ellas, entonces el *SNR* se calcula:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} M^2}{\sum_{x=0}^{u-1} \sum_{y=0}^{v-1} (I(x, y) - M)^2} \right) \quad (dB) \quad (4.10)$$

donde el sumatorio se extiende a los pixeles de la subimagen considerada, *M* es el promedio de los niveles de gris en la subimagen considerada ya sea glandular, grasa

o de referencia, y $I(x,y)$ representa el valor de gris del píxel en dicha subimagen. De esta manera se obtiene el SNR_g , SNR_f , SNR_d correspondientes a las zonas de tejido glandular, graso y de referencia respectivamente.

También se ha calculado el contraste absoluto (Ca) y relativo (Cr) del tejido glandular y graso, respecto al tejido de densidad de referencia mediante las siguientes fórmulas:

$$Ca = M - F \quad (4.11)$$

$$Cr = \frac{M - F}{F} \times 100 \quad (\%) \quad (4.12)$$

donde M es el promedio de los valores de gris de la subimagen considerada, glandular o graso, y F es el promedio de los valores de gris de la subimagen de densidad de referencia. Así se obtiene Ca_{gland} , Cr_{gland} , Ca_{grasa} y Cr_{grasa} que corresponden a los contrastes absolutos y relativos de la zona de tejido glandular y graso.

4.2.5 Zona De Sensibilidad De Bajo Contraste

La zona de bajo contraste se identifica en el croquis del fantoma de la Figura 4.1 como las filas de 1 a la 7, de arcos de A a H. Son tubos cilindricos que varían en espesor de 4.5 mm en la fila 1 a 0.25 mm en la fila 7 y en diámetro de 4.5 mm en el arco A a 1.0 mm en el arco H. Las zona de las tres primeras masas de la fila de espesor 4.5 mm, de diámetros 4.5, 4.0 y 3.5 mm respectivamente, se muestran en la **Figura 4.22**.

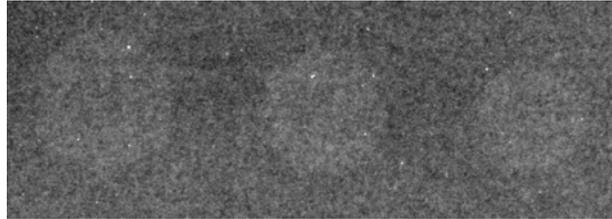


Figura 4.22 Zona de sensibilidad de bajo contraste.

El proceso de identificación de las masas se realiza mediante técnicas similares a la zona de microcalcificaciones, de umbralización y operadores.

Una sola masa identificada correspondiente a la mayor del grupo para una de las imágenes, se muestra en la **Figura 4.23**, en la cual tras el proceso de segmentación, se detecta el borde.

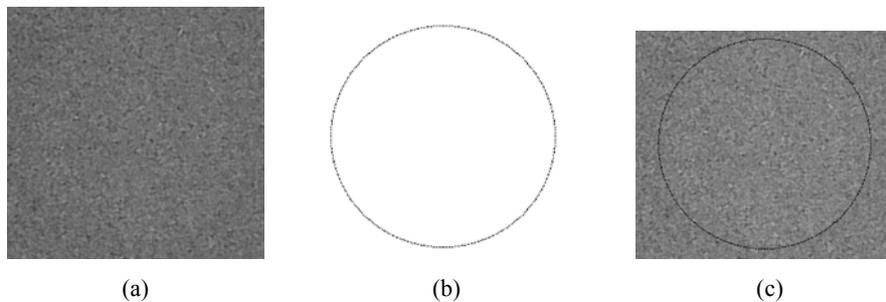


Figura 4.23: (a) Masa inicial. (b) Máscara binaria con el borde de la masa inicial tras aplicar el algoritmo. (c) Masa inicial con borde, tras aplicar el algoritmo.

Los parámetros estimadores de esta zona son el diámetro, el contraste absoluto del objeto como diferencia de su nivel de gris respecto de su fondo (Ca), el contraste relativo en tanto por ciento definido como cociente entre el absoluto y el valor de su

fondo (Cr) en tanto por ciento, el ratio señal/ruido SNR . Sus fórmulas de definición son las siguientes:

$$Ca = M - F \quad (4.13)$$

$$Cr = \frac{M - F}{F} \times 100 \text{ (\%)} \quad (4.14)$$

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{x,y \in masa} M^2}{\sum_{x,y \in masa} (I(x,y) - M)^2} \right) \text{ (dB)} \quad (4.15)$$

siendo M el promedio de los valores de gris de los píxeles pertenecientes a la masa considerada, F el promedio del fondo en un entorno de la masa e $I(x,y)$ representa el valor de gris del píxel en la imagen.

En la **Figura 4.24 (a)** se muestra el perfil de la masa mayor inicial mediante la representación de sus niveles de gris y en la **4.24 (b)** la representación de los niveles de gris promedio de la masa identificada, lo cual da una medida de su contraste. En la **Figura 4.25**, se trata de la misma representación en tres dimensiones.

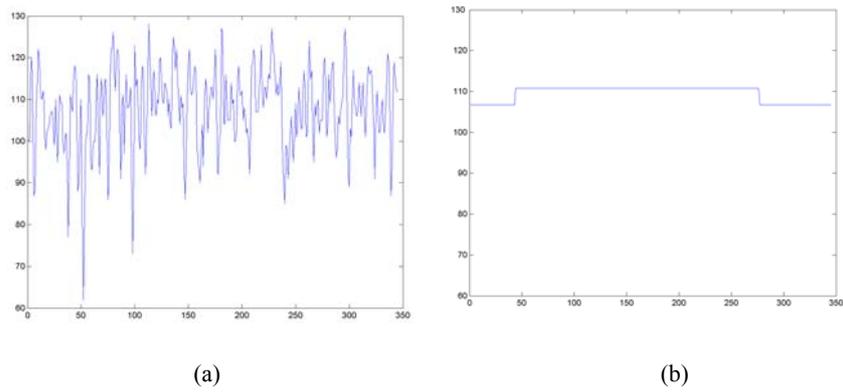


Figura 4.24: (a) Perfil de la masa inicial mayor. (b) Perfil de la masa inicial tras identificar la masa, con sus promedios, medida del contraste.

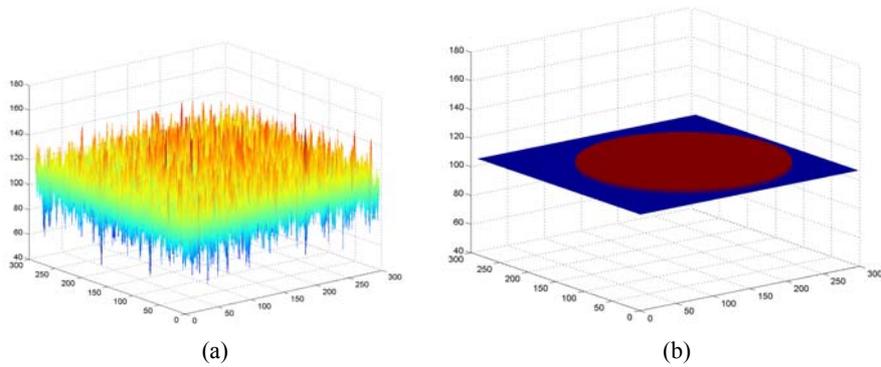


Figura 4.25: (a) Representación de los niveles de gris de la masa inicial en tres dimensiones (b) Representación de los niveles de gris de los promedios en tres dimensiones, medida del contraste.

4.2.6 Establecimiento de un Protocolo de Calidad para el fantoma modelo 11-A versión SP01, de CIRS

El fantoma CIRS, modelo 11-A, versión SP01 que se estudia en la presente tesis, cuyo croquis se recoge en la Figura 3.8 del apartado 3.3, no posee un protocolo como los existentes en otros tipos de fantoma, que se han explicado anteriormente. Por ello en este proyecto se va a formular un protocolo en cuanto a la determinación de la calidad de la imagen para dicho fantoma con el consiguiente control de calidad sobre el funcionamiento del equipo mamográfico.

Además se pretende unificar dos ideas fundamentales. Por una parte debe ser un método riguroso que posea la suficiente sensibilidad para detectar posibles cambios en la imagen por pequeños que éstos sean, tal como el sistema de puntuación en el que se basa el fantoma MTM, que es el que se aplica actualmente en el hospital la Fe de Valencia por un radiólogo. Pero a diferencia del sistema seguido en dicho centro, en la presente tesis se va a desarrollar un método automático basado en las características de los objetos de test obtenidos mediante el procesamiento digital de la imagen del fantoma mamográfico. De esta forma el sistema de puntuación aplicado para evaluar la calidad de la imagen es objetivo.

Algunos de los parámetros de la imagen mamográfica del fantoma estudiado en esta tesis, modelo 11-A, versión SP01, de CIRS se pueden utilizar para crear el protocolo de calidad de imagen. En particular el número y tamaño de microcalcificaciones y la resolución medida como número de pares de líneas por milímetro, se van a utilizar para introducir un parámetro, el índice de calidad de imagen que mida de forma objetiva la calidad de la imagen del fantoma obtenida en un determinado equipo.

En esta tesis se han definido dos posibles índices de calidad de imagen denominados como IQI1 e IQI2, los cuales se van a comparar.

La primera definición de índice de calidad, IQI1, consiste en un sistema de puntuación de la imagen del fantoma análogo al utilizado por un radiólogo, con la particularidad de que el sistema de puntuación desarrollado en esta tesis es objetivo, ya que la imagen se valora a partir de los datos obtenidos mediante procesamiento de la imagen del fantoma.

El IQI1, se calcula según el método que se describe a continuación:

- a) A cada uno de los 6 grupos de microcalcificaciones se le asigna una puntuación que depende del tamaño y del número de microcalcificaciones detectadas.
- b) Se determina la resolución horizontal y vertical de la imagen, asignando una puntuación según sea la resolución.
- c) El IQI1 es la suma de todas las puntuaciones anteriores. Las puntuaciones se obtienen de la **Tabla 4.9 a y b**.

MICROCALCIFICACIONES	Puntuación	
	<i>Enteramente visible</i>	<i>Parcialmente visible</i>
Grupos		
10	1	0.75
9	2	1.5
8	4	3
13	8	6
12	16	12
11	32	24

Tabla 4.9- a: Puntuaciones de los grupos de microcalcificaciones y resolución, para la determinación del índice de calidad de imagen.

RESOLUCIÓN Pares de líneas por milímetro	Puntuación	
	<i>Horizontal</i>	<i>Vertical</i>
5	0	0
6	0	0.5
7	0.5	1
8	1	2
9	2	4
10	4	8
11	8	16
12	16	24
13	24	32
14	32	40
15	40	48
16	48	56
17	56	64
18	64	72
19	72	80
20	80	88

Tabla 4.9- b: Puntuaciones de los grupos de resolución, para la determinación del índice de calidad de imagen.

La segunda definición de índice de calidad de imagen, IQI2, consiste en definir dicho índice como el diámetro de la microcalcificación más pequeña detectada de forma automática por el algoritmo de análisis de la imagen mamográfica del fantoma.

El IQI2, se calcula siguiendo el método:

- a) Se determinan todas la microcalcificaciones detectadas en la imagen del fantoma.
- b) Para cada una de las microcalcificaciones detectadas, se calculan el eje mayor y el eje menor. Se toma como medida representativa del tamaño de la microcalcificación la media aritmética de ambos ejes a la que se le denomina diámetro.

- c) Se define el IQI2 como el menor de los diámetros de las microcalcificaciones halladas en la imagen del fantoma mamográfico.

Ambos índices de calidad de imagen IQI1 e IQI2, tal como han sido definidos, pueden utilizarse para determinar la calidad de la imagen de un fantoma mamográfico. Comparando ambas definiciones de índice de calidad de imagen, se ve que el IQI1 tiene a su favor que en su definición intervienen varios factores del fantoma, incluso si en el análisis automático de la imagen se incluyen las zonas de masas y fibras, éstas se tendrían en cuenta en su cálculo.

La ventaja de la utilización del IQI2 es que se puede extender su uso a imágenes clínicas de mamografías reales. En éstas hay un gran número de microcalcificaciones, la mayor parte benignas, cubriendo un amplio rango de tamaños. Además también destaca la rapidez de cálculo del IQI2, pues sólo se necesita el dato del diámetro más pequeño de las microcalcificaciones detectadas. Por tanto, el diámetro de la microcalcificación más pequeña que se puede detectar, bien visualmente o bien utilizando métodos informatizados de análisis de imagen, es una medida de la calidad de la imagen.

En el capítulo siguiente se muestra el cálculo de ambos índices para varias imágenes del fantoma mamográfico, como ejemplo de aplicación.

4.2.7. Metodología de evaluación CDMAM

La imagen radiográfica obtenida del CDMAM 3.4 debe evaluarse en la zona donde los agujeros son visibles, indicando la posición de los objetos. A estas observaciones se les aplica ciertas correcciones en función de los 4 vecinos cercanos. Para la evaluación automática de las imágenes radiográficas obtenidas del CDMAM 3.4 mediante ordenador, se ha utilizado el programa *CDCOM*² desarrollado por el Departamento de Radiología de la *University Medical Centre Nijmegen* de Holanda. Tras esto hemos desarrollado un programa para el cálculo del IQF_{inv} , aplicando las correspondientes correcciones.

La evaluación de la imagen radiográfica del fantoma CDMAM mediante dicho programa se basa en los siguientes pasos:

- Se determina la posición del fantoma, de forma que el algoritmo busca el borde del fantoma haciendo uso de la transformada de Hough.
- Se determina el centro de las combinaciones de contraste-detalle del fantoma que contiene un fantoma, detectándose su borde mediante la transformada de Hough.
- Para cada combinación contraste-detalle, se determina el promedio y la desviación estándar de la mancha, que es la imagen correspondiente del disco, y el promedio y desviación estándar del fondo.
- A partir de los valores anteriores se aplica un test para determinar cuando la combinación contraste-detalle bajo evaluación se detecta.
- Se aplican las correcciones a las combinaciones contraste-detalle detectadas en el paso anterior, según si se han detectado los cuatro vecinos cercanos y en el caso de las esquinas ausentes ($0.03 \mu\text{m}/2.0 \text{ mm}$ y $2.00 \mu\text{m}/0.06 \text{ mm}$) en función de sus

² CDCOM Manual Software for Automated Readout of CDMAM 3.4 Images, Department of Radiology University Medical Centre of Nijmegen, 2004

dos vecinos cercanos, y para los discos de esquina en función de sus vecinos cercanos. Una vez obtenidas, se calcula el índice de calidad de imagen IQF_{inv} y la curva contraste-detalle.

El índice IQF_{inv} lo hemos definido de forma similar al software del fantoma *CDRAD* empleado en radiología digital

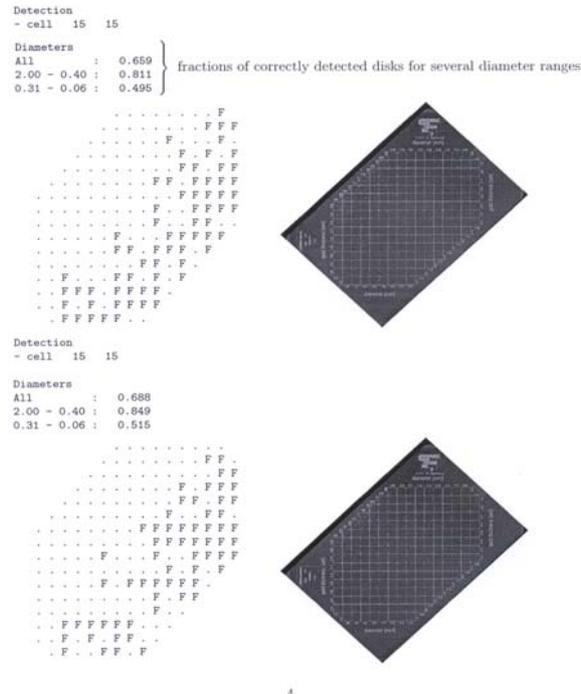


Figura 4.26: Gráficos de discos correctamente detectados para los discos de las esquinas y el segundo para los discos centrales, obtenidos mediante *CDCOM*.

El índice de calidad denominado IQF_{inv} es creciente conforme las combinaciones de contraste-detalle detectadas son más pequeñas y que también sirve para determinar de forma objetiva la calidad de la imagen radiográfica:

$$IQF_{inv} = \frac{1}{\sum_{i=1}^{n^{\circ} cols} C_i \cdot D_{i, \min}} \cdot 100 = \frac{100}{IQF}$$

La curva contraste-detalle es un gráfico en el que el espesor del disco se dibuja frente al diámetro de agujero para cada una de las combinaciones contraste-detalle detectadas en la imagen radiográfica del fantoma. Para la comparación del funcionamiento de diferentes sistemas de imagen, se realizan varias imágenes del fantoma bajo las mismas condiciones de exposición. El mejor sistema de imagen es aquel en que las imágenes permiten detectar menores contrastes y detalles.

Capitulo 5: Resultados

5.1 Resultados obtenidos en Instalación de Mamografía Convencional

5.1.1 Introducción

Los algoritmos que se han desarrollado en esta tesis para la caracterización de los objetos de test de un fantoma mamográfico, se han aplicado a varias imágenes del fantoma obtenidas con el mismo equipo mamográfico. La programación de dichos algoritmos se ha llevado a cabo con el software Matlab versión 6.5 [26].

En primer lugar los métodos desarrollados se aplican a cinco imágenes mamográficas del fantoma obtenidas en distintas condiciones, para evaluar la eficacia de los algoritmos en cuanto a la detección automática de los objetos de test presentes en el fantoma. Concretamente, para dichas imágenes se estudia la zona de microcalcificaciones, la zona de resolución horizontal y la zona de densidades del tejido de referencia, glandular y graso, obteniendo los parámetros que se describen en el capítulo 4 [27-29].

A continuación, se ha aplicado el cálculo del índice de calidad de imagen, definido en el capítulo anterior de dos formas distintas IQI1 y IQI2, a cuatro de las imágenes anteriores. En particular se ha aplicado a las cuatro imágenes que están escaneadas a la misma resolución.

Para hacer una estimación de la precisión que se puede alcanzar en la determinación parámetros a evaluar, lo que incluye la cadena de imagen de la instalación mamográfica, el sistema de digitalización y los propios algoritmos

aplicados para la caracterización automática de los objetos del fantoma, se han analizado tres imágenes radiográficas del fantoma obtenidas en la instalación en las mismas condiciones de exposición de funcionamiento de la instalación de mamografía y escaneadas en las mismas condiciones, todo ello en instantes sucesivos.

Finalmente, una vez comprobado que el algoritmo funciona correctamente, con el fin de obtener conclusiones respecto al funcionamiento del equipo mamográfico para su control de calidad, se han aplicado los algoritmos a imágenes de placas radiográficas obtenidas en distintas condiciones clínicas de funcionamiento de kV y mAs de un mismo equipo mamográfico, escaneadas con los mismos parámetros (resolución nominal de 1200 ppp).

5.1.2 Aplicación de los algoritmos de caracterización automática

Para estudiar la correcta aplicación del algoritmo y observar la caracterización de los objetos de test del fantoma se han considerado cinco imágenes. Las imágenes 1 a la 4 corresponden a placas radiográficas del fantoma que se han obtenido en distintas condiciones de funcionamiento del equipo mamográfico. Con ello se pretende validar el funcionamiento del algoritmo en el rango práctico de aplicación clínica de la instalación mamográfica. Todas ellas se han escaneado a 600 ppp. Las imágenes 1 y 5 son las correspondientes a placas obtenidas en las mismas condiciones de kV y mAs del equipo, pero con distintos parámetros de digitalización, concretamente la Imagen 5 se ha escaneado a 1200 ppp. Se ha elegido esta imagen para comparar resultados en cuanto a cómo afecta la resolución de escaneado en la detección.

En las **Tablas 5.1** a la **5.5** se muestran los resultados en cuanto a rangos de variación de los distintos grupos de microcalcificaciones de cada una de las cinco imágenes. En algunas de las imágenes no se han detectado todos los grupos y microcalcificaciones que se recogen en el croquis del fantoma mostrado en la Figura 4.1 del capítulo 4, por lo que no figuran en las tablas.

Grupo visible	n° micro detecta	Tamaño (mm ²)	Fwhm (mm ²)	Contraste absoluto	Distancia (mm)	SNR (dB)
10	6	0.124-0.094	0.088-0.070	22.1-15.4	4.142-3.690	26.9-21.3
9	6	0.096-0.060	0.079-0.046	20.6-15.3	4.300-3.216	28.0-23.0
8	6	0.074-0.032	0.050-0.022	20.6-14.1	3.947-3.585	30.1-22.7
13	5	0.076-0.042	0.095-0.047	18.5-13.0	4.146-3.418	31.1-24.6

Tabla 5.1: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 1*.

Grupo visible	n° micro detecta	Tamaño (mm ²)	Fwhm (mm ²)	Contraste absoluto	Distancia (mm)	SNR (dB)
10	6	0.126-0.087	0.097-0.073	21.9-15.0	4.145-3.701	26.2-21.2
9	6	0.093-0.059	0.075-0.043	20.3-15.5	4.308-3.201	27.3-23.2
8	6	0.069-0.034	0.049-0.027	21.1-13.5	3.946-3.593	28.5-22.4
13	5	0.080-0.041	0.083-0.045	18.1-13.2	4.152-3.409	30.1-24.3

Tabla 5.2: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 2*.

Grupo visible	n° micro detecta	Tamaño (mm ²)	Fwhm (mm ²)	Contraste absoluto	Distancia (mm)	SNR (dB)
10	6	0.123-0.064	0.109-0.078	19.0-12.7	4.128-3.677	28.6-23.2
9	6	0.072-0.040	0.078-0.042	18.3-12.1	4.257-3.178	31.3-27.5
8	6	0.062-0.016	0.059-0.030	17.7-12.4	3.911-3.561	31.5-25.5
13	3	0.073-0.055	0.071-0.052	16.0-11.4	3.671-3.352	27.9-25.3

Tabla 5.3: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 3*.

Grupo visible	n° micro detecta	Tamaño (mm ²)	Fwhm (mm ²)	Contraste absoluto	Distancia (mm)	SNR (dB)
10	6	0.159-0.089	0.089-0.055	16.9-11.7	4.102-3.609	23.3-17.4
9	6	0.081-0.058	0.067-0.057	18.6-11.0	4.243-3.215	25.3-22.7
8	6	0.069-0.027	0.061-0.030	15.4-10.9	3.924-3.589	25.8-20.1
13	4	0.086-0.045	0.073-0.046	12.7-8.6	3.747-3.399	26.1-22.0

Tabla 5.4: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 4*.

Grupo visible	n° micro. detecta	Tamaño (mm ²)	Fwhm (mm ²)	Contraste absoluto	Distancia (mm)	SNR (dB)
10	6	0.154-0.116	0.081-0.059	33.0-20.9	4.176-3.694	29.3-22.7
9	6	0.101-0.074	0.067-0.040	30.3-20.1	4.324-3.228	29.7-25.0
8	6	0.078-0.043	0.040-0.034	30.7-21.0	3.983-3.627	30.3-23.2
13	4	0.101-0.057	0.054-0.022	25.6-20.7	4.181-3.436	28.8-25.7
12	5	0.020-0.011	0.028-0.014	16.6-14.0	4.100-3.845	38.6-34.0

Tabla 5.5: Resultados de los parámetros más significativos que caracterizan los grupos de microcalcificaciones de la *Imagen 5*.

Como cabía esperar, realizar la digitalización a mayor resolución (1200 ppp en lugar de 600 ppp) permite la identificación de grupos de microcalcificaciones de menor tamaño. El grupo 12, que no es detectado al efectuar el escaneo a 600 ppp lo es, con facilidad al adquirir la imagen a 1200 ppp.

Otro aspecto importante es que el contraste aumenta cuando aumentamos la resolución, y el SNR es ligeramente mayor. Si asociamos el contraste a la variación con la densidad, el aumento del SNR habría que asociarlo a una disminución del ruido gaussiano en la imagen.

En la **Tabla 5.6** se recogen la media y la varianza del tamaño de cada grupo visible de microcalcificaciones de cada una de las imágenes escaneadas a 600 ppp para evaluar la validez del algoritmo en cuanto a la detección automática de las mismas.

Grupo 10	micro 1	micro 2	micro 3	micro 4	micro 5	micro 6
Media Tamaño	0.112	0.082	0.132	0.977	0.111	0.104
Varianza Tamaño	3.53E-5	1.81E-4	3.02E-4	7.48E-6	3.12E-5	5.67E-4
Grupo 9	micro 1	micro 2	micro 3	micro 4	micro 5	micro 6
Media Tamaño	0.075	0.075	0.075	0.055	0.065	0.068
Varianza Tamaño	2.35E-4	5.71E-4	2.08E-5	1.20E-4	3.50E-4	1.02E-4
Grupo 8	micro 1	micro 2	micro 3	micro 4	micro 5	micro 6
Media Tamaño	0.048	0.062	0.059	0.063	0.028	0.032
Varianza Tamaño	1.23E-4	1.23E-4	3.92E-5	1.18E-5	1.22E-4	1.23E-5
Grupo 13	micro 1	micro 2	micro 3	micro 4	micro 5	micro 6
Media Tamaño	0.048	0.044	0.061	0.073	---	0.059
Varianza Tamaño	6.49E-5	1.74E-5	9.48E-5	1.84E-4	---	1.32E-4

Tabla 5.6: Media y varianza del tamaño de cada grupo visible de microcalcificaciones de cada una de las imágenes. Imagen 1 a Imagen 4, escaneadas a 600 ppp.

El algoritmo, una vez detectada la microcalcificación la evalúa con claridad, parametrizándola de forma coherente, independientemente de su aspecto visual y de

cómo fue adquirida. La varianza tan reducida de las distintas microcalcificaciones analizadas, al menos hace pensar esto.

En la **Tabla 5.7**, se muestran los límites de resolución horizontal y vertical de las cinco imágenes aplicando el método automático basado en la aplicación de operadores morfológicos descrito en el capítulo 4, apartado 4.2.3. Los resultados obtenidos mediante el segundo método automático descrito en dicho apartado, son análogos. Dichos límites se comparan con los que resultan de la estimación cualitativa del perfil de resolución tal como el representado en la figura de dicho perfil del mismo capítulo.

Imágenes	Horizontal (pl/mm)	Vertical (pl/mm)	Estimación cualitativa	
			Horizontal (pl/mm)	Vertical (pl/mm)
<i>Imagen 1</i>	9	8	9	8
<i>Imagen 2</i>	10	7	10	8
<i>Imagen 3</i>	9	7	8	7
<i>Imagen 4</i>	8	7	8	7
<i>Imagen 5</i>	12	11	9	9

Tabla 5.7: Límites de la resolución horizontal y vertical de las imágenes.

En la **Tabla 5.8** se caracterizan las zonas de densidades ópticas de referencia, tejido graso y glandular del fantoma, mediante el valor de la relación señal ruido, SNR.

Imágenes	SNR_d (dB)	SNR_f (dB)	SNR_g (dB)
<i>Imagen 1</i>	26.21	25.65	28.09
<i>Imagen 2</i>	26.26	25.79	28.14
<i>Imagen 3</i>	25.83	25.17	27.36
<i>Imagen 4</i>	25.35	22.23	26.36
<i>Imagen 5</i>	30.25	30.03	31.56

Tabla 5.8: Relación señal ruido de las zonas de densidad óptica de referencia, SNR_d, tejido graso, SNR_f, y tejido glandular, SNR_g.

Se ha aplicado tests estadísticos a los valores de las Tablas 5.7 y 5.8, tales como el de correlaciones de Spearman y Pearson.

El coeficiente de Spearman entre la resolución horizontal automática y cualitativa es 0.73 y entre la resolución vertical automática y cualitativa es 0.85. Dichos valores cercanos a la unidad indican una correlación directa y mayor de la resolución vertical entre los valores obtenidos automáticamente y los obtenidos cualitativamente.

El coeficiente de Pearson entre el SNR_d and SNR_f es 0.93, entre SNR_d and SNR_g es 0.98 y entre SNR_f and SNR_g es 0.98. Estos valores indican una correlación muy estrecha entre las variables.

El análisis de los resultados de los valores de SNR confirman unos valores mayores de este parámetro en la imagen obtenida a 1200 ppp, debido a un mayor muestreo y uniformidad de los puntos.

5.1.3 Índice de calidad de imagen. Resultados

El cálculo de los parámetros de calidad de imagen IQI1 e IQI2 descritos en el capítulo 4, apartado 4.2.6; se aplica, de acuerdo a su definición, sobre el número de microcalcificaciones detectadas por grupo y la resolución de la imagen.

En coherencia con las tablas anteriores, en la **Tabla 5.9** se recoge el número de microcalcificaciones detectadas en cada grupo de microcalcificaciones y el diámetro más pequeño detectado en cada uno de los grupos, así como los límites de resolución horizontal y vertical, obtenidos para las cuatro imágenes del fantoma anteriores escaneadas a 600 ppp.

		<i>Imagen 1</i>	<i>Imagen 2</i>	<i>Imagen 3</i>	<i>Imagen 4</i>
Grupo 10	Micro. detectadas	6	6	6	6
	Diámetro (mm)	0.360	0.345	0.291	0.340
Grupo 9	Micro. detectadas	6	6	6	6
	Diámetro (mm)	0.282	0.276	0.227	0.279
Grupo 8	Micro. detectadas	6	6	5	6
	Diámetro (mm)	0.211	0.214	0.214	0.189
Grupo 13	Micro. detectadas	5	5	3	4
	Diámetro (mm)	0.233	0.238	0.283	0.259
Grupo 12	Micro. detectadas	---	---	---	---
	Diámetro (mm)	---	---	---	---

		<i>Imagen 1</i>	<i>Imagen 2</i>	<i>Imagen 3</i>	<i>Imagen 4</i>
Grupo 11	Micro. detectadas	---	---	---	---
	Diámetro (mm)	---	---	---	---
Resolución	Horizontal (pl/mm)	9	10	9	8
	Vertical (pl/mm)	8	7	7	7

Tabla 5.9: Número de microcalcificaciones detectadas por grupos, diámetros y resolución para cuatro imágenes del fantoma.

El cálculo del índice de calidad se ha aplicado a 4 Imágenes obtenidas con distintos parámetros técnicos, pero escaneadas en las mismas condiciones; en especial a la misma resolución, a 600 ppp. Con ello se pretende obtener y verificar la variabilidad de los IQIs, puesto que la misma sería atribuible solo a cambios en la “aparición” de las imágenes.

A partir de los resultados mostrados en la tabla 5.9, se han obtenido los parámetros IQI1 e IQI2 de acuerdo con los métodos presentados en el apartado 4.2.6 cuyos valores se muestran en la **Tabla 5.10**.

	<i>Imagen 1</i>	<i>Imagen 2</i>	<i>Imagen 3</i>	<i>Imagen 4</i>
IQI1	10	11	9	8
IQI2	0.211	0.214	0.214	0.189

Tabla 5.10: Valores del IQI1 y del IQI2 de las cuatro imágenes del fantoma escaneadas a 600 ppp.

Tal como se observa de los resultados obtenidos, tanto el IQIs1 como el IQIs2 son sensibles a las condiciones en las que se obtienen las imágenes mamográficas.

Se puede observar, sin embargo, que aunque la tendencia de ambos índices es muy similar, el IQI1 es diferente para todas las imágenes (es capaz de establecer diferencias entre las imágenes) mientras que el IQI2 presenta el mismo valor para imágenes diferentes. La razón podríamos buscarla en la limitación del IQI2, que aunque lo hace de forma cuantitativa en su definición tan solo interviene un parámetro: el diámetro de la microcalcificación menor detectada. Este parámetro está influido por la combinación de la resolución y el contraste de la imagen.

5.1.4 Precisión de las medidas. Resultados

Para hacer una estimación de la precisión de las medidas al aplicar los algoritmos de caracterización automática se han analizado tres imágenes en idénticas condiciones de funcionamiento del equipo, de 28 kV y 50 mAs y procesadas en las mismas condiciones (el mismo chasis, proceso de revelado y estado de la procesadora). Las tres imágenes se han escaneado a 1200 ppp.

Los parámetros que caracterizan cada objeto de test del fantoma son los que se explicaron en el capítulo 4, en el apartado 4.

Para las tres imágenes indicadas, en la **Tabla 5.11** se muestran los resultados obtenidos del grupo 10 de microcalcificaciones promediando los valores de las seis microcalcificaciones que integran el grupo. En las **Tablas 5.12** y **5.13** se recogen los valores de los estimadores de la zona de resolución horizontal y vertical respectivamente. En la **Tabla 5.14** se presentan los valores de los parámetros de las zonas de densidades de referencia, glandular y grasa. En la **Tabla 5.15** los resultados

de las tres primeras masas de la fila de espesor 4.5 mm, de la zona de sensibilidad de bajo contraste.

Imágenes	Area (mm ²)	Fwhm (mm ²)	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
<i>28kv50mAsa</i>	0.095	0.067	0.316	0.393	0.354	20.82	20.12	26.34
<i>28kv50mAsb</i>	0.092	0.072	0.309	0.390	0.349	19.96	19.43	27.84
<i>28kv50mAsc</i>	0.101	0.071	0.334	0.393	0.363	20.23	19.53	26.66

Tabla 5.11: Resultados del grupo 10 de microcalcificaciones.

Imágenes	Límite resolución	Nivel medio	Nivel medio-mediafondo	(Nivel medio-mediafondo)/mediafondo (%)	Fondo	
					Desviación Típica	Media
<i>28kv50mAsa</i>	12	154.00	65.28	73.59	2.53	88.72
<i>28kv50mAsb</i>	12	153.50	66.77	76.98	2.54	86.73
<i>28kv50mAsc</i>	12	153.75	65.56	74.34	2.11	88.19

Tabla 5.12: Resultados de la zona de resolución horizontal.

Imágenes	Límite resolución	Nivel medio	Nivel medio-mediofondo	Fondo		
				(Nivel medio-mediofondo)/ mediofondo (%)	Desviación típica	Media
<i>28kv50m.Asa</i>	10	153.50	60.30	64.70	4.10	93.19
<i>28kv50m.Asb</i>	10	153.20	60.53	65.32	4.35	92.67
<i>28kv50m.Asc</i>	10	153.00	59.19	63.10	4.20	93.80

Tabla 5.13: Resultados de la zona de resolución vertical.

Imágenes	SNR _g (dB)	Ca	Cr (%)	Media gland	SNR _r (dB)	Ca	Cr (%)	Media grasa	SNR _d (dB)	Media Refe
<i>28kv50m.Asa</i>	29.02	25.28	28.81	113.03	25.08	21.13	24.08	66.62	26.04	87.75
<i>28kv50m.Asb</i>	28.57	25.39	29.20	112.37	24.32	22.44	25.80	64.53	25.83	86.97
<i>28kv50m.Asc</i>	29.11	24.17	26.92	113.94	25.43	21.24	23.66	68.54	26.55	89.78

Tabla 5.14: Resultados de la zona de densidades.

Los valores asignados por los algoritmos utilizados en la caracterización de los diferentes elementos de test analizados pueden asimilarse al mismo, en las tres imágenes consideradas.

Imágenes	Masa1				Masa2				Masa3			
	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
288x50m.45a	4.71	3.44	4.26	26.03	4.29	3.49	4.31	26.34	3.81	3.39	4.12	26.54
288x50m.45b	4.67	3.59	4.45	25.95	4.17	3.68	4.54	26.32	3.67	3.86	4.74	26.55
288x50m.45c	4.70	3.28	3.86	26.85	4.19	3.68	4.32	27.06	3.80	3.02	3.56	27.09

Tabla 5.15. Resultados de la zona de masas.

5.1.5 Funcionamiento del equipo mamográfico: resultados

Una vez comprobado que los algoritmos descritos sirven para caracterizar adecuadamente los distintos objetos del fantoma, con el fin de obtener conclusiones respecto al funcionamiento del equipo mamográfico se han aplicado los algoritmos a imágenes de placas radiográficas obtenidas en distintas condiciones clínicas de funcionamiento de kV y mAs de un mismo equipo mamográfico, con expositometría automática y escaneadas a 1200 ppp.

En las **Tablas 5.16, 5.17, 5.18, 5.19, 5.20 y 5.21** se muestran los resultados de los parámetros descritos en el apartado 4.2.2 del capítulo 4 para las seis microcalcificaciones del grupo 10. En la **Tabla 5.22** se recogen los resultados promedio de las seis microcalcificaciones para el grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 1

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
23kv136mAs	0.340	0.437	0.388	0.627	16.16	9.55	28.38
26kv65mAs	0.303	0.428	0.365	0.706	21.54	15.08	25.12
28kv42mAs	0.324	0.432	0.378	0.661	23.91	18.34	23.23
30kv30mAs	0.319	0.400	0.359	0.605	28.23	24.75	21.94
33kv20mAs	0.216	0.408	0.312	0.848	26.28	31.11	18.52

Tabla 5.16: Resultados de la microcalcificación 1 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 2

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
23kv136mAs	0.236	0.373	0.304	0.774	19.79	11.73	27.92
26kv65mAs	0.236	0.404	0.320	0.813	25.59	18.15	24.25
28kv42mAs	0.267	0.430	0.348	0.785	25.86	19.99	22.79
30kv30mAs	0.259	0.405	0.332	0.769	26.84	23.86	21.45
33kv20mAs	0.308	0.315	0.312	0.210	29.28	35.43	18.03

Tabla 5.17: Resultados de la microcalcificación 2 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 3

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.285	0.434	0.359	0.755	20.10	11.9	28.18
26kv65mAs	0.283	0.443	0.363	0.768	25.71	17.2	23.91
28kv42mAs	0.278	0.446	0.362	0.782	32.72	24.6	21.97
30kv30mAs	0.271	0.455	0.363	0.803	32.76	28.1	21.05
33kv20mAs	0.301	0.488	0.394	0.786	33.93	39.4	17.59

Tabla 5.18: Resultados de la microcalcificación 3 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 4

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.271	0.367	0.319	0.674	15.92	9.37	29.18
26kv65mAs	0.312	0.355	0.333	0.474	19.96	13.93	25.60
28kv42mAs	0.304	0.410	0.357	0.672	20.88	15.84	23.88
30kv30mAs	0.192	0.310	0.251	0.786	20.29	17.44	21.46
33kv20mAs	0.191	0.451	0.321	0.906	25.28	29.64	19.09

Tabla 5.19: Resultados de la microcalcificación 4 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 5

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.327	0.363	0.345	0.434	20.51	12.11	27.99
26kv65mAs	0.338	0.389	0.363	0.498	24.16	17.04	25.09
28kv42mAs	0.341	0.402	0.372	0.530	30.46	23.36	22.63
30kv30mAs	0.347	0.386	0.367	0.437	28.06	24.54	21.85
33kv20mAs	0.342	0.404	0.373	0.532	27.92	32.82	19.31

Tabla 5.20: Resultados de la microcalcificación 5 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 6

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.249	0.444	0.346	0.828	15.22	8.91	28.77
26kv65mAs	0.245	0.400	0.323	0.790	21.43	14.94	24.88
28kv42mAs	0.205	0.447	0.326	0.888	24.84	18.64	23.55
30kv30mAs	0.283	0.322	0.303	0.474	24.40	20.98	21.80
33kv20mAs	0.1945	0.3135	0.2540	0.7843	22.58	25.83	17.41

Tabla 5.21: Resultados de la microcalcificación 6 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Grupo 10

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.285	0.403	0.344	0.682	17.95	10.58	28.40
26kv65mAs	0.286	0.403	0.345	0.675	23.07	16.16	24.81
28kv42mAs	0.286	0.428	0.357	0.719	26.45	20.17	23.01
30kv30mAs	0.277	0.379	0.329	0.646	26.77	23.28	21.59
33kv20mAs	0.259	0.396	0.327	0.678	27.54	32.33	18.33

Tabla 5.22: Resultados del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones, cuyos valores han sido calculados como promedio de los valores de todas las microcalcificaciones.

Tal como se observa de los resultados obtenidos al aumentar kv, aumenta el contraste y disminuye la relación señal ruido, además a mayor kilovoltaje el diámetro detectado es menor.

Se constata, a la vista de los resultados expuestos que, así como los parámetros geométricos (eje mayor, eje menor y diámetro) no muestran una tendencia clara y presentan una notable dispersión (probablemente por el proceso de fabricación del fantoma: microcalcificaciones irregulares), parámetros como el contraste (tanto absoluto como relativo) o la relación señal ruido (SNR), presentan una notable progresión, coherente en todas las imágenes de las microcalcificaciones analizadas que se muestra más consistente al considerar el conjunto de las microcalcificaciones del grupo (**Tabla 5.22**).

En las **Tablas 5.23** y **5.24** se muestran los resultados obtenidos en la zona de resolución horizontal y vertical.

Imágenes	Limite resolución	Nivel medio	Nivel medio-Media fondo	(Nivel medio-media fondo)/media fondo (%)	Fondo	
					Desviación típica	Media
<i>23kv136mAs</i>	12	202.18	40.57	25.10	2.91	161.61
<i>26kv65mAs</i>	12	187.20	58.50	45.45	3.67	128.69
<i>28kv42mAs</i>	13	176.82	63.71	56.33	3.68	113.10
<i>30kv30mAs</i>	13	167.75	69.43	70.62	3.79	98.32
<i>33kv20mAs</i>	13	166.00	99.69	150.34	4.71	66.31

Tabla 5.23: Resultados de la zona de resolución horizontal.

Imágenes	Limite resolución	Nivel medio	Nivel medio-Media fondo	(Nivel medio-media fondo)/media fondo (%)	Fondo	
					Desviación típica	Media
<i>23kv136mAs</i>	11	202.20	38.43	23.46	3.16	163.77
<i>26kv65mAs</i>	11	189.45	56.65	42.65	3.83	132.80
<i>28kv42mAs</i>	12	180.00	61.58	52.00	5.09	118.42
<i>30kv30mAs</i>	12	170.00	68.04	66.73	3.92	101.96
<i>33kv20mAs</i>	12	142.50	72.69	104.12	4.71	69.81

Tabla 5.24: Resultados de la zona de resolución vertical.

Los valores de resolución asociadas a las imágenes obtenidas a mayor kVp son superiores a las generadas a menor tensión. El límite de resolución detectado es, igualmente, mayor para la zona de resolución horizontal que para la vertical, de acuerdo con la asimetría del foco de rayos X, mayor en la dirección ánodo-catodo que en la normal.

	<i>23kv136mAs</i>	<i>26kv65mAs</i>	<i>28kv42mAs</i>	<i>30kv30mAs</i>	<i>33kv20mAs</i>
Amplitud Grupo5	93.18	93.04	99.02	102.04	110.98
Amplitud Grupo6	73.46	78.19	79.42	78.33	91.38
Amplitud Grupo7	61.04	64.34	68.95	70.31	76.75
Amplitud Grupo8	54.64	55.69	57.39	57.04	65.19
Amplitud Grupo9	51.09	49.07	50.54	51.02	57.19

	23kv136mAs	26kv65mAs	28kv42mAs	30kv30mAs	33kv20mAs
Amplitud Grupo10	49.76	48.84	48.5615	51.31	52.54
Amplitud Grupo11	45.57	44.73	46.28	46.27	50.85
Amplitud Grupo12	42.11	40.57	39.98	40.56	40.70
Amplitud Grupo13	26.50	28.01	33.79	30.39	26.39
Amplitud Grupo14	18.17	20.41	24.41	24.96	22.37
Amplitud Grupo15	12.80	13.37	14.17	15.43	13.09
Amplitud Grupo16	7.27	8.50	8.70	7.93	10.39
Amplitud Grupo17	7.15	7.40	7.00	6.18	6.19
Amplitud Grupo18	8.76	6.19	7.77	5.42	6.42
Amplitud Grupo19	4.85	1.93	9.06	4.99	1.38
Amplitud Grupo20	6.15	2.93	8.38	3.50	3.19

Tabla 5.25: Amplitudes de los grupos para la zona de resolución horizontal.

En la **Figura 5.26** se presentan los resultados de la zona de densidades de referencia, glandular y grasa.

Imágenes	SNR _e (dB)	Ca gland	Cr Gland %	Media Gland	SNR _e (dB)	Ca grasa	Cr grasa %	Media grasa	SNR _e (dB)	Media refe
23kv-136m.As	28.64	17.08	10.49	179.80	23.85	18.98	11.66	143.74	26.37	162.72
26kv-65m.As	25.39	24.53	18.82	154.89	20.51	25.94	19.89	104.42	22.37	130.36
28kv-42m.As	22.99	24.93	21.42	141.29	18.68	29.10	25.00	87.26	20.51	116.36
30kv-30m.As	21.91	26.49	26.74	125.56	18.84	24.48	24.71	74.59	19.65	99.07
33kv-20m.As	18.96	25.48	36.39	94.48	15.55	20.91	30.30	48.09	16.74	69.00

Tabla 5.26: Resultados de la zona de densidades de referencia, glandular y grasa.

En la **Figura 5.1** hay una representación gráfica de los valores de gris de las zonas de densidad de referencia, glandular y graso para las cinco imágenes. La representación gráfica de la **Figura 5.2** muestra el valor del SNR del tejido de referencia, glandular y graso para las cinco imágenes. En la **Figura 5.3** se muestra el ratio del valor de gris medio entre el tejido glandular y el graso.

En la **Tabla 5.27** están los resultados de las tres primeras masas de la fila de espesor 4.5 mm, de la zona de bajo contraste y en la **Tabla 5.28** los de las tres primeras masas de espesor 3.0 mm, en las que se refleja que los contrastes aumentan conforme el kilovoltaje se incrementa.

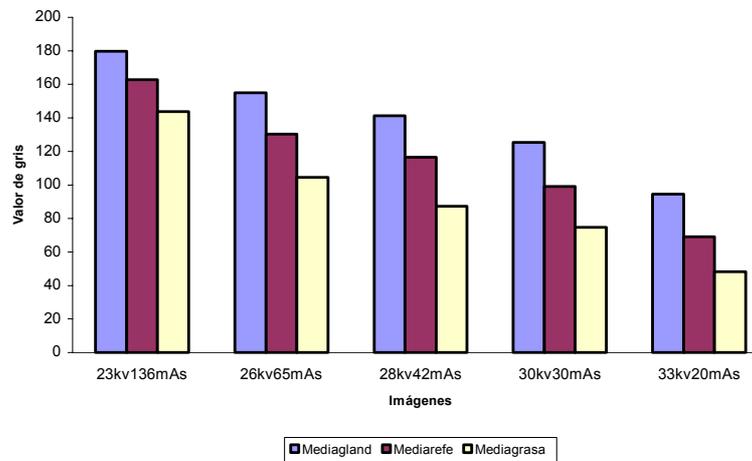


Figura 5.1: Gráfico del valor medio de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

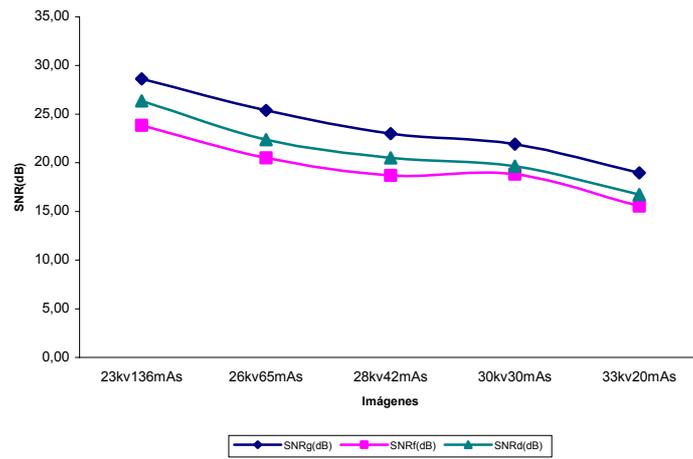


Figura 5.2: Gráfico del SNR de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

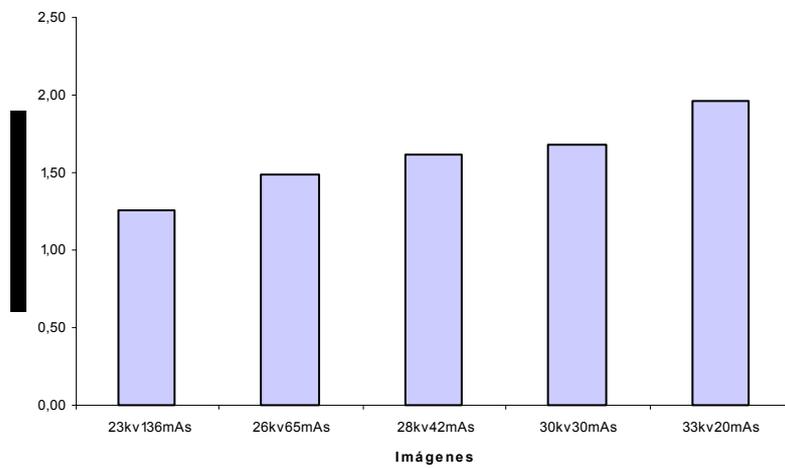


Figura 5.3: Gráfico del ratio glandular/grasa de las zonas de tejido glandular y grasa de las distintas imágenes

Imágenes	Masa1					Masa2					Masa3				
	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)		Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)		Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	
23kv136mAs	4.76	3.37	2.13	26.16		4.29	3.24	2.04	26.11		3.75	2.92	1.84	26.12	
26kv65mAs	4.68	3.56	2.89	22.04		4.19	3.89	3.14	22.14		3.68	3.99	3.21	22.09	
28kv42mAs	4.55	3.89	3.62	20.17		4.09	3.96	3.68	20.12		3.76	4.18	3.87	20.09	
30kv30mAs	4.68	3.45	3.76	19.60		4.12	3.82	4.14	19.43		3.66	3.65	3.93	19.52	
33kv20mAs	4.73	2.76	4.47	16.35		4.24	3.24	5.27	16.29		3.66	3.32	4.48	16.42	

Tabla 5.27: Resultados de la zona de masas, de espesor 4.5 mm de la zona de bajo contraste.

Imágenes	Masa21					Masa2					Masa3					
	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
23kv136mA _s	4.42	2.63	1.68	25.73	3.95	2.22	1.40	25.81	3.45	2.09	1.31	25.76				
26kv65mA _s	4.74	3.97	3.32	21.55	4.11	2.99	2.42	21.99	3.56	3.06	2.46	21.92				
28kv42mA _s	4.73	2.37	2.21	19.82	4.03	2.66	2.45	20.06	3.62	3.91	3.61	20.28				
30kv30mA _s	4.51	3.69	3.99	19.31	3.85	1.88	2.01	18.92	3.64	1.66	1.77	19.12				
33kv20mA _s	4.36	3.70	5.91	16.51	4.04	3.07	4.89	16.17	3.68	2.89	4.55	16.49				

Tabla 5.28: Resultados de la zona de masas 2 hilera, de espesor 3.0 mm de la zona de bajo contraste.

5.2 Resultados obtenidos en Instalación de Mamografía de Radiografía Computerizada

5.2.1 Introducción

Los algoritmos aplicados en esta sección para la caracterización de los objetos de test del fantoma mamográfico, son los mismos que en la sección 5.1, para un equipo de radiología convencional. Se han aplicado a varias imágenes del fantoma obtenidas con el mismo equipo mamográfico. La programación de dichos algoritmos tal como se comentó anteriormente, se ha llevado a cabo con el software Matlab versión 6.5 [26].

Los métodos desarrollados se aplican a imágenes digitales del fantoma obtenidas en distintas condiciones clínicas de funcionamiento de kV y mAs del equipo mamográfico de radiografía computerizada, para evaluar la eficacia de los algoritmos en cuanto a la evaluación de los objetos de test presentes en el fantoma. Las condiciones de adquisición en cuanto a kV y mAs son lo más parecido posible a las del equipo analógico. Las imágenes se han adquirido a 16 bits y con una resolución de 508 ppp, en formato dicom que es el formato más extendido en radiografía médica para la adquisición y transmisión de imagen. Estas imágenes se han convertido a 8 bits, para poderlas estudiar y analizar en las mismas condiciones de niveles de gris que las imágenes obtenidas en el equipo analógico.

Al igual que para las imágenes del mamógrafo analógico, en las imágenes del mamógrafo de radiografía computerizada se estudia la zona de microcalcificaciones,

la zona de resolución horizontal y vertical, la zona de densidades del tejido de referencia, glandular y graso, y las a zona de bajo contraste obteniendo los parámetros que se han explicado en el capítulo 4. Una vez comprobado que el algoritmo funciona correctamente, se pretende establecer un estudio de las imágenes adquiridas en las mismas condiciones de funcionamiento por el mamógrafo analógico de pantalla-película y por el mamógrafo de radiografía computerizada.

5.2.2 Funcionamiento del equipo mamográfico. Resultados

Una vez comprobado que los algoritmos descritos sirven para caracterizar adecuadamente los distintos objetos del fantoma, con el fin de obtener conclusiones respecto al funcionamiento del equipo mamográfico se han aplicado los algoritmos a imágenes de placas radiográficas obtenidas en distintas condiciones clínicas de funcionamiento de kV y mAs de un mismo equipo mamográfico, con expositometría automática.

En las **Tablas 5.29, 5.30, 5.31, 5.32, 5.33 y 5.34** se muestran los resultados de los parámetros descritos en el capítulo 4 para las seis microcalcificaciones del grupo 10. En la **Tabla 5.35** se recogen los resultados promedio de las seis microcalcificaciones para el grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 1

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
23kv136mAs	0.392	0.507	0.449	0.634	26.35	28.17	22.00
26kv70mAs	0.372	0.458	0.415	0.583	24.24	24.78	24.68
28kv40mAs	0.369	0.390	0.379	0.322	23.83	23.44	25.59
30kv30mAs	0.327	0.449	0.388	0.685	24.64	25.23	25.97
33kv20mAs	0.293	0.364	0.328	0.593	22.99	22.01	25.04

Tabla 5.29: Resultados de la microcalcificación 1 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 2

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
23kv136mAs	0.379	0.435	0.407	0.489	26.79	28.67	23.02
26kv70mAs	0.354	0.523	0.438	0.736	25.40	26.14	23.66
28kv40mAs	0.302	0.426	0.364	0.706	26.26	25.64	24.03
30kv30mAs	0.337	0.390	0.363	0.506	24.96	25.43	24.96
33kv20mAs	0.348	0.408	0.378	0.522	25.06	24.03	23.72

Tabla 5.30: Resultados de la microcalcificación 2 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 3

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.373	0.477	0.425	0.622	32.20	34.37	22.40
26kv70mAs	0.364	0.441	0.403	0.563	27.48	28.34	23.57
28kv40mAs	0.349	0.541	0.445	0.763	27.76	27.48	22.04
30kv30mAs	0.369	0.495	0.432	0.665	25.99	26.64	22.94
33kv20mAs	0.359	0.455	0.407	0.616	26.94	25.91	26.58

Tabla 5.31: Resultados de la microcalcificación 3 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 4

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.354	0.484	0.419	0.683	24.41	25.94	25.22
26kv70mAs	0.328	0.384	0.356	0.518	20.21	20.51	26.25
28kv40mAs	0.336	0.460	0.398	0.685	21.77	21.19	27.22
30kv30mAs	0.383	0.413	0.398	0.378	21.47	21.97	25.81
33kv20mAs	0.255	0.339	0.297	0.659	19.41	18.48	27.27

Tabla 5.32: Resultados de la microcalcificación 4 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 5

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.369	0.466	0.418	0.609	29.76	31.76	22.36
26kv70mAs	0.394	0.446	0.420	0.469	26.49	27.21	22.40
28kv40mAs	0.369	0.455	0.412	0.586	26.18	25.72	24.42
30kv30mAs	0.365	0.425	0.395	0.512	25.68	26.27	24.54
33kv20mAs	0.319	0.388	0.354	0.568	25.41	24.22	27.02

Tabla 5.33: Resultados de la microcalcificación 5 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Microcalcificación 6

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.414	0.441	0.427	0.344	20.77	22.09	25.27
26kv70mAs	0.304	0.455	0.379	0.744	22.57	23.53	26.34
28kv40mAs	0.339	0.396	0.367	0.519	19.25	18.83	26.34
30kv30mAs	0.209	0.238	0.224	0.475	19.83	19.88	28.79
33kv20mAs	0.231	0.231	0.231	0.000	21.80	20.23	28.23

Tabla 5.34: Resultados de la microcalcificación 6 del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones.

Grupo 10

Imágenes	E.menor (mm)	E.mayor (mm)	Diámetro (mm)	Excentric.	Ca	Cr	SNR (dB)
23kv136mAs	0.380	0.468	0.424	0.563	26.71	28.50	23.38
26kv70mAs	0.353	0.451	0.402	0.602	24.40	25.09	24.48
28kv40mAs	0.344	0.445	0.395	0.470	24.17	23.72	24.94
30kv30mAs	0.332	0.402	0.367	0.537	23.76	24.24	25.50
33kv20mAs	0.301	0.364	0.332	0.493	23.60	22.48	26.31

Tabla 5.35: Resultados del grupo 10 de la zona de microcalcificaciones, cuyos valores han sido calculados como promedio de los valores de todas las microcalcificaciones.

Se constata, a la vista de los resultados expuestos que, así como los parámetros geométricos (eje mayor, eje menor y diámetro) no muestran una tendencia clara y presentan una notable dispersión (probablemente por el proceso de fabricación del fantoma: microcalcificaciones irregulares), parámetros como el contraste (tanto absoluto como relativo) o la relación señal ruido (SNR), presentan una notable progresión, coherente en todas las imágenes de las microcalcificaciones analizadas, que se muestra más consistente al considerar el conjunto de las microcalcificaciones del grupo (tabla 5.35). Es interesante que en digital se observa que valores de contraste relativo mayores se consiguen con kilovoltajes menores, a diferencia del analógico en el que contrastes relativos mayores se conseguían con kilovolatajes mayores, lo que implica más dosis.

En las **Tablas 5.36 y 5.37** se muestran los resultados obtenidos en la zona de resolución horizontal y vertical.

Imágenes	Limite resolución	Nivel medio	Nivel medio-Media fondo	(Nivel medio-media fondo)/media fondo (%)	Fondo	
					Desviación típica	Media
<i>23kv136mAs</i>	7	174.32	82.71	90.28	2.01	91.61
<i>26kv70mAs</i>	8	172.94	76.30	78.95	2.98	96.64
<i>28kv40mAs</i>	8	171.69	72.17	72.52	3.02	99.52
<i>30kv30mAs</i>	8	167.39	74.37	79.95	3.59	93.02
<i>33kv20mAs</i>	8	169.26	72.57	75.05	4.21	96.69

Tabla 5.36: Resultados de la zona de resolución horizontal.

Imágenes	Limite resolución	Nivel medio	Nivel medio-Media fondo	(Nivel medio-media fondo)/media fondo (%)	Fondo	
					Desviación típica	Media
<i>23kv136mAs</i>	7	175.02	83.11	90.42	2.52	91.91
<i>26kv70mAs</i>	7	173.42	76.43	78.80	3.15	96.99
<i>28kv40mAs</i>	7	172.56	72.60	72.63	3.45	99.96
<i>30kv30mAs</i>	7	168.23	74.58	79.64	3.89	93.65
<i>33kv20mAs</i>	7	170.21	73.27	75.58	4.56	96.94

Tabla 5.37: Resultados de la zona de resolución vertical.

Los valores de resolución asociadas a las imágenes obtenidas a mayor kVp son iguales o superiores a las generadas a menor tensión. El límite de resolución detectado es, igualmente, mayor para la zona de resolución horizontal que para la vertical, de acuerdo con la asimetría del foco de rayos X, mayor en la dirección ánodo-catodo que en la normal. El nivel medio y el fondo apenas varían con las condiciones del equipo, el contraste absoluto y el relativo son muy altos en relación a los resultados del analógico.

En la **Tabla 5.39** se presentan los resultados de la zona de densidades de referencia, glandular y grasa. Tal como se observa en dicha tabla los contrastes de la zona glandular son mayores que los de la zona grasa. Con relación a los resultados del analógico como éstas siempre son mayores, hay que ir a unas conclusiones de alto kilovoltaje en el analógico para obtener resultados similares. La relación señal-ruido SNR es prácticamente independiente de las condiciones del equipo.

Imágenes	SNR _r (dB)	Ca gland %	Cr Gland %	Media Gland	SNR _r (dB)	Ca grasa %	Cr grasa %	Media grasa	SNR _r (dB)	Media refe
23kv136mAs	26.12	31.54	34.85	122.04	21.66	20.53	22.68	69.97	23.51	90.50
26kv170mAs	26.72	28.88	29.65	126.28	22.79	21.53	22.11	75.87	24.56	97.39
28kv40mAs	26.39	27.33	27.29	127.50	22.93	18.99	18.96	81.18	24.21	100.17
30kv30mAs	25.81	26.54	28.38	120.06	22.01	19.05	20.37	74.47	23.72	93.52
33kv20mAs	26.01	27.85	28.60	125.26	22.63	15.49	15.90	81.91	23.72	97.40

Tabla 5.39: Resultados de la zona de densidades de referencia, glandular y grasa.

En la **Figura 5.4** hay una representación gráfica de los valores de gris de las zonas de densidad de referencia, glandular y graso para las cinco imágenes. La representación gráfica de la **Figura 5.5** muestra el valor del SNR del tejido de referencia, glandular y graso para las cinco imágenes. En la **Figura 5.6** se muestra el ratio de cociente de la media de gris del tejido glandular y graso.

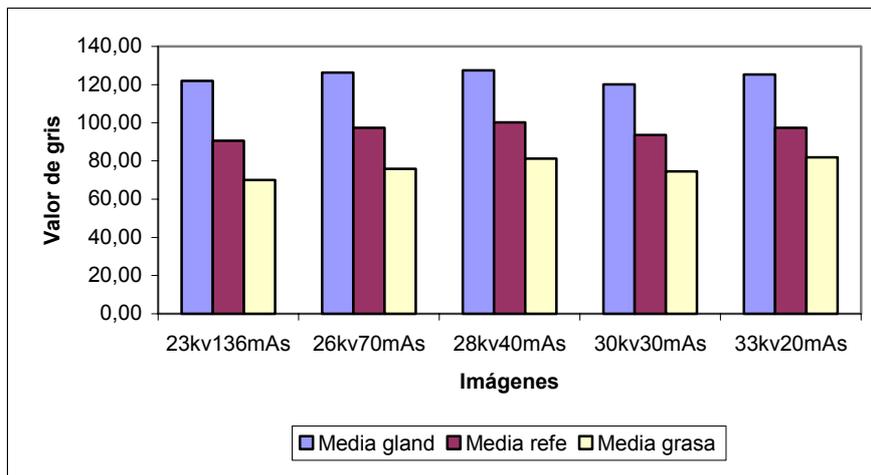


Figura 5.4: Gráfico del valor medio de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

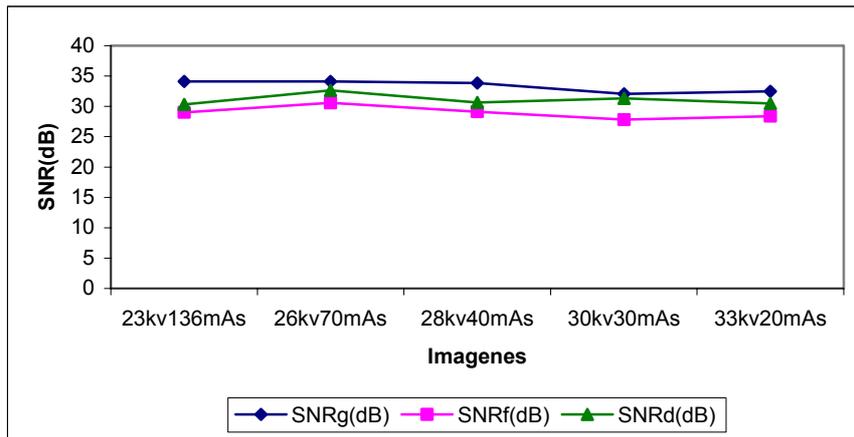


Figura 5.5: Gráfico del SNR de las zonas de tejido glandular, graso y de referencia para cada una de las distintas imágenes.

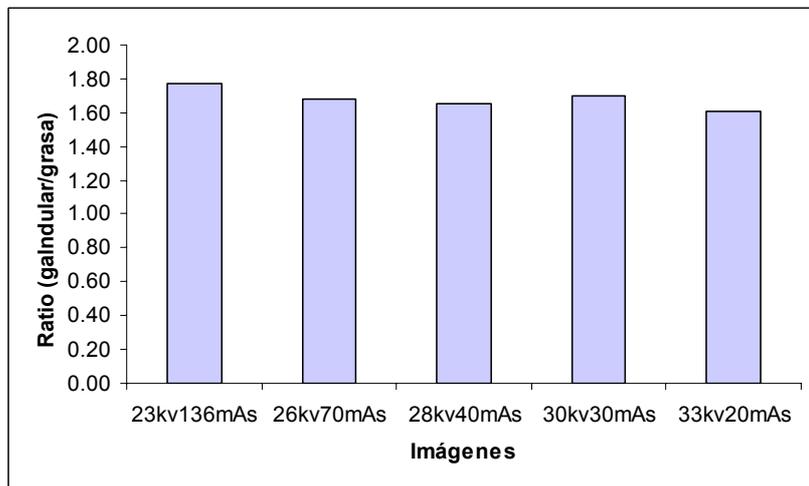


Figura 5.6: Gráfico del ratio glandular/grasa de las zonas de tejido glandular y grasa de las distintas imágenes.

En la **Tabla 5.27** están los resultados de las tres primeras masas de la fila de espesor 4.5 mm, de la zona de bajo contraste y en la **Tabla 5.28** las tres primeras masas de la fila de espesor 3.0 mm, de la zona de bajo contraste. En dichas tablas se observan las mismas conclusiones que para las zonas de referencia, los contrastes apenas dependen de las condiciones del equipo, son siempre mayores excepto en condiciones de alto kilovoltaje.

Imágenes	Masa1					Masa2					Masa3					
	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)
23kv136mAs	4.56	4.04	4.32	23.73	4.11	3.85	4.06	23.84	3.55	4.49	4.77	23.76				
26kv70mAs	4.65	4.07	4.22	24.79	4.18	4.45	4.54	24.61	3.71	4.34	4.46	24.50				
28kv40mAs	4.63	3.79	3.72	24.45	4.19	3.82	3.69	24.41	3.55	4.01	3.89	24.45				
30kv30mAs	4.66	4.18	4.47	23.58	4.19	3.12	3.25	23.72	3.59	3.22	3.34	23.78				
33kv20mAs	4.60	3.40	3.41	23.83	4.16	4.03	4.06	24.04	3.62	3.95	3.99	24.05				

Tabla 5.27: Resultados de la zona de masas, 1 hilera de espesor 4.5 mm de la zona de bajo contraste.

Imágenes	Masa 1					Masa 2					Masa 3				
	Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)		Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)		Diane (mm)	Ca	Cr (%)	SNR (dB)	
23kv136mAs	4.42	2.63	1.68	25.73		3.95	2.22	1.40	25.81		3.45	2.09	1.31	25.76	
26kv65mAs	4.74	3.97	3.32	21.55		4.11	2.99	2.42	21.99		3.56	3.06	2.46	21.92	
28kv42mAs	4.73	2.37	2.21	19.82		4.03	2.66	2.45	20.06		3.62	3.91	3.61	20.28	
30kv30mAs	4.51	3.69	3.99	19.31		3.85	1.88	2.01	18.92		3.64	1.66	1.77	19.12	
33kv20mAs	4.36	3.70	5.91	16.51		4.04	3.07	4.89	16.17		3.68	2.89	4.55	16.49	

Tabla 5.28: Resultados de la zona de masas 2 hilera, de espesor 3.0 mm de la zona de bajo contraste.

5.2.3 Resultados del fantoma CDMAM 3.4 ante distintas condiciones de funcionamiento del equipo.

Se han obtenido imágenes del fantoma CDMAM 3.4 en distintas condiciones de funcionamiento de kilovoltaje y carga para evaluar el índice de calidad de imagen, y obtener la curva contraste-detalle para evaluar la calidad de la imagen obtenida.

Actualmente, el fantoma CDMAM 3.4 es el equipo más empleado para caracterizar la calidad de la imagen en mamografía digital, utilizando el protocolo ya explicado en el capítulo 4. Aunque la información que se extrae es interesante, a todas luces es cualitativamente inferior a la que se puede extraer del fantoma CIRS 11A, SP01 junto con la metodología elaborada en la tesis.

A continuación se muestran las curvas contraste-detalle, en la que se recogen tanto la curva real y la ideal referida a la que obtendría si los objetos menores posibles se visualizasen. También se muestra el índice de calidad de imagen, obtenido por la fórmula descrita en el apartado 4.2.7.

Este fantoma es el que se está utilizando en los protocolos de referencia adaptado para los equipos digitales, de radiografía computerizada y de radiografía directa. Sin embargo con el se evalúa únicamente el contraste y tamaño de resolución. En la presente tesis se muestra como el fantoma modelo 11-A versión SP01, de CIRS permite evaluar más característica de la imagen obtenida, pues presenta más y variados objetos de test que analizan la calidad de la imagen.

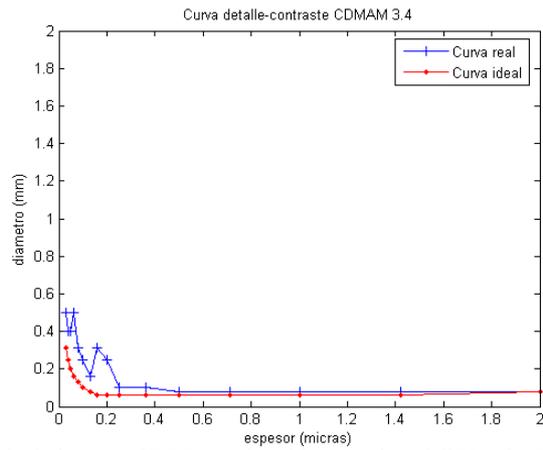


Figura 5.7: Análisis de imagen CDMAM obtenida a tensión: 26kVp, CAE:+0, carga: 20mAs:
 $IQF_{inv}=131.1301$

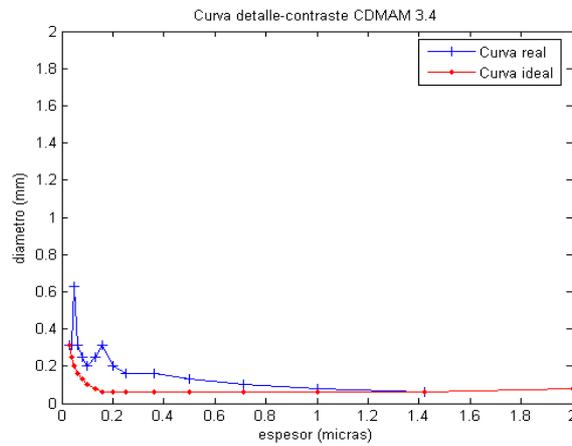


Figura 5.8: Análisis de imagen CDMAM obtenida a tensión: 28kVp, CAE:+0, carga: 12mAs,
 $IQF_{inv}=126.1511$

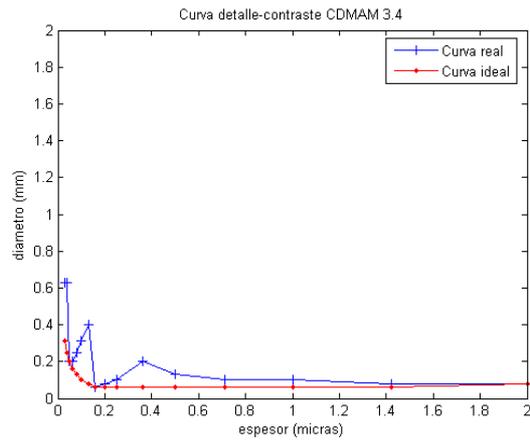


Figura 5.9: : Análisis de imagen CDMAM obtenida a tensión: 30kVp, CAE: +0, carga: 8mAs, $IQF_{inv} = 124.7972$

Tal como se observa de los resultados anteriores al aumentar el kV, se pierde contraste y con ello objetos de menor espesor y tamaño. El índice de calidad definido para este fantoma, el IQF_{inv} también disminuye.

Capítulo 6: Conclusiones

6. CONCLUSIONES

En este capítulo se presenta una síntesis del análisis de los resultados obtenidos en las experiencias realizadas y de la validez y aplicabilidad de los métodos empleados. En último lugar se apuntan las líneas de actuaciones futuras y que quedan abiertas para su desarrollo.

6.1 Discusión de los resultados

Tal como se observa en las Tablas 5.1 a la 5.5 del capítulo anterior los parámetros más significativos de cada microcalcificación y cada grupo visible varía ligeramente en las distintas imágenes. Esta afirmación se corrobora con la pequeña varianza del tamaño de las microcalcificaciones según muestra la Tabla 5.6, lo que confirma que el algoritmo desarrollado identifica claramente las microcalcificaciones.

Si en dichas tablas se compara los resultados de la Imagen 1, escaneada a 600 ppp, y la 5, escaneada a 1200 ppp, se puede asegurar que mejor resolución significa una SNR ligeramente mayor y menor tamaño de microcalcificación detectada. Como se puede comprobar, los resultados de la Imagen 5 en la Tabla 5.5 muestran que en este caso el grupo 12, uno de los más pequeños, se detecta. La detección de este grupo por un observador experto en circunstancias normales usando un negatoscopio no es muy evidente.

Los resultados de la Tabla 5.7 sobre la zona de resolución horizontal y vertical confirman la eficacia de los métodos automáticos desarrollados, siendo parecidos a los obtenidos mediante la estimación cualitativa, además de calcular dichos límites

de forma objetiva y por ello ser más fiables. Los valores del coeficiente de Spearman que se han obtenido indican la importante correlación que hay entre el método automático y la estimación cualitativa. Como se observa los pares de líneas por milímetro obtenidos pueden ser utilizados como una medida de la calidad de la imagen.

Los resultados mostrados en la Tabla 5.8 son muy coherentes, pues siempre el SNR del tejido glandular es ligeramente mayor que el de los tejidos de referencia y adiposo. Además se observa como cuando se escanea a mayor resolución, se obtiene ligero incremento en signal-to-noise ratio. Los valores del coeficiente de Pearson indican la fuerte relación entre los valores del SNR de los diferentes tejidos.

Además, se puede comprobar que la resolución vertical y horizontal de las imágenes obtenidas siguiendo el método automático, es coherente con la MTF del escáner, explicada en el apartado 4.1.4 del capítulo 4, porque aunque la MTF de la resolución óptica del escáner de 1200 ppp es muy elevada, sólo es posible detectar una resolución en torno a 12 pl/mm debido a que la atenuación de los rayos X en el fantoma reduce la resolución de los pares de líneas.

La conclusión principal con respecto al índice de calidad de imagen, es que ambos índices IQI1 e IQI2 pueden utilizarse para determinar la calidad de la imagen de un fantoma mamográfico de forma correcta, tal como indica la Tabla 5.10. Tal como se comentó en el capítulo 4, apartado 4.2.6, el IQI1 es un parámetro cuya definición es más completa en cuanto a objetos de test del fantoma considerados para su cálculo. El IQI2 es un índice más rápido de calcular pero no por ello menos consistente, aunque sólo mide el diámetro más pequeño que el algoritmo detecta. Ambos índices no parecen, sin embargo, suficientes por si solos, para determinar la

“mayor” calidad de una imagen frente a otra. Podemos asumir, sin embargo, que si dos imágenes diferentes proporcionan el mismo IQI1 y IQI2 se trate de imágenes semejantes.

La puntuación del IQI obtenida para las imágenes no es muy alta porque están escaneadas a 600ppp lo que reduce el peso de la zona de resolución, que tiene bastante influencia en el cálculo del IQI1. Por ello se recomienda usar una resolución de 1200 ppp para que los resultados de la evaluación automática sean más parecidos a los que daría un radiólogo viendo la placa.

Una vez demostrado que los métodos desarrollados en este trabajo son válidos para caracterizar automáticamente de forma adecuada las distintas zonas del fantoma mamográfico, se evalúa la posible dispersión en las medidas que pueda haber en la precisión de los algoritmos.

Para ello analizamos los resultados obtenidos en las tres imágenes adquiridas en idénticas condiciones de funcionamiento del equipo. Los resultados mostrados en las Tablas 5.11 a 5.15 en cuanto al grupo 10 de microcalcificaciones, zona de resolución horizontal y vertical, zona de densidades de referencia, glandular y grasa, y las tres primeras masas tumorales muestran que los valores son prácticamente idénticos, con muy poca dispersión. Hay que considerar que esta reducida dispersión es producida por las variaciones de todo el sistema de adquisición: generación de imagen, procesado, digitalización y por último aplicación del algoritmo. Los resultados permiten demostrar que el método es capaz de identificar la ausencia de variaciones de una imagen ante otra similar; esto es, confirmar la constancia de la cadena radiográfica.

Los resultados mostrados en las Tablas 5.16 a 5.27 permiten obtener conclusiones respecto al funcionamiento del equipo mamográfico en distintas condiciones clínicas de funcionamiento de kV mAs, analizando mediante los algoritmos desarrollados la zona de microcalcificaciones, resolución, densidades y masas.

Se observa en la Tabla 5.26 que los valores medios de gris de la densidad de referencia, glandular y grasa, los cuales equivalen a valores proporcionales de densidad óptica en relación inversa tal como se indicó en el apartado 4, no se mantienen constantes sino que varían. Esta variación también se muestra en la Figura 5.1 en la que se puede ver como en todas las imágenes el valor medio de gris de la zona de referencia es un valor intermedio entre la zona glandular, que es más brillante, y la zona grasa, que es más oscura. La variación de la densidad óptica utilizando expositometría automática como es el caso de estas imágenes, contradice dicho principio pues mediante el uso del control automático de exposición, fijando una tensión de trabajo éste calcula la intensidad necesaria para que la densidad de la zona considerada se mantenga invariable. No obstante se produce, de forma muy habitual, la falta de constancia del sistema de exposimetría automática al variar la tensión de trabajo; se producen variaciones en la densidad óptica superiores a 0.2 que es el valor máximo de variación tolerable, según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico para equipos de mamografía.

En las tablas de resultados de estas imágenes se observa que en todos los objetos de test del fantoma la tendencia del contraste es de aumentar conforme aumenta el kilovoltaje y disminuye el amperaje del aparato mamográfico.

También se observa en los resultados obtenidos que el SNR en todos los objetos de test del fantoma disminuye al aumentar la tensión y disminuir la intensidad.

Concretamente en la gráfica de la Figura 5.2 se observa dicha tendencia para la zona de densidades, en particular se ve como el SNR_g es siempre mayor que el SNR_d y éste a su vez que el SNR_f , lo que indica que la relación señal/ruido es mayor en el tejido glandular que en el de referencia y en el graso.

Si observamos los resultados obtenidos en las imágenes del sistema digital (CR), concretamente los resultados de las tablas 5.29 a 5.35, es que las dimensiones asignadas a las microcalcificaciones son siempre mayores (tanto el menor diámetro, el mayor o el medio) que las asignadas a la imagen digitalizada del mamógrafo convencional; el contraste, en las microcalcificaciones, es un valor poco variable entre las imágenes.

El nivel medio de gris, para los diferentes objetos del fantoma en las diferentes imágenes es, así mismo, un valor constante. A pesar de haberse obtenido en condiciones muy distintas, lo que confirma que el software realiza un reescalado de los niveles de gris, situándolos en la “zona media” de la escala; a pesar de haberse obtenido las imágenes sin modificar esta opción se encuentra implementada en el módulo de adquisición.

6.2. Conclusiones generales

A la vista de los resultados y de su evaluación podemos resumir las conclusiones del trabajo en las siguientes sentencias:

En unidades de mamografía convencional

Así pues, según el análisis de los resultados anteriores, vemos que los algoritmos desarrollados en este trabajo, basados en técnicas de procesamiento automático especialmente adaptadas al análisis de la imagen digitalizada de un fantoma mamográfico, caracterizan automáticamente de forma adecuada las distintas zonas de un fantoma.

Ello permite la comparación de diferentes imágenes entre sí con una imagen patrón obtenida en determinadas condiciones de funcionamiento del equipo mamográfico, fijada como referencia. A través de la comparación se puede saber si dichas imágenes presentan variaciones significativas en las zonas analizadas respecto de la imagen patrón, lo que permite obtener conclusiones respecto al funcionamiento del equipo mamográfico para un posterior control de calidad de dicho equipo.

Los valores obtenidos en la evaluación de los diferentes parámetros que caracterizan cada elemento de test son fuertemente dependientes de las condiciones en las que se ha adquirido (digitalizado) la imagen. La resolución óptica con la que se escanea la placa radiográfica del fantoma, es un factor influyente que afecta a la obtención de resultados más precisos, sobre todo en el cálculo del grupo límite de resolución en la zona de resolución horizontal y vertical. Por ello, para que puedan

realizarse comparaciones válidas las imágenes implicadas deben de haber sido obtenidas con las mismas características de escaneo.

Queda claro que una imagen, considerada de referencia, puede parametrizarse suficientemente con el método y los algoritmos desarrollados, pudiendo servir para establecer las pruebas de constancia de calidad de imagen requeridas para estas instalaciones. Los umbrales de identificación de los objetos de test obtenidos por los algoritmos automáticos pueden ser muy similares a los marcados por un observador experto; en especial si en la visualización no se emplean lentes de aumento.

El análisis de la imagen digitalizada del fantoma permite, además de verificar la constancia de la calidad de la imagen que suministra la instalación, determinar parámetros propios del control de calidad, en especial de los asociados a las densidades ópticas (control del CAE, contraste, . . .) y a parámetros geométricos (resolución, detectabilidad de pequeños objetos). Para ello, bastaría con proceder al “calibrado” del escáner en unidades de densidad óptica.

Las técnicas radiográficas para la obtención de las imágenes de control realizadas con fantoma deben ser obtenidas en condiciones de referencia, adaptadas a las características del sistema de digitalización (escáner), que pueden ser diferentes de las establecidas para otras pruebas del programa de control de calidad.

Los parámetros a evaluar en la imagen digital difieren de los considerados en la imagen radiográfica (analógica), por lo que deben ser adaptados en su valor de referencia y su margen de tolerancia a la sensibilidad del parámetro y las exigencias o capacidades de la unidad mamográfica. Las pruebas de control establecidas en el Protocolo Español de Control de Calidad para equipos de mamografía, que se

pueden valorar empleando un escáner como el descrito en este trabajo serían las siguientes:

Parámetro (Referencia PECCRD)	Imagen analógica	Imagen digitalizada *
Ajuste del CAE para la posición central del selector de densidades (MA019)	DO clínica: 1,5-1,8 Desv <0,15DO	DO referencia: 1,1 ⁽¹⁾ Desv <0,15DO
Reproductibilidad del CAE (MA021)	DO < 01DO	DO < 01DO
Constancia del CAE (MA022)	DO < 0,15DO	DO < 0,15DO
Resolución alto contraste (MA027)	> 12 pl/mm	≥ referencia (posible 12 pl/mm)
Contraste (MA028)	Desviación < 10%	Desviación < 10%
Umbral sensibilidad (MA029)	Constancia	Constancia
Visibilidad de pequeños objetos (MA030)	Constancia	Constancia

*En imágenes digitalizadas la DO se obtendría a partir del nivel de gris de la imagen

(1) Para que puedan evaluarse todos los objetos del fantoma. Para "control clínico" puede obtenerse otra imagen.

En unidades de mamografía digital (CR)

El método desarrollado es directamente aplicable a las unidades cuya imagen primaria es digital, de hecho, elimina la etapa de digitalización, lo que simplifica, el proceso y reduce la pérdida de señal previa a su procesado. Permite, por tanto, la caracterización automática de parámetros característicos de la calidad de la imagen mamográfica del fantoma, lo que permite su aplicación en programas de control de calidad del equipamiento de unidades mamográficas con dispositivos digitales.

Los valores de los estimadores seleccionados son muy similares tanto para imágenes digitalizadas de la instalación de mamografía convencional, como para las de la instalación de mamografía digital. En principio el objetivo no es establecer una comparativa de las capacidades del equipamiento, cosa que, por otra parte no se correspondería a la metodología aplicada. No obstante se puede destacar que los

parámetros de contraste son muy similares en ambos casos, no así los de resolución. En la instalación de mamografía convencional los valores de resolución encontrados al aplicar el algoritmo son ligeramente inferiores a los potencialmente detectables por observación directa (con ayuda de lentes de aumento). Al aplicar el algoritmo sobre las imágenes de mamografía computerizada los valores de resolución se encuentran en el intervalo característico del sistema (8-9 pl/mm). Aunque el interés del método se centra en obtener estimadores que proporcionen valores relativos con suficiente precisión y objetividad, el que estos valores se aproximen a los “reales” tiene el valor añadido de proporcionar una evaluación cuantitativa del sistema.

Se puede afirmar que el fantoma CIRS-11A SP01 es válido para caracterizar la imagen digitalizada, tanto en mamografía convencional como digital (CR). Aunque la resolución de la imagen en mamografía convencional es muy superior a la digital, el contraste siempre es menor. Esto implica, que aunque en la mamografía digital no se pueden detectar pequeñas microcalcificaciones (por ejemplo, el grupo 12 de microcalcificaciones no se detecta), en cambio las pruebas de contraste, tanto en los grupos de microcalcificaciones, en la zona de densidades de referencia, y en la zona de masas de bajo contraste son bastante mejores que las obtenidas a partir de la imagen digitalizada de un equipo convencional.

Otro resultado que debemos remarcar es que con el equipo digital utilizado (CR), se obtienen mejores características a bajos kilovoltajes, lo que puede permitir disminuir las dosis impartidas al paciente. Estas ventajas junto con el mayor rango dinámico nos pueden hacer pensar que se deberían sustituir los equipos convencionales promoviendo el cambio por equipos digitales. Ahora bien, saber que, con la tecnología digital actual perdemos información sobre microcalcificaciones de 0,1 a 0,2 mm y que esta aún no está asimilada por los

radiólogos. Por todo ello el cambio de la tecnología convencional por la digital debe hacerse de forma responsable.

Como los valores obtenidos en la evaluación de los diferentes parámetros que caracterizan cada elemento de test son dependientes de las condiciones en las que se ha adquirido la imagen, para que puedan realizarse comparaciones válidas las imágenes implicadas deben de haber sido obtenidas con las mismas características de lectura.

Las técnicas radiográficas para la obtención de las imágenes de control realizadas con fantoma deben ser obtenidas en condiciones de referencia, que pueden ser diferentes de las establecidas para otras pruebas del programa de control de calidad.

6.3. Líneas Futuras

La pretensión de esta tesis en cuanto al índice de calidad, es la introducción del mismo y el mostrar algunos ejemplos de cálculo. Se prevé en un futuro próximo realizar un análisis más amplio, viendo como influyen sobre este índice definido de cualquiera de las dos formas IQI1 ó IQI2, las condiciones de funcionamiento del equipo mamográfico e incluso ampliando y refinando la definición del IQI1 al resto de zonas del fantoma, tales como zonas de referencia y de bajo contraste.

La creciente implantación de unidades de mamografía digital, proporciona un campo nuevo de aplicación, donde pueden realizarse no solo pruebas de constancia en un equipamiento, sino intercomparaciones entre centros de forma rápida y precisa, si bien habrá que ser cuidadoso con el procedimiento.

Está prevista la aplicación de los índices de calidad introducidos sobre equipos de mamografía digital, tanto mamografía Computerizada como mamografía Digital.

También se está adaptando la metodología de cálculo de procesamiento digital desarrollado para el fantoma mamográfico a imágenes mamográficas reales, con el fin de garantizar un diagnóstico más preciso que sirva como ayuda al radiólogo en los casos más dudosos. En este sentido se ha iniciado un trabajo de investigación que permitirá clasificar las posibles lesiones presentes en una mamografía, sobre todo la detección de microcalcificaciones malignas.

Bibliografía

- [1] Agencia de evaluación de tecnologías Sanitarias (AETS), *Cribado poblacional de cáncer de mama mediante mamografía*, www.iscii.es, (2001)
- [2] Alcañiz M, Grau V. ,. Juan M.C , Montserrat C, Navarro J.M. y Moltó E., *Procesamiento digital de imagen*, Servicio de Publicaciones de la Universidad Politécnica de Valencia, (1999).
- [3] Brooks K.W, Trueblood J.H., Kearfott K.J and. Lawton D.T , *Automated analysis of the American Collegue of Radiology mammographic accreditation phantom images*, Medical Physics 24 nº 5 (1997) 709-723.
- [4] Castellano A.D Smith,. Castellano Smith I.A and. Dance D.R, *Objective assessment of phantom image quality in mammography: a feasibility study*, The British journal of Radiology 71 (1998) 48-58.
- [5] Centro de investigaciones energéticas, medioambientales y tecnológicas (CIEMAT), *Documentos de normalización en radiodiagnóstico*, RD-11, Curso superior de protección radiológica. Especialidad instalaciones de radiodiagnóstico, (1994).
- [6] Centro de investigaciones energéticas, medioambientales y tecnológicas (Ciemat), *Garantía de calidad en radiodiagnóstico*, RD-7, Curso superior de protección radiológica. Especialidad instalaciones de radiodiagnóstico, (1994).
- [7] Comisión Europea, *Criterios de calidad de las imágenes en radiodiagnóstico*, (1990).
- [8] Comisión Europea, *Protocolo europeo para el control de calidad de los aspectos físicos y técnicos del cribado mamográfico*, Programa Europa contra el Cáncer, (1996).
- [9] Comisión Europea, *Addendum on digital mammography, European Guidelines for quality assurance in mammography screening*, 3ª edición, versión 1.0, noviembre (2003).
- [10] Comisión Europea, *European Protocol on Dosimetry in Mammography*, EUR 16263 EN (1996).

- [11] Conselleria de Sanitat, *Atlas mamográfico: Sistema de lectura del Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV)*, (1999).
- [12] Conselleria de Sanitat, *Guía de técnica mamográfica en el cribado poblacional*, Monografías Sanitarias serie E 44 (1998).
- [13] Conselleria de Sanitat, *Programa de Prevención del cáncer de mama de la Comunidad Valenciana*, Monografías Sanitarias serie E 25 (1998).
- [14] Costariduo L , Sakellaropoulos P., Stefanoyiannis A.P., Ungureanu E and Panayiotakis G. , *Quantifying image quality at breast periphery vs mammary gland in mammography using wavelet analysis*, The British journal of Radiology 74 (2001) 913-919.
- [15] Dengler J, Behrens S. and Desaga J.F., *Segmentation of Microcalcifications in Mammograms*, IEEE Transactions on Medical Imaging 12 n° 4 (1993) 634-642.
- [16] Dhawan A.P., Kaiser-Bonasso C and Moskowitz M , *Analysis of Mammographic Microcalcifications Using Gray-Level Image Structure Features*, IEEE Transactions on Medical Imaging 15 n° 3 (1996) 246-249.
- [17] Emil Thrig, Sybil Ihrig, Osborne, *Manual del escáner para profesionales*, McGraw-Hill, (1996).
- [18] Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, *Guía práctica sobre Protección Radiológica en garantía de calidad y radiodiagnóstico*, (1993).
- [19] Gárate M Rojas, *Fundamentos de la técnica radiográfica*, AGFA, (1991).
- [20] González R.C and Woods R.E. , *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, (1993).
- [21] Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ, Laughlin JS *Absorbed Radiation Dose in Mammography*, Radiology 130 (1970) 485-491.
- [22] Huai Li, K.J. Ray Liu and Shih-Chung B. Lo., *Fractal Modeling and Segmentation for the Enhancement of Microcalcifications in Digital Mammograms*, IEEE Transactions on Medical Imaging 16 n° 6 (1997) 785-798.

- [23] Fagard-Jenkin R.B, Jacobson R. E., Axford N. R., Novel A, *Approach to the Derivation of Expressions for Geometrical MTF in Sampled Systems*, PICS 1999: Image Processing, Image Quality, Image Capture, Systems Conference, (2002).
- [24] Jain A.K, *Fundamentals of Digital Image Processing*, eds. Prentice Hall International (1989).
- [25] Koren. N. *Understanding image sharpness and MTF curves in film, lenses, scanners and sharpening*, Website of Norman Koren, www.normankoren.com, (2002).
- [26] Mathworks Inc., *Image Processing Toolbox User's Guide for use with Matlab 6.5*, (2000).
- [27] Mayo, P., F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo. *Automatic Evaluation of the image quality of a mammographic phantom*. Computer Methods and Programs in Biomedicine (ISSN: 0169-2607), Elsevier, vol 73/2, pp 115-128, 2004.
- [28] Mayo P., F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, *Análisis de un fantoma mamográfico mediante operadores morfológicos*. Radioprotección. Revista de la Sociedad Española de Protección (2002) 159-163.
- [29] Mayo, P., F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo. *A comparative study of computer assisted assessment of image quality index for mammographic phantom images*. Radiation Protection Dosimetry, Oxford University Press, 2005.
- [30] Méndez A.J, Tahoces P.G , Lado M.J, Souto M. and Vidal J.J, *Computer-aided diagnosis: Automated detection of malignant masses in digitized mammograms*, Medical Physics 25 (1998) 957-964.
- [31] Mossi J.M , and Albiol A, *Digital mammography: Mathematical morphology applied to detection of clusters of microcalcifications*, Proceedings of the IAESTED International Conference on Signal and Image Processing (1997) 150-153.
- [32] National Council on Radiation Protection and Measurements Mammography. *A User's guide*, (NCRP Report n°85), (1986).

- [33] National Council on Radiation Protection and Measurements, *Risk estimates for radiation protection*, NCRP Report n° 115, (1999).
- [34] Netsch T. and H.O. Peitgen, *Scale-Space Signatures for the Detection of Clustered Microcalcifications in Digital Mammograms*, IEEE Transactions on Medical Imaging 18 n° 9 (1999) 774-786.
- [35] NHSBSP (National Health Service Breast Screening Programme), *Computer Aided Detection in mammography*, Working Party of Radiologists, Quality Assurance Coordinating Group, Publication 48 (2001).
- [36] NHSBSP, *Computer Aided Detection in mammography*, Working Party of Radiologists, Quality Assurance Coordinating Group, Publication 48 (2001).
- [37] *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1 (Aspectos Técnicos)* ISBN: 84-87450-70-9 (2002)
- [38] Russ JC. *The image processing Handbook*. CRC Press. London (2002)
- [39] Shainer B, N. Petrik, H. P. Chan, L.M. Hadjiiski, Ch. Paragamal, M.Á. Helvie and M.N. Gurcan, *Computer-Aided Characterization of Mammographic Masses: Accuracy of Mass Segmentation and Its Effects on Characterization*, IEEE Transaction on medical imaging 20 n° 12 (2001) 1275-1284.
- [40] Strickland R.N, *Wavelet Transforms for Detecting Microcalcifications in Mammograms*, IEEE Transactions on Medical Imaging 15 n° 2 (1996) 218-229.
- [41] Te Brake G.M and N. Karssemeijer, *Single and Multiscale Detection of Masses in Digital Mammograms*, IEEE Transactions on Medical Imaging 18 n° 7 (1999) 628-639.
- [42] Verdun F.R, R. Moeckly, J.F. Valley, F. Bochud, C. Hessler and P. Schnyder, *European survey on image quality assessment methods used in mammography*, Radiation Protection Dosimetry 80 (1998) 73-76.
- [43] Wang T.C, and N.B. Karayiannis, *Detection of Microcalcifications in Digital Mammograms Using Wavelets*, IEEE Transactions on Medical Imaging 17 n° 4 (1996) 498-509.

[44] Xunta de Galicia, *Control de calidad en mamografía*, Documentos técnicos de salud pública serie C nº 2 (1995).

[45] Yu S, and. Guan L, *A CAD System for the Automatic Detection of Clustered Microcalcification in Digitized Mammogram Films*, IEEE Transactions on Medical Imaging 19 nº 2 (2000) 115-126.

Publicaciones

Revistas

Programa de detección precoz del cáncer de mama de la Comunidad Valenciana. Identificación Automática de las características de un fantoma mamográfico. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo. Nuclear España. Revista de la Sociedad Nuclear Española (ISSN 1137- 2885), Senda editorial S.A., vol. 1, pp 1-15, 2001

Análisis de un fantoma mamográfico mediante operadores morfológicos. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, Radioprotección. Revista de la Sociedad Española de Protección Radiológica (ISSN 1133-1717), Senda editorial S.A., vol. 1, pp 159-163, 2002

Automatic Evaluation of the image quality of a mammographic phantom. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, Computer Methods and Programs in Biomedicine (ISSN: 0169-2607), Elsevier, vol 73/2, pp 115-128, 2004.

A comparative study of computer assisted assessment of image quality index for mammographic phantom images. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, Radiation Protection Dosimetry, Oxford University Press, 2005.

Congresos

Automatic mammography phantom images analysis. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, VII EFOMP Congress. European Congress of Medical Physics and Clinical Engineering, EFOMP IPPEM APSM, Belfast (Gran Bretaña), 12-15 Septiembre, 2001

Image quality automatic analysis of a mammographic phantom in a breast cancer screening programme. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, European Breast Cancer Network 2002, Congress Proceedings EBCN 2002, Wiesbaden (Alemania), Julio, 2002

Índice de calidad de imagen (IQI) de un fantoma mamográfico. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, XXVIII Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española., Nuclear España. Revista de la Sociedad Nuclear Española, Salamanca (España), 11-13 Septiembre, 2002

Evaluation of the Index Quality Image analysing microcalcifications in digitized mammographic images. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, 4th International IEEE EMBS Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, Proceedings of the 4th Annual IEEE Conference on Information Technology Applications in Biomedicine (ISBN: 0-7803-7668-4) IEEE catalog number: 03TH8655C, Birmingham (Gran Bretaña), Abril, 2003

Control de calidad mediante el análisis digital de la imagen de una fantoma mamográfico. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, XIV Congreso Nacional de Física Médica, Revista de la Sociedad Española de Física Médica, Vigo (España), Junio, 2003.

Caracterización digital de la imagen de un fantoma mamográfico aplicado al control de calidad del equipo mamográfico. P. Mayo, A. Pascual, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, 29 Congreso Sociedad Nuclear Española, Nuclear España. Revista de la Sociedad Nuclear Española, Zaragoza (España), Septiembre, 2003

Quality control of mammographic phantom images. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (ISBN: 1877040-14-2), Sydney (Australia), Agosto, 2003

A comparative study of computer assisted assessment of image quality index for mammographic phantom images. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, 10th International Conference on Radiation Shielding and Radiation Protection Dosimetry, Proceedings of 10th International Conference on Radiation Shielding and Radiation Protection Dosimetry, Madeira (Portugal), Mayo, 2004

Assessment of radiological detriment versus image quality and technical physics aspects in breast cancer screening programme. A.Pascual, P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, European Breast Cancer Network, Congress Proceedings EBCN 2004, Budapest (Hungria), Septiembre, 2004

Estudio de la dependencia del índice de calidad de imagen de un fantoma mamográfico con las condiciones de funcionamiento del equipo. P. Mayo, F. Rodenas, G. Verdú, J.I. Villaescusa, J.M. Campayo, 30 Congreso Sociedad Nuclear

Española, Nuclear España. Revista de la Sociedad Nuclear Española, Alicante (España), Septiembre, 2004

Desarrollo de protocolos de garantía de calidad de equipos de radiodiagnóstico digitales. P.Mayo, A. Pascual, F.Rodenas, J.M.Campayo, G.Verdú, J.I.Villaescusa, XV Congreso Nacional de Física Médica, Revista de la Sociedad Española de Física Médica, Pamplona (España), Junio, 2005.

Estudio de equipos de radiodiagnóstico digitales mediante análisis de la imagen de maniqués contraste-detalle. P.Mayo, F.Rodenas, G.Verdú, A. Pascual, J.M.Campayo, X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica, Revista de la Sociedad Española de Protección Radiológica, Huelva (España), Septiembre, 2005.

Estudio de maniqués contraste-detalle aplicados a equipos de radiodiagnóstico digitales. P.Mayo, A. Pascual, J.M. Campayo, F.Rodenas, G.Verdú, 31 Congreso Sociedad Nuclear Española, Nuclear España. Revista de la Sociedad Nuclear Española, Logroño (España), Septiembre, 2005

Assessment of quality control in digital radiographic equipment by contrast detail phantoms. P.Mayo, J.M. Campayo, A. Pascual, F.Rodenas, G.Verdú, IOMP's 14th International Conference on Medical Physics, VDE Verlag GMBH conference volumes, Nuremberg (Alemania), Septiembre, 2005.

Evaluación de la calidad de imagen suministrada por equipos radiográficos digitales. P.Mayo, F.Rodenas, G.Verdú, A. Pascual, J.M. Campayo. XXIII Congreso de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB 2005, Libro de actas CASEIB 2005 ISBN: 84-7402-325-4, Madrid (España), Noviembre, 2005.

Aceptado y no celebrado

A comparative study of digital and film-screen mammographic equipments by computer assisted phantom image quality. P. Mayo, J.M. Campayo, F.Rodenas, G.Verdú. Digital Mammography IPEM Meeting, Institute of Physics and Engineering in Medicine, Londres (Inglaterra), Febrero 2006