

A. García Vilanova,
 A. Piera,
 A. García-Vilanova Comas,
 E. Fuster,
 J. García-Vilanova Comas,
 C. Fuster,
 A. Alberola,
 P. Albors

Digitalización indirecta y patología mamaria

Indirect digital mammography and breast pathology

SUMMARY

A study of indirect digital mammography combined with the use of image programs that allow to evaluate better the densities in the study of breast pathology is presented. Different to techniques that improve digital imaging are described: magnification, inversion, contrast enhancement, edge enhancement, relief effect and individualized study of densities. Such techniques have been applied to determine the shape and consistency of microcalcifications. Possibilities of digital mammography in more accurate diagnosis of small breast cancer are discussed.

Palabras clave

Digitalización mamográfica, Digitalización mamográfica indirecta, Microcalcificaciones, Cáncer de mama.

Key words

Digital mammography, Indirect digital mammography, Microcalcifications, Breast cancer.

Departamento de Cirugía
 de la Facultad de Medicina.
 Unidad Oncológica del
 Hospital General Universitario.
 Servicio de Cirugía General y
 Digestiva del Hospital General
 Universitario.
 Unidad de Protección Radiológica
 del Hospital General Universitario.
 Valencia.

Correspondencia:

A. García Vilanova.
 Fernando el Católico, 17.
 46008 Valencia.

INTRODUCCIÓN

La digitalización radiológica consiste en un dispositivo que permite obtener una imagen digitalizada a partir de una imagen analógica. Es decir, que ésta es susceptible de ser almacenada bajo la forma de un número que representa la posición de un punto de pixel, unidad de superficie elemental, y el nivel de gris medio de ese pixel.

Se llama digitalización directa aquella en que los intermediarios mecánicos, electrónicos y físicos que permiten la obtención de la imagen digitalizada son lo bastante inmediatos para permitir obtener la imagen en tiempo real o con demora de segundos.

La técnica de digitalización *indirecta* consiste en digitalizar el film mamográfico mediante una cámara CCD y obtener así coordenadas espaciales que se reparan sobre el plano de una radiografía con los valores correspondientes a la intensidad de los niveles de grises en este punto.

Esto puede ser efectuado por una cámara, ya sea de tipo tradicional, portadora de un tubo analizador o de una cámara CCD cuya matriz y sistema óptico de-

finirán a la vez el campo y la resolución. Por estas técnicas se consigue una digitalización máxima entre 50 y 100 micrones.

Se necesita 1 cámara de TV, 1 tarjeta electrónica tipo frame grabber, 1 monitor de TV y 1 ordenador personal. La cámara debe poseer una resolución adecuada, un bajo nivel de ruido y una alta linealidad. El frame grabber es una tarjeta electrónica que digitaliza la señal analógica proveniente de la cámara de TV. La señal de vídeo se almacena de forma digital en el banco de memoria de la tarjeta, usualmente con una resolución de 512 x 512 pixels. La tarjeta permite adquirir imágenes de la frecuencia del vídeo (25 imágenes por segundo) y digitalizar cada pixel con una precisión de 8 bits (256 niveles de grises). También posee un circuito lógico que simultáneamente convierte los pixels almacenados en una señal de vídeo de forma que las imágenes capturadas o procesadas se puedan exhibir en un monitor de TV color tipo RGB. Esto se completa con el uso de determinados programas que sirven para visualizar las imágenes procesadas de distintas formas, bien asignando determinados colores por densidad.

des (estudios con paleta de colores), bien realizando realces de contraste, bien obteniendo efectos relieve, o incluso conjugando entre sí estos diversos métodos.

El sistema permite mejorar la percepción y la utilidad de la imagen radiológica, especialmente si se asocia la simple digitalización al tratamiento de la imagen con una serie de *métodos* que permiten valorar, realzar y poner en evidencia grados de densidad no perceptibles habitualmente por el ojo observador. Podemos citar como algunos de ellos:

- Posibilidad de obtención de un «zoom» electrónico mediante la interpolación de diferentes valores y visualización de los mismos bajo forma de imagen numérica sobre una pantalla disponiendo de un dispositivo electrónico para lograr el agrandamiento o magnificación.
- Modificación de los histogramas; es decir, de las curvas de extensión de contraste e intensidad luminosa sobre la pantalla.
- Realce del contorno.
- Detección automática de opacidades y microcalcificaciones.
- Estudio de opacidades por escala de densidades.
- Estudio de opacidades por paleta de colores aplicable a escala de densidades.
- Estudio selectivo de densidades.

Podemos destacar como *ventajas generales* a considerar:

- El almacenamiento de imágenes.
- La posibilidad de transmisión de las mismas por vía telefónica.
- La utilidad con fines docentes.

Y como *ventajas de tipo más específico* aplicadas fundamentalmente al diagnóstico:

- Estudio del grado de densidad de las microcalcificaciones.
- Estudio de la forma de las mismas.
- Estudio de microcalcificaciones de diámetro inferior a 0,1 mm.
- Estudio de tumores heterodensos.
- Mejoría en las posibilidades diagnósticas de los cánceres de diámetro inferior a 1 cm.
- Mejoría en el estudio del árbol galactofórico.
- Mejor estudio de las mamas muy densas.

OBJETIVOS

Basándose en los medios que ofrece la digitalización mamográfica y utilizando las posibilidades de realce y mejora de las densidades que ofrecen diversos programas no médicos se ha intentado conseguir una mejoría en las imágenes mamográficas y valorar las posibilidades de ganancia en probabilidad diagnóstica que ofrece la digitalización combinada con las posibles citadas.

La digitalización de imágenes radiográficas es un método cada vez más extendido, especialmente por las enormes ventajas que ofrece para el almacenamiento y transmisión de las imágenes.

Sin embargo, el estudio con las posibilidades que se irán exponiendo a lo largo del presente trabajo carece en su mayor parte de descripción en la literatura. Debe hacerse constar, no obstante, que es el inicial de una serie de publicaciones sobre el tema y que únicamente pretende sentar las bases iniciales de los estudios que se desarrollarán posteriormente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Material

- Quinientos estudios radiográficos mamarios obtenidos del material clínico de la Unidad Oncológica del Hospital General Universitario de Valencia.
- Negatoscopio de 1 cuerpo con regulador de intensidad de luz por medio de reostato acoplado.
- Cámara de vídeo Panasonic BP-500, Autoiris WV LA 4510:
 - Sensor de imagen CCD tipo IT.
 - Pixels: 390.000.
 - Resolución horizontal de 500 líneas.
 - Sensibilidad de iluminación mínima de 0,08 lux.
 - Relación señal/ruido: 46 dB.
- Monitor de TV marca Sony de 9 pulgadas.
- Ordenador personal PC Pentium, DX2, 32 Mb de memoria RAM.
- Tarjeta de adquisición marca Intel de 640 × 480 pixels.
- Programa de adquisición incorporado en la tarjeta.

- Tratamiento de imagen por medio de los programas:
 - Adobe Photoshop 3.0.
 - Aldus PhotoStyler 2.0.
 - Windows 95.

Método

Magnificación de la imagen

Se ha utilizado 1 cámara Panasonic con objetivo Autoiris WV-LA 4510 de 4,5 mm 1:1.0, 1 vídeo Sony de 4 cabezales con incorporación de filtros de impulsos y ruidos de las imágenes, con lo que se han conseguido aumentos habituales de 15 a 20× llegando en determinadas circunstancias hasta 40× sin pérdida de fiabilidad de la imagen. Este aumento puede ser posteriormente incrementado utilizando el efecto «lupa» que se incorpora en la herramienta «zoom» del programa Aldus PhotoStyler 2.0.

Inversión de la imagen

Se obtiene mediante las aplicaciones de los programas Aldus PhotoStyler 2.0 y Adobe Photoshop 3.0.

Dicha inversión puede realizarse tanto trabajando con variantes de grises como utilizando la paleta de colores. Permite mejorar la calidad de imagen.

Potenciación de contrastes

El realce del contraste es un proceso en el que las diferencias entre los niveles de grises son amplificadas de forma que el observador pueda diferenciarlos más fácilmente. Usualmente, los sistemas de procesamiento digital de imágenes incluyen algunas operaciones que permiten reasignar el nivel gris de cada pixel para aumentar el contraste.

Los métodos para realzar el contraste con una imagen dependen de la diferencia de intensidad entre los pixels vecinos y de cuan abrupto sea el gradiente de la densidad. En caso de una imagen radiográfica, que suele poseer un amplio rango de gradientes, se puede usar un umbral variable o también cambiar el entorno de los pixels.

Se obtiene con los programas Adobe Photoshop y Aldus PhotoStyler 2.0. También se obtiene mediante

la utilización exclusiva de 1 de los 3 canales de color (red, green o blue). Cuando la imagen gris es convertida a RGB, ésta presenta la posibilidad de dividir sus tonos grises en los 3 canales, presentando, según las tonalidades de la imagen, mejor contraste en el canal rojo, en el azul o en el verde. No puede establecerse *a priori* como óptimo un determinado canal, sino que su elección dependerá de la formación de contrastes previos de la imagen.

Resulta extraordinariamente útil en el estudio de las microcalcificaciones, especialmente en las de pequeño tamaño y escasa densidad.

Refuerzo de bordes (efecto Xerox)

Se realiza mediante el programa Aldus PhotoStyler 2.0.

Permite obtener imágenes en las que las diferencias de densidad pueden alcanzar una valoración superior a la habitual. Utilizando diversos colores y asociándolo a técnicas de inversión permite realizar estudios mejorados sobre la estructura glandular mamaria.

Efecto relieve

Se realiza con el programa Aldus PhotoStyler 2.0.

Permite valorar con mayor fiabilidad las diferencias de densidad. Asociado a estudio selectivo de zonas densas (realizado con la técnica de *selección automática* previa graduación de la sensibilidad, que oscilará de 1 a 100 y será escogida por el experto según el rango de gris de la zona a seleccionar y del entorno de ésta con el resto de la imagen radiográfica), permite obtener notables efectos con elevada valoración visual de las alteraciones de densidad. Si además se asocia a estudio con diversas posibilidades de coloración se consiguen imágenes de impresionante selectividad.

Estudio individualizado de densidades

A partir de una paleta de gradación de densidad que va de 0 a 256 se pueden estudiar selectivamente las densidades de zonas de hasta 0,05 mm de grosor. Ello permite establecer un mapa de densidades comparadas, lo que resulta extremadamente útil para calibrar, por ejemplo, la heterodensidad de un núcleo de microcalcificaciones.

APLICACIONES PRÁCTICAS

- Estudio y recuento del número de calcificaciones en un área determinada.
- Visualización de microcalcificaciones invisibles en el estudio radiográfico habitual con lupa.
- Mejoría del estudio de forma de las microcalcificaciones.
- Estudio selectivo del grado de consistencia de cada microcalcificación.
- Posibilidad de mejorar el diagnóstico de los cánceres de pequeño tamaño.
- Mejoría en la valoración de la heteroconsistencia tumoral (caso de hamartomas, tumores filoides, etc.).
- Estudio de la estructura mamaria.
- Mejoría de las imágenes galactográficas.
- Mejoría en la expresión de cualquier tipo de densidades.
- Posibilidad de estudio automático de densidades circunscritas.

RESULTADOS

Magnificación de la imagen

La magnificación de la imagen se ha realizado prácticamente en la totalidad de los casos estudiados. El paso a la digitalización permite fácilmente la amplificación. Pero sobre todo se han buscado selectivamente las zonas a estudiar y han sido digitalizadas con un gran aumento de las mismas, aumento favorecido por el uso de la cámara y el vídeo citados en el apartado «Material y métodos». A la imagen básica se le asigna una numeración y a las zonas estudiadas selectivamente se le asignan diversos subíndices alfabéticos.

El aumento habitualmente conseguido es entre 10 y 20x. Hasta conseguir mejorar la captación sin pérdida de detalle de las imágenes magnificadas nos movíamos entre unos aumentos de 4 a 10x. Actualmente, con las modificaciones sucesivamente introducidas hemos llegado hasta los 40x. Por encima de estos aumentos, salvo algún caso aislado, son demasiado ostensibles los pixels y la imagen pierde precisión.

La patología benigna no suele precisar aumentos superiores a 10x. Las imágenes proporcionadas por



Fig. 1. Arteriola mamaria parcialmente calcificada. Magnificación (25x). Estudio selectivo de relieve con paleta de color.

los procesos benignos ganan, evidentemente, en aparatosidad y belleza con estudios a aumentos altos, pero éstos no son determinantes para mejorar los diagnósticos y sí únicamente para conseguir imágenes muy expresivas, útiles sobre todo con fines docentes o de exposición.

La figura 1 muestra la magnificación con un aumento de 25x de una arteriola parcialmente calcificada. Se ha asociado estudio selectivo en relieve. La visualización de las zonas calcificadas es perfecta y se puede apreciar perfectamente las diferencias de densidad entre las mismas.

La mayor utilidad de los aumentos superiores a 10x estriba en las posibilidades que ofrece para realizar el estudio de carcinomas de pequeño tamaño y especialmente en microcalcificaciones. Evidentemente, cuanto mayor es el aumento, la imagen pier-

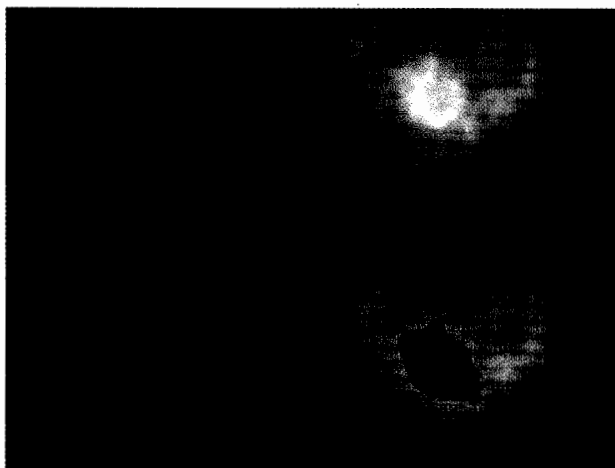


Fig. 2. Carcinoma de 0,6 cm de diámetro. Comparación entre imagen mamográfica, imagen magnificada y estudio selectivo de densidades con y sin color.

de más precisión. Pero la definición podemos recuperarla con la combinación de diversas técnicas, como son el estudio selectivo de densidades, el estudio de relieve y la elección de coloración adecuada. La figura 2 muestra la comparación entre la imagen original, la magnificada y el estudio selectivo de densidad con y sin color. Se trataba de un carcinoma de 6 mm de diámetro máximo y en él pueden percibirse claramente la forma irregular y la espiculación de los bordes.

Inversión de imágenes

La inversión de imágenes va dada por el programa utilizado. El cambio en blanco y negro nos permite obtener un «negativo» de la radiografía, viéndose las densidades en color negro. Ocasionalmente se mejora con ello la visualización de la imagen y la practicamos de rutina, conservándola si creemos que puede constituir una mejoría en el diagnóstico.

Pero es en el estudio con colores donde la inversión consigue los mejores resultados. Habitualmente la utilizamos combinada con otros métodos, como el refuerzo de bordes. En esta forma si se aplica el color azul y luego se realiza la inversión se obtiene un tono castaño que parece ser idóneo para el estudio de estructuras glandulares. Como el estudio con colores ofrece muchas posibilidades de mejorar la calidad de las imágenes, el efecto de inversión duplica



Fig. 3. Microcalcificaciones. Magnificación. Estudio con 1 solo canal de color RGB.

exactamente el número de opciones. Y en general puede decirse que cuando peores son los resultados con un color, mejores son los efectos logrados por su inversión y a la inversa.

Otra posibilidad de inversión de imagen viene dada con la utilización de un solo canal de color, con lo que se consigue mejorar la nitidez. Si la imagen conseguida cuando de gris la convertimos en RGB es sometida a un proceso de inversión, pueden ocasionalmente mejorarse las posibilidades de definición. Un ejemplo lo tenemos en la figura 3, en que el estudio de un solo canal permite percibir calcificaciones de un diámetro 10 veces menor que las observadas con lupa de aumento.

Potenciación de contraste

Permite valorar mucho las densidades y obtener de ellas el máximo partido. Es especialmente útil en el estudio de las microcalcificaciones y en el de los carcinomas de un tamaño inferior a 1 cm. No obstante, aunque permite mejorar mucho la calidad de una radiografía, hay que tener precaución de no perder imágenes útiles o valorar excesivamente otras por el uso indiscriminado y exagerado de las posibilidades del método. La utilizamos siempre con mucho cuidado y no buscando exagerar la potenciación, salvo casos en que pueda estar indicado por determinados motivos.



Fig. 4. Lobulillo mamario. Estudio con refuerzo de bordes y paleta de azules.

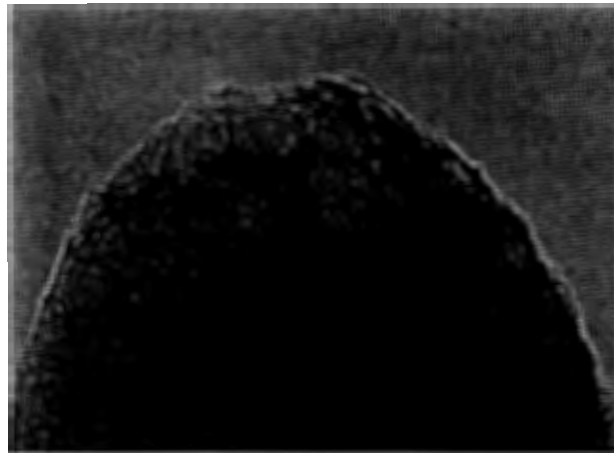


Fig. 5. Árbol glandular mamario. Estudio con refuerzo de bordes, inversión y paleta de colores.

Refuerzo de bordes (efecto xerox)

Se obtiene una imagen que usando el color azul resulta parecida a la que se obtenía antiguamente con los estudios xerográficos. Es muy útil para valorar la estructura glandular mamaria, permitiendo visualizar densidades que pasaban inadvertidas para el ojo humano. Las mejores imágenes se obtienen con el color azul y con su inversión, que da color castaño (Figs. 4 y 5). Otra posibilidad de buenas imágenes se consigue con la imagen invertida del verde, que da una coloración carmín que permite valorar determinadas estructuras.

Resulta muy apto para el estudio de calcificaciones de mediano y gran tamaño. No lo es tanto para el estudio de las microcalcificaciones, especialmente de las más pequeñas. También es interesante utilizarlo para el estudio amplificado de las imágenes galactográficas, especialmente de las que recogen la estructura del árbol lobulillar. La combinación con el estudio selectivo de densidades permite mejorar a veces la visualización.

Efecto relieve

Utilizado aisladamente permite observar las diferentes densidades con aspecto de relieve, obteniendo imágenes de apariencia tridimensional. Permite valorar calcificaciones de pequeño tamaño, especialmente si son de densidad elevada. También es un método indirecto para calibrar diferencias de densidad entre 2 zonas o formaciones.

La mayor eficacia se obtiene por la combinación del método con otros, especialmente con el *estudio individualizado de densidades*, con *paleta de colores* y con la *selección de un solo canal de color*, previa conversión de la imagen a RGB. Las imágenes que se consiguen en el estudio de las calcificaciones son impresionantes por su veracidad. La figura 6 muestra un fibroadenoma de 8 mm parcialmente calcificado; la figura 7 estudia las calcificaciones intraductales de una mastitis de células plasmáticas, y la figura 8 muestra microcalcificaciones de hasta 0,1 mm de diámetro, destacando la perfecta visualización de la forma irregular del depósito cálcico.

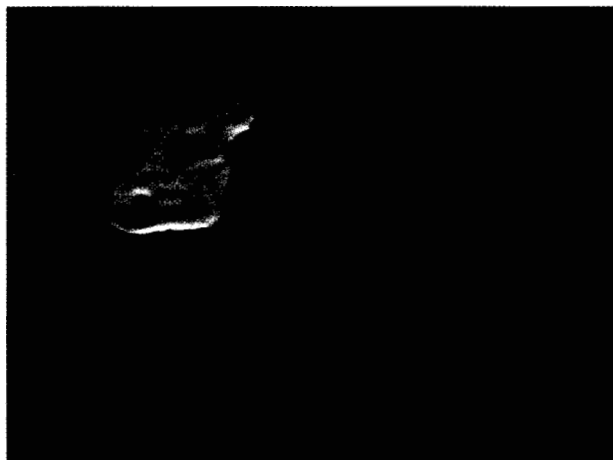


Fig. 6. Fibroadenoma parcialmente calcificado. Magnificación. Estudio selectivo de densidad de la zona calcificada.



Fig. 7. Calcificaciones intraductales lineares. Magnificación. Efecto relieve selectivo de densidades y paleta de color.

En el estudio de los carcinomas permiten delimitar nítidamente los contornos mostrando la arquitectura filtrante con gran precisión. Las figuras 9 y 10 muestran 2 carcinomas de tamaño inferior a 1 cm de diámetro en los que los caracteres de malignidad parecen indudables, mientras que en la mamografía inicial fueron calificados como «imagen dudosa».

Estudio individualizado de densidades

Al permitir distinguir entre distintas densidades, tanto con paleta de grises como con paleta de color,

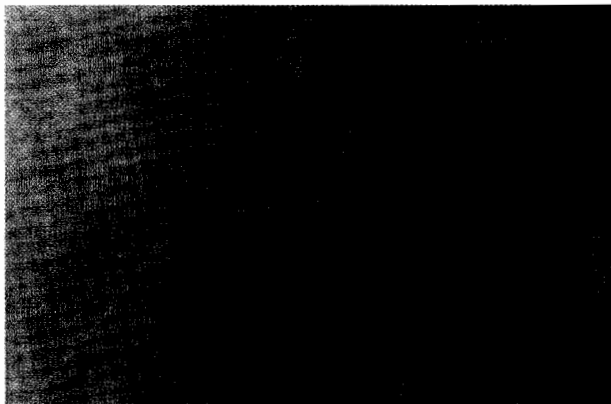


Fig. 8. Microcalcificaciones de 0,1 a 0,5 mm. Magnificación. Efecto relieve selectivo de densidades. Paleta de color.

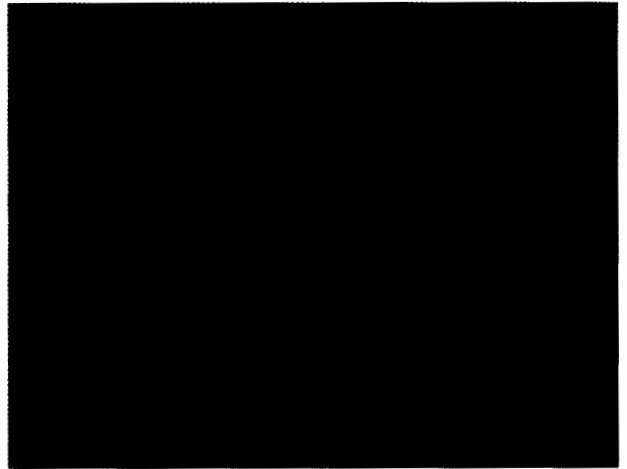


Fig. 9. Carcinoma de diámetro inferior a 1 cm. Magnificación. Estudio selectivo de densidad con efecto relieve y paleta de color (azules).

nos ofrece una posibilidad hasta ahora no realizada de estudio de las diferentes densidades con una base matemática. El uso de la escala de 256 tonos de grises permite, con la ayuda del puntero electrónico de precisión, averiguar exactamente el grado de densidad de un punto determinado de la radiografía. Ello permite establecer un mapa numérico de densidades (Fig. 11) que a su vez puede complementarse con un estudio selectivo de relieve y color (Fig. 12).

Hemos apreciado la utilidad del método para realizar el diagnóstico diferencial entre tumoraciones iso-



Fig. 10. Carcinoma de diámetro inferior a 1 cm. Magnificación. Estudio selectivo de densidad con efecto relieve y paleta de color (ocres).

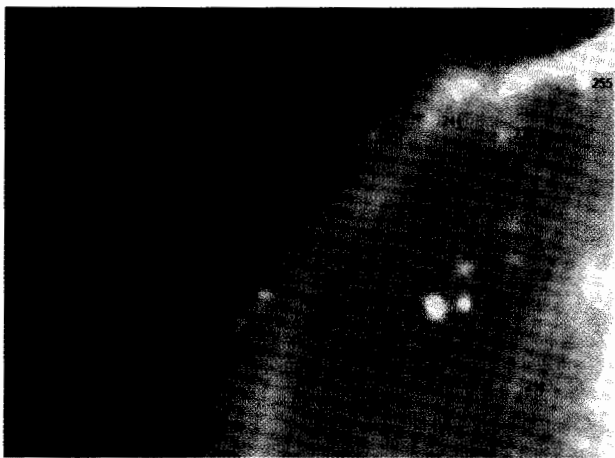


Fig. 11. Microcalcificaciones. Estudio individualizado del grado de densidad.

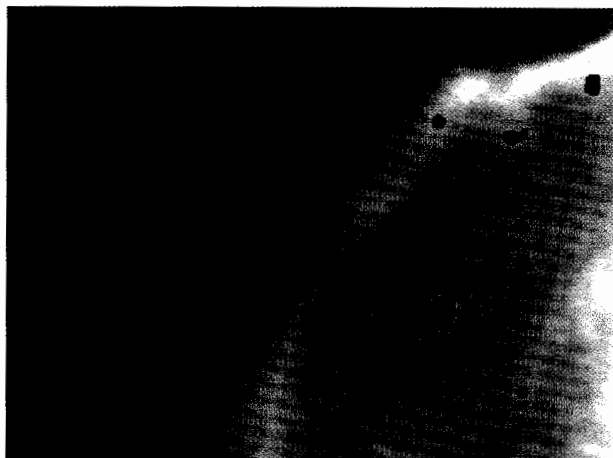


Fig. 12. Microcalcificaciones (caso anterior). Magnificación. Efecto relieve selectivo de densidades y paleta de color.

densas y heterodensas. Concretamente permite establecer las diferencias entre hamartoma y fibroadenoma mamarios, incluso en tumores de pequeño tamaño, aportando una base numérica a una impresión subjetiva obtenida de la contemplación de la mamografía.

DISCUSIÓN

La primera consecuencia obtenida del estudio de los resultados es que la *imagen mamográfica es mejorada prácticamente en todos los casos*, lo que automáticamente supone una mejoría en las posibilidades diagnósticas, de mayor o menor importancia en función de cada caso. Ello es un hecho claramente establecido y la mejoría de la imagen va dada fundamentalmente por las posibilidades del material utilizado. La cámara citada en el apartado «Material» es capaz de lograr una resolución extraordinaria, lo que unido al vídeo de 4 cabezales y al tipo de tarjeta usado permite aumentos de tamaño de alta calidad sin pérdida apreciable de la precisión de imagen. Por ello se puede llegar con la magnificación hasta la barrera que opone la visualización de los pixels (entre 40 y 80x). No obstante, aún creemos que la imagen sería susceptible de mejorar si se usara una tarjeta con un grado de definición mayor. Otras formas de lograr la mejoría de la imagen serán comentadas más adelante.

La segunda es la opción de utilizar una serie de procedimientos técnicos de estudio de los diferentes

grados de densidad que permita perfeccionar las posibilidades visuales del ojo humano. Con ello se consiguen unas imágenes mejoradas hasta un grado muy elevado, lo que permite la obtención de 2 posibilidades diferentes:

Por una parte, la mejoría de las imágenes permite usarlas con mucha mayor precisión para *finés docentes y expositivos*.

Por otra, es susceptible de mejorar las *posibilidades del diagnóstico*, lo que, si en toda la patología tiene un interés extraordinario, este interés es máximo en patología mamaria por los problemas que plantea el diagnóstico radiológico precoz del cáncer de mama. La mejoría en el diagnóstico se pone de manifiesto con el estudio de las microcalcificaciones, de los cánceres de tamaño igual o inferior a 1 cm y de los tumores heteroconsistentes.

La *magnificación de imágenes* permite estudiar con detalle el contorno de los tumores de pequeño tamaño, pudiendo comprobarse la existencia o no de espiculación, sospechosa habitualmente de malignidad neoplásica. Asociada a otros sistemas, que iremos comentando, permite un grado elevado de mejoría de las posibilidades diagnósticas. Habitualmente basta utilizar un aumento entre 5 y 10x y es muy útil el asociar este aumento con métodos que permitan estudiar mejor los perfiles tumorales como son el *efecto relieve* y, sobre todo, el *estudio selectivo de densidades*. Con la asociación de los 3 se consiguen imágenes que proporcionan una gran seguridad diagnóstica. También en tumores de mayor tamaño

es útil el sistema para comprobar con más exactitud el grado de extensión infiltrativa, lo que es importante con fines clasificatorios (sistema TNM) y para sentar indicaciones de cirugía conservadora para darnos con alta seguridad el grado de extensión tumoral. A nivel del estudio de microcalcificaciones el método resulta extraordinariamente útil ya que existe una barrera de visualización de las microcalcificaciones que impide reconocerlas si su diámetro es inferior a 0,1 mm. Así se pueden distinguir grupos de ellas que pasan inadvertidas en los exámenes ordinarios, *lo que permite aumentar las posibilidades de diagnósticos precoces*. La magnificación permite también el estudio de la forma, ya que la malignidad se asocia habitualmente con determinados formatos y disposición que son mucho mejor identificados con ella. La magnificación puede mejorarse, como veremos, con métodos complementarios como son el estudio de un solo canal al ser convertidas a RGB, el efecto relieve y la inversión de imagen. Facilita también el diagnóstico el *estudio selectivo del grado de densidad* de cada microcalcificación, muy interesante para poder afirmar o no la heteroconsistencia de las calcificaciones de una forma más objetiva que con la simple apreciación visual.

El *paso de las imágenes a RGB* permite el estudio con canal de color independiente, obteniéndose una imagen en gris de características distintas según el canal seleccionado. Siempre hay 1 de los 3 que mejora la calidad de la imagen original y que puede utilizarse para mejorar la calidad y precisión de la misma. Aplicado a una imagen magnificada permite mejorar el estudio de las calcificaciones.

La *inversión de las imágenes* puede ser utilizado aisladamente o combinado con todas las posibilidades selectivas, lo que duplica el número de opciones a valorar. Habitualmente, la inversión simple permite mejorar la calidad de la mamografía, pudiendo visualizarse zonas poco claras en la placa normal. Es una técnica a *utilizar en primer lugar en todas las mamografías*, ya que en gran parte de ellas se obtiene mejoría apreciable en la calidad y no hay posibilidad de alteración involuntaria de la imagen. Para el *estudio del parénquima mamario* es muy útil asociándola al refuerzo de bordes de color azul, lográndose una imagen de tono ocre que valora extraordinariamente la arquitectura glandular mamaria.

La *potenciación de contrastes* es un método muy útil, pero que hay que manejar cuidadosamente, pues

puede falsear los resultados. Puede forzarse hasta puntos exagerados, permitiendo dejar sólo las placas con 2 colores: blanco y negro. Debe utilizarse como complemento de otros métodos ya que perfecciona y realza los resultados. En ocasiones es útil usado aisladamente, como es el caso de la valoración de calcificaciones de muy pequeño tamaño que se hacen más ostensibles con el sistema, lo que puede permitir realizar mejor el estudio individualizado de densidades.

El *refuerzo de bordes*, que también se ha denominado por algunos *efecto Xerox* por la similitud de sus imágenes con las conseguidas por xerografía, es interesante para estudiar la arquitectura glandular, los límites de algunas formaciones y las imágenes galactográficas. También tiene utilidad su uso en mamas muy densas, en las que permite apreciar mejor los detalles estructurales. Este método ha sido usado entre nosotros por Vidal Carreira y otros con resultados más que aceptables. Si se le añade el uso de color azul su parecido con las antiguas xerografías es asombroso y la imagen se percibe todavía mejor que con la paleta de grises. Todavía mejora con la inversión del azul, dando un tono ocre que permite una visualización detallada de las más finas estructuras glandulares.

El *efecto relieve* transforma las diferencias de densidad en imágenes con aspecto de relieve. Como método aislado, aplicado a toda la imagen, da imágenes curiosas, pero que no mejoran las posibilidades diagnósticas. En lo que sí se consiguen extraordinarios efectos es realizando el estudio selectivo de zonas en las que se aplica el relieve a partir de una determinada densidad, a la vez que se asocia con magnificación de imagen y con estudios en color específicos. Los resultados de esta asociación de métodos son impresionantes a nivel de exactitud, precisión y belleza de las imágenes y permite ver con extraordinaria precisión los contornos de las formaciones mamarias.

El *estudio selectivo de densidades* es probablemente, tras la magnificación, el método más importante de que disponemos. Asociado, como hemos dicho, con el efecto relieve y con paleta selectiva de colores consigue impresionantes imágenes. Pero su mayor utilidad es permitir con el selector de densidades determinar el grado de opacidad de un punto de diámetro inferior a 0,2 décimas de milímetro. Pero este diámetro es el de la imagen ya magnificada, y

como logramos ampliaciones de 40x, por ejemplo, resulta que una microcalcificación de 0,1 mm presenta en la pantalla del ordenador un diámetro de 4 mm. El puntero del selector de densidades puede incluso estudiar variaciones de densidad dentro de la misma. Gracias al sistema puede establecerse un mapa de densidades que permite estudiar si la formación objeto de estudio presenta densidades homogéneas o, por el contrario, es heterodensa. Así se pueden diagnosticar tumores con variaciones de densidad como los adenofibrolipomas y los tumores filodes. Y es fundamental para el estudio de las variaciones de densidades de las microcalcificaciones, dado hasta ahora como uno de los factores importantes a nivel de la malignidad tumoral. Al seleccionar individualmente las formaciones densas se establece un nivel de opacidad a partir del cual se realiza la selección; ello permite también aplicar a cada calcificación el efecto relieve y el estudio de color, consiguiéndose una precisión *no alcanzada jamás hasta la fecha en ningún estudio mamario*.

Otra de las ventajas del método estriba en la posibilidad de realizar todo este tipo de estudio con digitalización directa. O sea, no sobre la mamografía, sino sobre la imagen digitalizada directamente. Este método, extraordinariamente caro hasta el momento, tendría una cantidad de posibilidad de mejoría extraordinarias añadiéndole el estudio posterior con los programas citados.

Finalmente cabe indicarse que el sistema en sí para digitalización indirecta no resulta oneroso. Incluso puede decirse que es extraordinariamente económico en relación con los precios habituales de los actuales sistemas de diagnóstico.

CONCLUSIONES

1. Mejoría global de todas las imágenes mamográficas.
2. Mejoría del estudio anatómico del sistema glandular.
3. Mejoría del diagnóstico diferencial entre tumores iso y heterodensas.
4. Posibilidad de estudio del número de calcificaciones por unidad de superficie.
5. Mejoría del estudio del grado de densidad de las microcalcificaciones.
6. Estudio de microcalcificaciones no visibles.

7. Posibilidad de mejorar el diagnóstico por la imagen de los cánceres de pequeño tamaño.
8. Mejor delimitación de la extensión de los cánceres infiltrativos.

RESUMEN

Se presenta el primer trabajo de una serie que estudia las posibilidades del estudio de las mamografías mediante digitalización indirecta combinada con el uso de programas informáticos que permiten una mayor valoración de las densidades en el estudio de la patología mamaria. Se describen las distintas técnicas que permiten mejorar la imagen digitalizada: magnificación, inversión, potenciación de contrastes, refuerzo de bordes, efecto relieve y estudio individualizado de densidades, especialmente aplicado a determinar la forma y consistencia de las microcalcificaciones. Se analiza la posibilidad de realizar con mayor precisión el diagnóstico de cánceres de pequeño tamaño.

REFERENCIAS

- Belikova TP, Richard H, Gold. Comments on «Image feature analysis and computed-aided diagnosis in digital radiography - automated detection of microcalcifications in mammography» letter. *Med Phys* 1989;16(1):142.
- Brody WR. *Digital radiography*. Raven Press; 1984.
- Chan HP, Doi K, Galhotra S, Vyborny CJ, McMahon H, Jochik PM. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 1. Automated detection of microcalcifications in mammography. *Med Phys* 1987; 14:538-48.
- Chan HP, Doi K, Vyborny CJ, Lam KL, Schmidt RA. Computed-aided detection of microcalcifications in mammograms methodology and preliminary clinical study. *Invest Radiol* 1988;23(9):664-71.
- Dhawan AP, Buelloni G, Gordon R. Enhancement of mammographic features by optimal neighbourhood processing. *IEEE Trans Med Imaging* 1986;MI 5:8-15.
- Dhawan AP, Roger LE. Mammographic feature enhancement by computerized image processing. *Comput Methods Programs Biomed* 1988;2:23-35.
- Durrenberger RS. Microcomputer-based image processing. *Laser Focus* 1986;126-9.
- Egan R, Sweeney MB, Sewell CW. Intramammary calcifications without an associate mass in benign or malignant diseases. *Radiology* 1980;137:1.
- Ericksen JP, Pizer SM, Austin JD. Mahem: a multiprocessor engine for fast contrast limited adaptive histogram equalization. En: Loew MH, ed. *Medical imaging IV: image processing*. Proc Soc Photo-Op Instrum Eng 1990; 1233:322-33.
- Fam BW, Olson SL, Winter PF, Scholz FJ. Algorithm for the detection of fine clustered calcifications on film mammograms. *Radiology* 1988;169:333-7.

- Freudlich M, Hunhter TB, Seely GN, D'Osi LJ, Sadowsky NL. Computed-assisted analysis of mammographic clustered calcifications. *Clin Radiol* 1989;40:295-8.
- Goddman LR, Foley WD, Wilson CR, Rimm AA, Jawson TL. Digital and conventional chest images: observer performance with film digital radiography system. *Radiology* 1986;158:27-33.
- Jain AK. *Fundamental of digital image processing*. New Jersey: Prentice Hall; 1989.
- Kaufmann GH, Braccialarghe D, et al. Digitalización de imágenes mamográficas mediante computadoras personales. En: Álvarez E, Tejerina A, eds. *Termografía dinámica*. Madrid: Díaz de Santos; 1995:209-12.
- Kaufmann GH, Braccialarghe D, et al. Ensayo para detección automática de microcalcificaciones mamográficas por digitalización. En: Álvarez E, Tejerina A, eds. *Termografía dinámica*. Madrid: Díaz de Santos; 1995:213-9.
- Kimme-Smith C, Basset LW, Gold RH, Gormley L. Digital mammography a comparison of two digitalization methods. *Invest Radiol* 1989; 24(11):869-75.
- Lamarque JL, Guerrin B, Pujol J. Digitalización en mamografía. En: Álvarez E, Tejerina A, eds. *Termografía dinámica*. Madrid: Díaz de Santos; 1995:201-8.
- Lanyi M. Morphologic analysis of microcalcifications in early breast cancer. En: Zand J, Baltzer J, eds. *Early breast cancer*. New York: Springer-Verlag; 1985:113-35.
- McMillan JH, Huang HKB, Bramble JM, Siegel EL. Digital radiography. *Investigate Radiology* 1989;24:735-41.
- Nab HW, Karssemeijer N, Van Erning LJTHO, Hendriks JHCL. Comparison of digital and conventional mammography. *Medical Informatics* 1992;17:125-31.
- Rehm K, Seely GW, Dallas WJ, Ovitt TW, Seeger JF. Design and testing of artifact-suppressed adaptive histogram equalization. A contrast enhancement technique for display of digital chest radiographs. *J Thorac Imag* 1990; 5:85-91.
- Rodríguez-Oliver A, Esquivias J, Herruzo A, Calderón MA, Parrilla F. Aplicación del análisis de imagen a la mamografía: densitometría de nódulos mamarios benignos y malignos. *Rev Senología y P Mam* 1996;9(3):109-13.
- Smathers RL, Bush E, Drace J. Mammographic microcalcifications. Detection with xeroradiography, screen film and digitized film display. *Radiologie* 1986;159:673-7.
- Tahores PG, Correa J, Souto M, González C, Gómez L, Vissal JJ. Enhancement of chest and breast radiographs by automatic spatial filtering. *IEEE Trans Med Imaging* 1991; 10:330-5.
- Urias JFS. Feature enhancement of images using maximal control pixel to pixel. *Applied Optics* 1991;30:4598-9.
- Vidal JJ, Souto M, et al. Introducción a la radiografía digital. *Radiología* 1991;33:231-9.
- Vidal JJ, García P, et al. Discriminación de modelos mamográficos mediante procesamiento digital de imágenes. *Radiología* 1993;35(1):5-9.
- Wolfe JN, Albert S, Belle S, Salane M. Breast patterns as an index of risk for developing breast cancer. *AJR* 1976; 126:1130-9.
- Wolfe JN, Albert S, Belle S, Salane M. Breast parenchymal patterns. Analysis of 332 incident breast carcinomas. *AJR* 1982;138:113-8.
- Wolfe JN, Albert S, Belle S, Salane M. Breast parenchymal patterns and their relationship to risk for having or developing carcinoma. *Radiol Clin North Am* 1983;21:127-36.