

Reprint

J.M. Costa, "Filtros tomograficos para el tratamiento digital de imagenes de rayos X" (Tomographic filters for digital processing of X-ray images) *Radiologia*, Vol. 29, No. 3, pp. 191-198, April 1987 (in Spanish).

Copyright © 1987 Ediciones Doyma, S.L. Reprinted from *Radiologia*, Vol. 29, No. 3, pp. 191-198, April 1987.

This material is posted here with permission of Ediciones Doyma, S.L. Internal or personal use of this material is permitted. However, permission to reprint/republish this material for advertising or promotional purposes or for creating new collective works for resale or redistribution must be obtained from

Ediciones Doyma, S.L.
Travesera de Gracia, 17-21
08021 Barcelona
Spain
Tel. +34 932 000 711
Fax: +34 932 091 136
admon@doyma.es

By choosing to view this document, you agree to all provisions of the copyright laws protecting it.

Filtros tomográficos para el tratamiento digital de imágenes de rayos X

J. M. COSTA VELA

Resumen.—En este artículo se presenta una nueva técnica para el procesamiento digital de las radiografías convencionales, que permite realzar la imagen de cualquier capa del cuerpo que se desea examinar, mientras que las demás quedan borrosas. Esta técnica ha recibido el nombre de "proceso de filtración tomográfica" (PFT), o simplemente "filtraje tomográfico". La mayor ventaja del filtraje tomográfico es que, mediante el cambio de los parámetros del filtro digital, permite la producción de diversas imágenes a partir de una sola radiografía, lo que reduce el número de radiografías que se han de tomar, y por consiguiente reduce también la dosis de rayos X que el paciente recibe. Los filtros tomográficos, por tanto, extienden la utilidad de los equipos existentes de radiología convencional.

Summary.—This paper presents a new technique for digital processing of conventional radiographs, to enhance the image of any layer in the body under examination, while the others remain blurred. This technique has been referred to as a "tomographic filtration process" (TFP), or simply "tomographic filtering". The major advantage of tomographic filtering is that it allows the production of several images at different depths, by changing the parameters of the digital filter. This reduces the necessary number of radiographs and consequently it also reduces the patients. Therefore, tomographic filters extend the usefulness of existing conventional radiology equipment.

INTRODUCCION

La finalidad de este trabajo es el tratamiento digital de radiografías convencionales para obtener información acerca de la posición y profundidad en que se encuentran ciertos objetos y estructuras. Cuando un haz de rayos X, emitido por la mancha focal del tubo de rayos X, atraviesa un cuerpo de tres dimensiones se proyecta una imagen de dos dimensiones que queda registrada en la película radiográfica. En la radiografía, la posición relativa de los objetos que se hallan dentro del cuerpo, cuyas imágenes quedan superpuestas en la película y la profundidad de las estructuras, no se manifiestan a simple vista. Si se supone que el cuerpo está dividido en capas paralelas a la película, sería muy útil obtener imágenes claras de cada una de las capas individualmente.

Este problema ha sido reconocido desde hace mucho tiempo, y ya en 1916 se inventaron procedimientos radiológicos especiales a base de tubos móviles para obtener una imagen clara de una capa del cuerpo, mientras que las imágenes de las otras capas aparecen borrosas (1). Estos procedimientos han sido mejorados a través del tiempo, y han recibido varios nombres, tales como estratigrafía, planigrafía, radiografía por secciones y tomografía. Aquí los referiremos por el nombre de tomografía lineal (TL) porque el tubo de rayos X recorre una línea (recta o curva) durante la exposición radiográfica.

Más recientemente nuevas técnicas y aparatos han aparecido para reconstruir imágenes de secciones de un cuerpo, utilizando proyecciones múltiples (2). Estas técnicas han recibido los nombres de «tomografía computerizada» (TC) o «tomografía axial computerizada» (TAC).

Aunque estos dos procedimientos previamente descritos producen imágenes de relativa calidad, ambos tienen el inconveniente de que si no se sabe qué sección del cuerpo se quiere examinar hay que obtener varias secciones a distintos niveles, lo cual puede resultar en excesivas dosis de radiación en el paciente. Además, estos dos procedimientos requieren aparatos especiales y su aplicación resulta menos económica que la radiografía convencional, por tanto, sólo se utilizan en determinados casos a juicio del médico. Como que las radiografías convencionales todavía se producen en gran cantidad en clínicas y hospitales (miles de millones anualmente en Norteamérica, por ejemplo), una técnica que pudiera mejorar su calidad de cara a los diagnósticos sería de mucha utilidad. Este problema, aunque difícil, en teoría tiene solución, pues se ha demostrado que las funciones multidimensionales de banda limitada y de orden finito se pueden reconstruir exactamente a partir de una proyección única (3).

El propósito de este artículo es la descripción de una técnica desarrollada por el autor durante su investigación doctoral (4) para el mejoramiento de radiografías convencionales en cuanto a su capacidad de proporcionar información en tres dimensiones. Esta técnica utiliza filtros digitales de dos dimensiones especialmente diseñados para el procesamiento de estas imágenes. Estos filtros se llaman filtros tomográficos porque realzan la imagen de una capa del cuerpo. Al conjunto entero que incluye la máquina de rayos X se le llama «proceso de

Recibido: Septiembre, 1985.

Aceptado: Octubre, 1985.

filtración tomográfica» (PFT) (fig. 1). También se utiliza simplemente a veces el término «filtraje tomográfico» cuando la distinción no es crítica.

MATERIAL Y METODOS

Para poder deducir las características de los filtros tomográficos primeramente se estudió en detalle el proceso de formación de imágenes en los sistemas de radiología convencional y tomografía lineal. Se desarrolló un modelo del sistema radiológico y se derivaron las ecuaciones de la formación de la imagen. En particular, se puso atención a las fuentes de ruido en cada etapa del proceso, ya que los ruidos pueden dificultar la aplicación de los filtros tomográficos. No es posible reproducir aquí todos los detalles de este modelo, que se pueden encontrar en (4). Las principales características están resumidas en (5). Básicamente el sistema radiológico consiste en una serie de transformaciones intimamente relacionadas unas con otras, de modo que la «imagen» a la salida de una constituye la entrada de la siguiente (6). Con ciertas aproximaciones, estas transformaciones se pueden describir por medio de funciones de transferencia (que aparecen en cascada) y fuentes de ruidos (4, 7, 8, 9).

Analizando este modelo se descubrió que hay dos características del sistema radiológico que pueden permitir la reconstrucción de tres dimensiones a partir de una sola radiografía:

1. El haz de rayos X es divergente.
2. La mancha focal, desde donde se emiten los rayos X, es de dimensiones finitas.

El proceso de filtración tomográfica que aquí se describe está basado en el hecho que la borrosidad, presente en las radiografías (debida al tamaño finito de la mancha focal), depende de la posición de los objetos y capas del cuerpo que forman la imagen (debido a la divergencia del haz de rayos X). Por ejemplo, los objetos lejanos de la película aparecen mucho más borrosos que los objetos cercanos a ella. Por tanto, el filtro tomográfico digital se diseña para que haga resaltar la imagen de una de las capas. Esto se consigue eliminando la borrosidad en la imagen de la capa a una profundidad determinada. Cambiando los parámetros del filtro digital y procesando repetidamente la misma radiografía se pueden realzar las imágenes de distintas capas. Para explicarlo mejor conviene hacer una comparación con la tomografía lineal.

En los aparatos de tomografía lineal la imagen clara de una capa se obtiene moviendo la fuente de rayos X y la película radiográfica en sincronismo, de manera que durante la exposición sólo las partes del cuerpo que están

en una capa determinada, paralela a la película, siempre son proyectadas sobre el mismo lugar de la película, mientras que las demás se desplazan y quedan borrosas. La capa cuya imagen está siempre enfocada se llama en plano de corte o capa tomográfica.

Los filtros tomográficos producen un enfoque parecido al de la tomografía lineal, pero sin ningún movimiento. Con los filtros tomográficos, en vez de mover el tubo de rayos X, se aprovecha la superficie finita de la mancha focal; y en vez de mover la película se utiliza un filtro digital de dos dimensiones para procesar la imagen de la película, previamente muestreada. Ciertamente, el principio de superposición es válido en este caso y se puede suponer una fuente equivalente de rayos X, constituida por una fuente de dimensiones infinitesimales que se desplace sobre toda la mancha focal. El movimiento de esta fuente es parecido al movimiento del tubo de rayos X en la tomografía lineal. No obstante, como, en la radiografía convencional la película no se mueve, las imágenes de todas las capas aparecen borrosas. Por tanto, para convertir una imagen radiográfica en una imagen tomográfica la película se muestra y se procesa con un filtro digital, que produce, *a posteriori*, un efecto parecido al que produciría el movimiento de la película en la tomografía lineal.

FUNCION DE TRANSFERENCIA DE LOS FILTROS TOMOGRAFICOS

Para caracterizar a los filtros tomográficos fue preciso deducir las ecuaciones de radiología basadas en el modelo previamente descrito. Aunque por razones de espacio los detalles de este desarrollo no pueden incluirse aquí, se pueden encontrar en (4, 10).

La función de transferencia del filtro tomográfico debería ser tal que en cascada con la función de transferencia del sistema radiológico resulte en una función de transferencia total que sea igual a una constante para la capa tomográfica y simultáneamente cero para las demás capas. En la práctica, la segunda condición no se puede cumplir, ni siquiera aproximadamente. Por tanto es importante conocer la forma de la función de transferencia total cuando un filtro tomográfico diseñado para cierta capa actúa sobre la imagen de otra capa. La función total de transferencia, incluyendo el sistema radiológico y el filtro tomográfico, es más útil que la función de transferencia del filtro por sí sola, ya que así es como se forma la imagen (fig. 1). Estas características fueron derivadas (4), y un ejemplo (en una dimensión solamente) se muestra gráficamente en la figura 2, donde se puede ver que la función de transferencia total para el plano de corte es idénticamente igual a la unidad, mientras que entre la mancha focal y el plano de corte tiene características de filtro paso bajo, y entre el plano de corte y la película tiene características de filtro paso alto. Este fenómeno permite explicar los resultados de los experimentos que se describirán más adelante.

Después de haber estudiado y obtenido las características de los filtros tomográficos se evaluaron teórica y

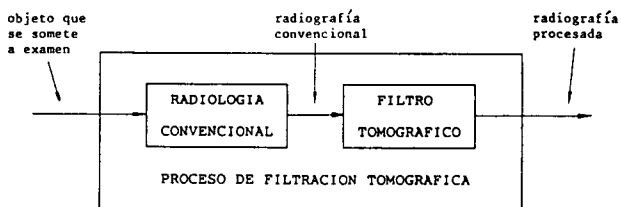


FIG. 1.—Concepto de filtraje tomográfico.

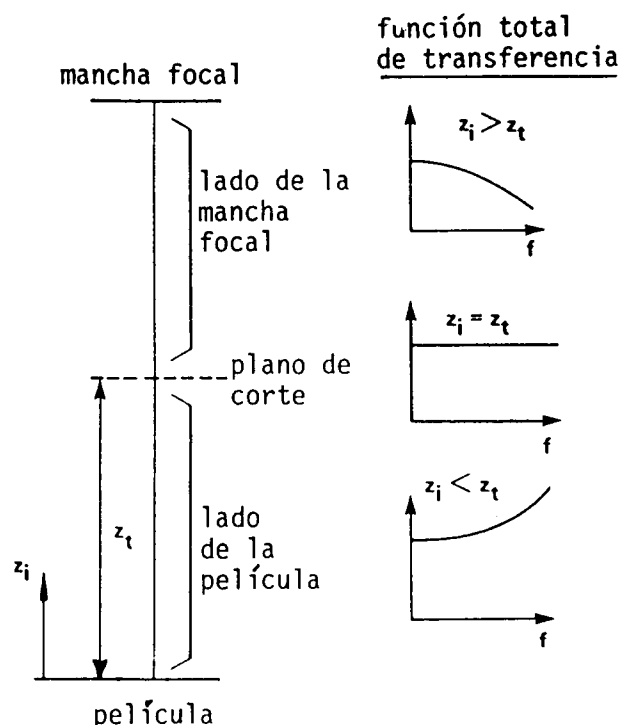


FIG. 2.—Variación de la función de transferencia respecto a la profundidad de un proceso de filtración tomográfica.

prácticamente (4, 11, 12). La evaluación teórica consistió en una comparación de su comportamiento con respecto a otras dos técnicas radiológicas bien establecidas: la radiología convencional y la tomografía lineal. Para ello se eligieron los siguientes criterios o medidas:

1. La función de transferencia.
2. El ángulo de exposición.
3. El espesor de la capa tomográfica.
4. La velocidad de variación de la magnitud de la función de transferencia de capa a capa.
5. La relación de señal a ruido.
6. La dosis de rayos X que recibe el paciente en cada caso.

Los detalles completos de esta evaluación teórica de los filtros tomográficos se encuentran en (4, 12) y un resumen en (13). Se demostró que los filtros tomográficos suponen una mejora sobre la radiología convencional, pero no pueden alcanzar las delgadas capas tomográficas de la tomografía lineal.

Aquí conviene destacar las ventajas de los filtros tomográficos con respecto a la dosis de rayos X. Como los rayos X suponen un peligro para el paciente, cualquier técnica que minimice la radiación es muy deseable. Cada procedimiento radiológico representa un compromiso entre la dosis y la calidad de la imagen para los diagnósticos. La tomografía lineal es un procedimiento de dosis alta que sólo se utiliza cuando hay problemas específicos que pesan más que los riesgos de la radiación (14, p. 314). Aunque la dosis de cada exposición, típicamente 1-2 rads, es comparable a la radiología convencional, la dosis total es mayor porque exposiciones múltiples son necesarias para obtener imágenes de varias capas. Como

que la posición de las estructuras normalmente no se conoce, varias tomas son necesarias, especialmente en el caso de pequeñas lesiones. Aquí la ventaja del filtraje tomográfico es evidente. Con una sola radiografía y cambiando los parámetros del filtro tomográfico se puede obtener una indicación de la posición de las estructuras de interés. Una vez se conoce la profundidad, la tomografía lineal (TL) o la tomografía computerizada (TC), se pueden aplicar para obtener una imagen mejor de esa capa, si es necesario.

DISEÑO Y REALIZACIÓN DE LOS FILTROS TOMOGRAFICOS

El filtro tomográfico está definido por su función de transferencia y se realiza utilizando técnicas de filtraje digital de dos dimensiones. La función de transferencia del filtro tomográfico viene dada por la inversa de la función de transferencia de la capa que se quiere restaurar. Aunque hay varias técnicas para la restauración de imágenes por medios digitales (15), el procedimiento que se eligió para estos primeros ensayos fue el de filtraje inverso, que aunque no es generalmente el mejor (especialmente en la presencia de ruido), si es el más sencillo. El filtraje inverso fue suficiente para demostrar la capacidad de los filtros tomográficos para realizar su objetivo (4, 11).

Para determinar prácticamente la función de transferencia del filtro tomográfico digital se necesita la siguiente información:

1. La distancia de la mancha focal a la película radiográfica.
2. La profundidad de las capas que se quieren restaurar.
3. La distribución de la intensidad de los rayos X cuando son emitidos por la mancha focal (función de exposición).

La función de exposición se puede obtener exponiendo un objeto cuya composición sea conocida exactamente, tal como una placa opaca con un agujero de unas micras de diámetro (16, 17). Este objeto representa la función delta de Dirac o impulso unidad, por tanto, su imagen es la respuesta impulsional del sistema.

Este método se utilizó para obtener la respuesta impulsional de un sistema radiográfico existente en una clínica. La película con la respuesta impulsional se mostró para su posterior tratamiento digital y obtención del filtro tomográfico. La figura 3 muestra un ejemplo en que la mancha focal tenía el tamaño de 1 mm. aproximadamente. La transformada rápida de Fourier (FFT-«fast Fourier transform») se utilizó para obtener la función de transferencia.

Para ahorrar memoria y tiempo en el diseño y realización de los filtros tomográficos en el ordenador, fue conveniente aproximar la respuesta impulsional de dos dimensiones por una función separable que puede ser representada por dos funciones unidimensionales. Esta aproximación se hizo multiplicando las dos funciones que se obtienen al cortar a lo largo de los ejes de la fun-

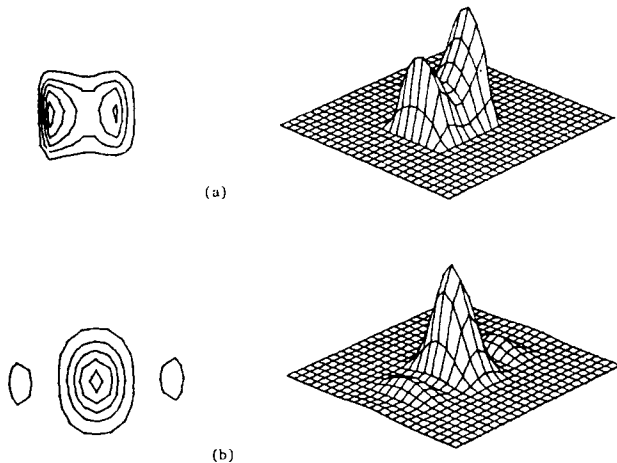


FIG. 3.—Mancha focal de un tubo renal de rayos X. A) Respuesta impulsional. B) Cuadrado de la magnitud de la función de transferencia.

ción transformada de Fourier de dos dimensiones, porque allí es donde la mayor parte de la energía está concentrada (4). El resultado de esta aproximación es bastante bueno, a juzgar por la figura 4.

Hay que notar que la respuesta impulsional del sistema radiológico hay que medirla una sola vez; ya que una vez ha sido muestreada, la respuesta impulsional o la función de transferencia de otras capas del cuerpo se pueden obtener cambiando las escalas de la función por interpolación.

Como la ganancia del filtro inverso puede llegar a ser demasiado grande, hay que poner protecciones. Varios tipos de estructuras para filtros existen para este propósito (4). En esta investigación, una técnica fue ideada que proporciona un método fácil para limitar la ganancia máxima de la respuesta en amplitud del filtro tomográfico y eliminar los componentes de alta frecuencia, que serían dominados por el ruido mediante un filtro paso bajo de frecuencia de corte apropiado (tabla I). Esta operación se diseñó de modo que la respuesta en fase se conserve totalmente, ya que la información que lleva la fase es muy importante en las imágenes (4, 18, 19).

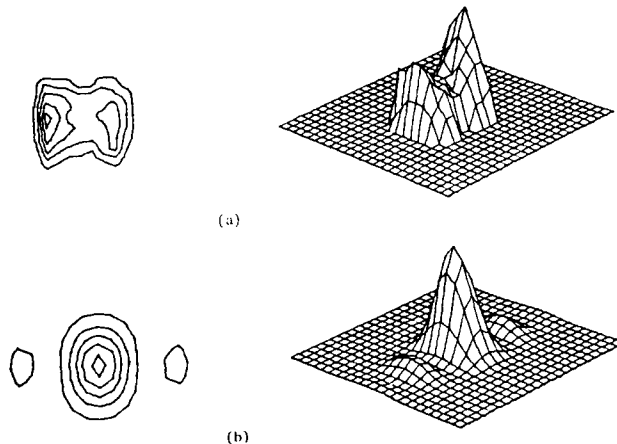


FIG. 4.—Aproximación de la mancha focal de la figura 3 por una función separable. A) Respuesta impulsional. B) Magnitud al cuadrado de la función de transferencia.

TABLA I
PARAMETROS DE LOS FILTROS TOMOGRAFICOS
UTILIZADOS PARA OBTENER
LAS FIGURAS 9, 11 Y 12

Figura procesada	Figura original	Capa a realzar	Filtro tomográfico		
			Ganancia límite (en dB)	Frecuencias de corte (en ciclos/mm.)	
9 (a)	8 (a)	2	10	0,33	0,33
9 (b)	8 (a)	2	20	0,42	0,42
9 (c)	8 (a)	1	20	0,83	0,83
9 (d)	8 (a)	1	40	1,25	1,25
11 (a)	10 (a)	2	10	0,34	0,37
11 (b)	10 (a)	2	20	0,41	0,51
11 (c)	10 (a)	1	15	1,32	0,94
11 (d)	10 (a)	1	20	1,48	1,11
12 (a)	10 (b)	2	20	0,24	0,30
12 (b)	10 (b)	2	20	0,70	0,30
12 (c)	10 (b)	1	10	1,07	0,39
12 (d)	10 (b)	1	20	0,40	0,53

Para el diseño y realización del filtro digital se prefirió el uso de las técnicas no recurrentes (4), ya que proporcionaron más flexibilidad en la ejecución de cualquier función de transferencia. Un ejemplo de filtro tomográfico se muestra en la figura 5.

El filtraje de la imagen en el ordenador (o equipo especial para este propósito) es la operación más sencilla de todo este proceso, aunque es la que requiere más cálculos. La parte de la imagen que quiere procesarse se transforma con la FFT de dos dimensiones, se multiplica punto por punto por los coeficientes del filtro, y finalmente se aplica la transformada inversa (FFT^{-1}) para reconstruir la imagen filtrada. Los detalles de este proceso, incluyendo los programas FORTRAN que se utilizaron en el ordenador, pueden encontrarse en (4). En estos ex-

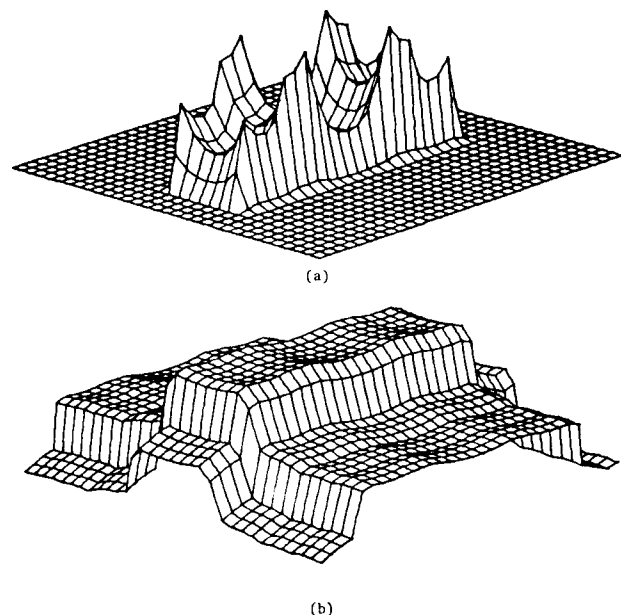


FIG. 5.—Un filtro tomográfico típico. A) Respuesta en amplitud. B) La misma respuesta en dB.

perimentos se utilizaron transformadas de 256×256 puntos porque representaron un buen compromiso entre la resolución de estas imágenes y el coste. La parte útil de las imágenes ocupa la cuarta parte del total, o sea, 128×128 muestras.

Aunque para estos experimentos se utilizó un ordenador IBM 370/165 de uso múltiple, miniordenadores serían suficientes para la realización de los filtros tomográficos. El filtraje tomográfico se podrá aplicar con facilidad cuando los sistemas de comunicación de imágenes médicas se lleven a cabo en los hospitales y clínicas (20).

DISCUSION DE LOS EXPERIMENTOS

Tres tipos de experimentos fueron efectuados para evaluar prácticamente los resultados del filtraje tomográfico. En dos de ellos el sistema radiológico fue simulado en el ordenador, aproximando las ecuaciones de formación de la imagen de rayos X. Este procedimiento permite mayor flexibilidad en la elección de diversas distribuciones de intensidad del haz de rayos X emitido por la mancha focal (es decir, la función de exposición), y también de las características del objeto que se somete a examen. El tercer tipo de experimento fue efectuado con radiografías reales. La explicación de los resultados en cada caso sigue.

Simulación de radiografías de objetos delgados

La figura 6 A muestra el resultado de la simulación con un objeto de dos dimensiones para que el efecto del filtraje tomográfico, a distintas profundidades, se pudiera apreciar mejor. Este cuerpo de una sola capa tenía una apertura en forma de anillo y un agujero en el centro para obtener la respuesta impulsional. La distribución de la intensidad de los rayos X en la mancha focal que dio lugar a la imagen en la figura 6 A tenía forma de campana de Gauss (una función exponencial de dos dimensiones definida dentro de una superficie cuadrada de 2 mm. de

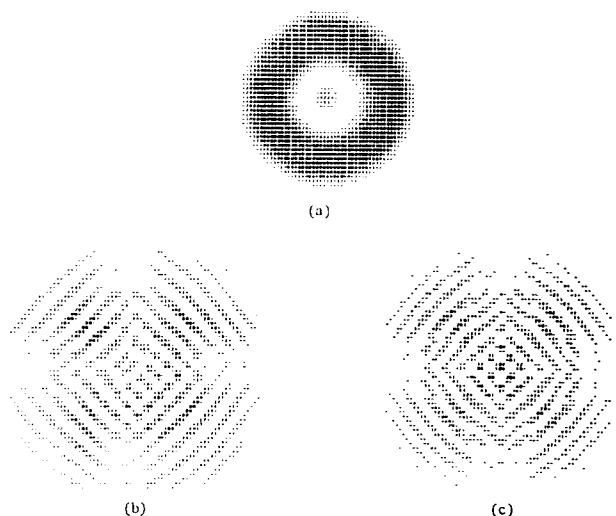


FIG. 6.

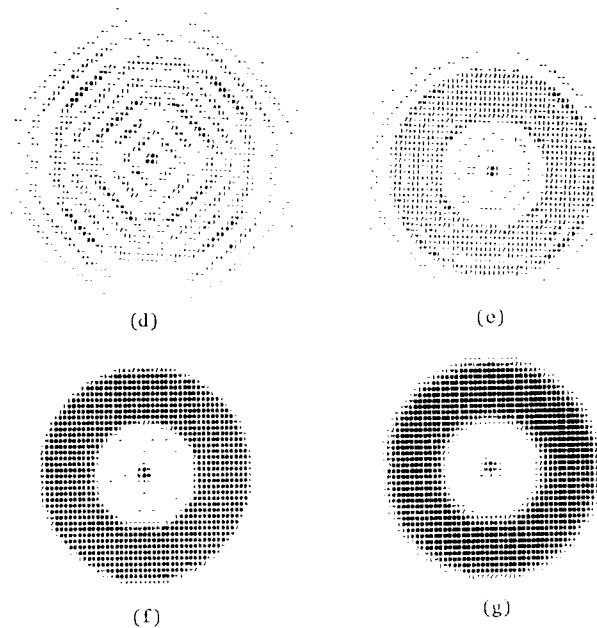


FIG. 6.—Experimentos con objetos delgados: Cuerpo de una sola capa con absorción del 100 por 100, situada a 400 mm. del plano de la película. A) Simulación de la radiografía de este cuerpo, obtenida con una mancha focal en forma de campana de Gauss. B-G) Resultados de procesar esta imagen con filtros tomográficos digitales diseñados para las capas situadas a las siguientes distancias del plano de la película: B) 600 mm., C) 550 mm., D) 500 mm., E) 450 mm., F) 400 mm., G) 350 mm.

lado) y la distancia de la mancha focal a la película era de 1 mm.

La figura 6 B-E claramente muestran el efecto de paso alto (fig. 2) cuando el filtro tomográfico diseñado para una capa se utiliza sobre otra capa que está situada más cerca de la película. En este caso, la descomposición de las estructuras indeseables es dramática, especialmente cuando la distancia entre esas dos capas es mayor (figura 6 B). No obstante, esta fuente adicional de ruido podría, en ciertos casos, crear artefactos o impedir la claridad de las imágenes de las otras capas.

La figura 6 F muestra el resultado cuando la capa tomográfica queda bien enfocada y la imagen de la figura 6 G tiene los contornos borrosos porque la función total de transferencia tiene características de filtro paso bajo para esa capa (fig. 2). Cada una de estas imágenes tiene 128×128 muestras (4).

Simulación de radiografías de objetos gruesos

Para observar el efecto de la superposición de las capas, cuando el filtro tomográfico actúa simultáneamente sobre las imágenes de todas ellas, se compuso un objeto de tres dimensiones, tomando dos estructuras de barras convergentes orientadas a 90° , una respecto a la otra y situadas en capas distintas (fig. 7). La simulación de la radiografía de este cuerpo se hizo con las mismas características del sistema radiológico que se describieron previamente para las radiografías de objetos delgados. La figura 8 A muestra la imagen de esta radiografía [más ejemplos pueden encontrarse en (4)]. La figura 8 B pro-

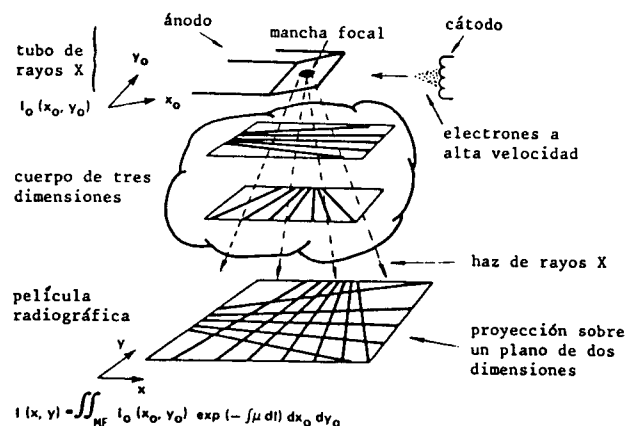


FIG. 7.—Diagrama del sistema de radiología convencional que fue simulado.

porciona una imagen de referencia formada con una fuente de rayos X de dimensiones prácticamente infinitesimales. Como se ve, no hay ninguna borrosidad en esta imagen. Esta imagen (fig. 8 B) ofrece una estructura en forma de bloques, debida a la magnificación radiológica del objeto muestreado, que no aparece en la otra radiografía (fig. 8 A), porque está difuminada por la borrosidad. En la figura 8 C-D se muestran las transformadas de Fourier de dos dimensiones, de las radiografías en la figura 8 A-B, respectivamente.

La figura 9 muestra los resultados de filtrar la figura 8 A con filtros tomográficos digitales, cuyos parámetros

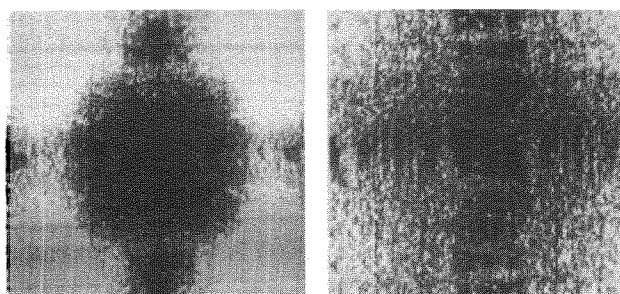
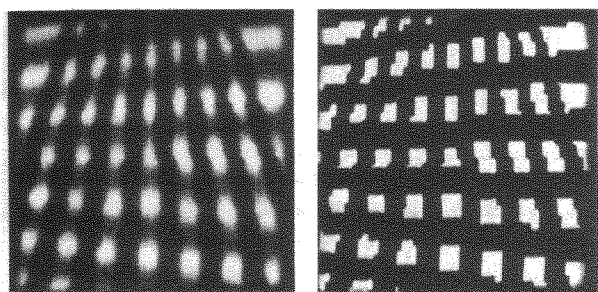


FIG. 8.—Experimentos con objetos gruesos: Cuerpo de dos capas con absorción del 50 por 100, situadas a 600 y 400 mm. del plano de la película. A) Simulación de la radiografía de este cuerpo, obtenida con una mancha focal en forma de campana de Gauss. B) Simulación de la radiografía del mismo cuerpo, obtenida con una fuente infinitesimal de rayos X. C-D) Imágenes que representan el logaritmo de la magnitud de la transformada de Fourier de dos dimensiones, aplicada a las radiografías en figura A y B, respectivamente.

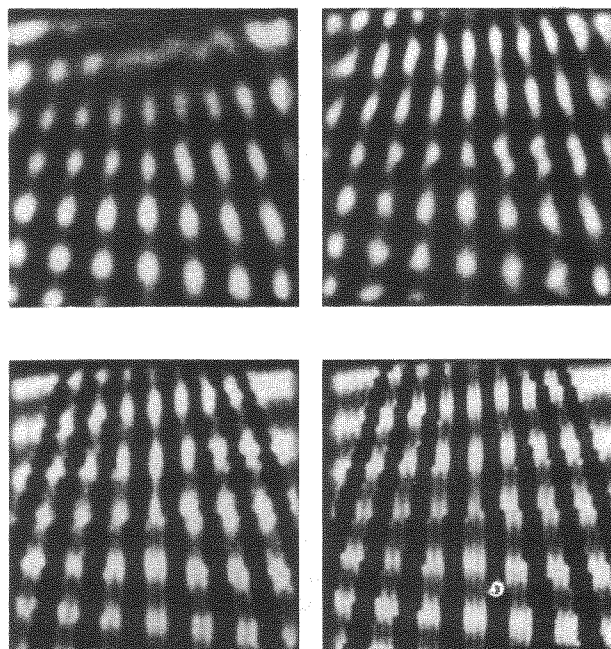


FIG. 9.—Resultados de filtrar la radiografía en la figura 8 A con filtros tomográficos digitales (tabla I). A-B) Para realzar la capa más lejana de la película (capa 2). C-D) Para realzar la capa más cercana a la película (capa 1).

se encuentran en la tabla I. La ganancia límite y las frecuencias de corte del filtro tomográfico se variaron para buscar los mejores resultados. En la figura 9 A-B el fin es realzar las barras horizontales (la capa más lejana de la película), pero no se consigue eliminar la imagen de la otra capa. En la figura 9 C-D el fin es realzar la imagen de las barras verticales (la capa más cercana a la película), y en este caso se consiguieron mejores resultados. Los efectos del filtraje tomográfico son particularmente buenos en la figura 9 D, donde la estructura de los bloques en las barras verticales se ha recobrado bastante y bien la imagen de la otra capa no está tan acentuada. Por tanto se puede concluir que el filtraje tomográfico es más fácil para las capas más cercanas a la película radiográfica.

Radiografías reales

Para comprobar el comportamiento de los filtros tomográficos con radiologías reales se obtuvieron radiografías de un maniquí que contenía una serie de lesiones artificiales colocadas en cada lado del pecho. Estas radiografías se obtuvieron en los Radiological Research Laboratories, Universidad de Toronto, Ontario (Canadá). También se obtuvo la respuesta impulsional de este equipo radiológico. Las radiografías se muestrearon, se calcularon los coeficientes de los filtros tomográficos correspondientes a las dos capas que contenían las lesiones y finalmente se procesaron las imágenes correspondientes (4). Para poder tener suficiente resolución en la imagen digital se tomaron 140×140 muestras en pequeñas áreas de $50 \times 50 \text{ mm}^2$ en la radiografía. La fi-

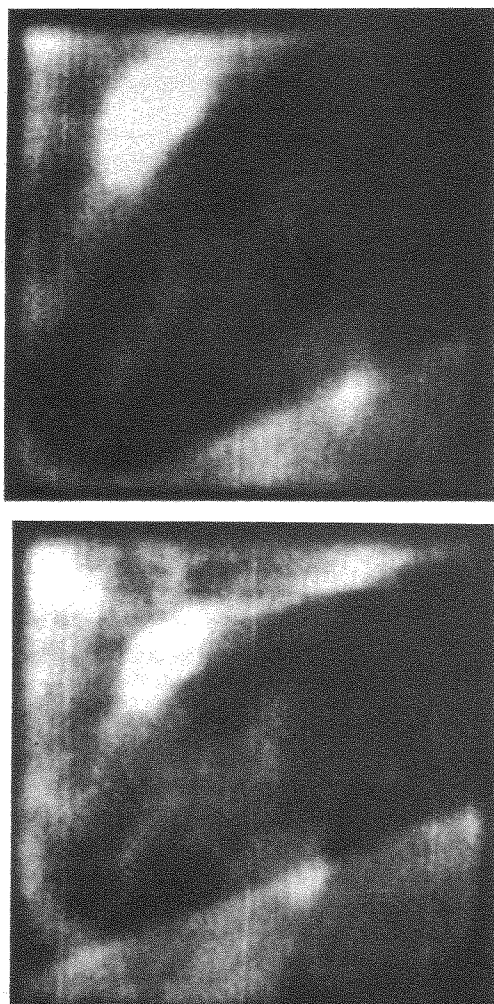


FIG. 10.—Dos radiografías del mismo objeto muestreadas y reconstruidas. Magnificación radiológica. A) 1,5 x. B) 2 x.

gura 10 muestra dos ejemplos obtenidos con una mancha focal de 2 mm. de dimensión nominal y magnificación radiográfica de 1,5 x (fig. 10 A) y 2 x (fig. 10 B). Estas regiones de las radiografías se eligieron cuidadosamente para que contuvieran dos lesiones, una en el lado del pecho más cercano a la mancha focal (pequeña mancha blanca en el cuarto cuadrante) y la otra en el lado del pecho más cercano a la película (gran mancha blanca en el segundo cuadrante). Llamaremos capa 2 y capa 1 a estas dos capas que contienen las lesiones. Los resultados se muestran en las figuras 11 y 12. Los parámetros de los filtros tomográficos utilizados se encuentran en la tabla I. Los detalles completos se pueden encontrar en (4).

La reconstrucción de la capa cercana a la mancha focal (capa 2) produce una imagen mejor enfocada de la lesión en esa capa y también una reducción aparente de su tamaño al desaparecer la borrosidad (véase el cuarto cuadrante en la figura 11 A y B, y en la figura 12 A y B). El filtro tomográfico al mismo tiempo estropea la imagen de la lesión más cercana a la película (capa 1), llenándola con manchas negras (véase el cuarto cuadrante en la figura 11 A y B y en la figura 12 A y B). Por otra parte, la reconstrucción de la capa 1 estropea la imagen de la

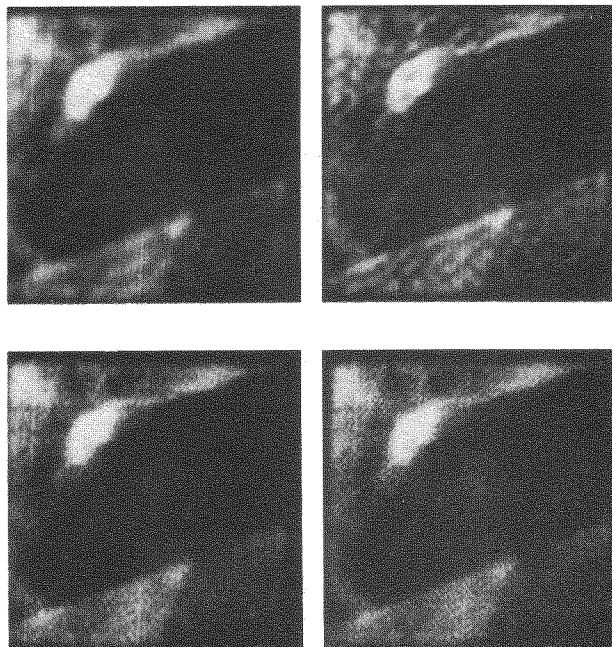


FIG. 11.—Resultados de procesar la figura 10 A con filtros tomográficos digitales (tabla I). A-B) Para realzar la capa más lejana de la película (capa 2). C-D) Para realzar la capa más cercana a la película (capa 1).

lesión en la capa 2, haciéndola desaparecer un poco en el fondo (véase el cuarto cuadrante en la figura 11 C y D y en la figura 12 C y D).

En general, después de procesar cada imagen con los filtros tomográficos, se observa que la imagen de una lesión tiende a desaparecer cuando su profundidad no coincide con la del filtro tomográfico. Esto permite dedu-

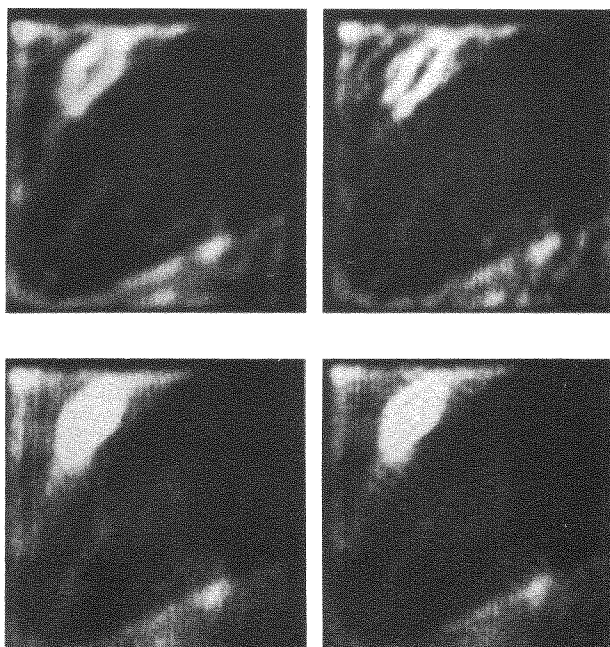


FIG. 12.—Resultados de procesar la figura 10 B con filtros tomográficos digitales (tabla I). A-B) Para realzar la capa más lejana de la película (capa 2). C-D) Para realzar la capa más cercana a la película (capa 1).

cir la profundidad a que se encuentran estas lesiones. No obstante, más investigación con radiografías reales es necesaria para determinar las aplicaciones medicas de los filtros tomográficos. El tamaño y la forma de la distribución de las estructuras y objetos en el cuerpo, junto con las propiedades de los filtros tomográficos, determinarán las aplicaciones específicas. Los filtros tomográficos dan mejor resultado cuando el objeto tiene estructuras de alta frecuencia, tales como las que proporcionan las lesiones pequeñas, las venas de la sangre, etc. Incluso cuando estos objetos se ven a simple vista en la radiografía en forma de manchitas o rayitas, se necesita ayuda para interpretar su significado (por ejemplo, determinar la profundidad a que se encuentran).

CONCLUSIONES

En este trabajo hemos presentado un nuevo método para el procesamiento de imágenes radiográficas, cuyo objeto es realzar la información a distintas profundidades del cuerpo. Las evaluaciones teóricas y prácticas de los filtros tomográficos han demostrado que los resultados de la calidad de la imagen representan una mejora con respecto a la radiología convencional, pero no alcanzan los resultados de la tomografía lineal. La principal ventaja del filtraje tomográfico es que se puede aplicar a las radiografías convencionales sin necesidad de utilizar aparatos radiológicos especiales, y permite reducir la dosis de rayos X que se aplica al paciente, porque de una sola radiografía se pueden obtener muchas imágenes cambiando los parámetros del filtro digital. Se comprueba así que los filtros tomográficos extienden la utilidad de los equipos existentes de radiología convencional.

BIBLIOGRAFIA

1. ZIEDSES DES PLANTES, B. G.: «Body-section radiography: History, image information, various techniques and results». *Austral. Radiol.*, XV: 57-64, 1971.
2. «Special issue on computerized tomography». *Proc. IEEE*, 71, 3: 289-435, 1983.
3. MERSERAU, R. M., y OPPENHEIM, A. V.: «Digital reconstruction of multidimensional signals from their projections». *Proc. IEEE*, 62: 1319-1338, 1974.
4. COSTA, J. M.: «Design and realization of digital tomographic filters for radiographs». Tesis Doctoral (Ph. D.), Department of Electrical Engineering, University of Toronto, Ontario (Canada), 1981.
5. COSTA, J. M.: «Insight into radiological images». En: «Proc. of the first IASTED. Symposium on Applied Informatics», vol. I, pp. 189-192, Lille, France, 1983.
6. ROSSMAN, K.: «Image quality». En: «Radiologic clinics of North America. Symposium on the Perception of the Roentgen Image», vol. VII, n.º 3, pp. 419-433, 1986.
7. MORGAN, R. H.: «The frequency response function, a valuable means of expressing the informational recording capability of diagnostic X-ray systems». *Am. J. Roentgenol. Rat. Ther. Nucl. Med.*, 88, 1: 175-186, 1962.
8. LAASONEN, E. M.: «Information transmission in roentgen diagnostic chains». *Acta Radiol. Supp.*, 280: 1-93, 1968.
9. MOSELEY, R. D. (Jr.), y RUST, J. H. (eds.): «Diagnostic radiologic instrumentation, modulation transfer function». Charles C. Thomas, Springfield, Illinois, 1965.
10. COSTA, J. M.; VENETSANOPOULOS, A. N., y TREFLER, M.: «Digital tomographic filtering of radiographs». *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-2, 2: 76-88, 1983.
11. COSTA, J. M.; VENETSANOPOULOS, A. N., y TREFLER, M.: «Design and implementation of digital tomographic filters». *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-2, 2: 89-100, 1983.
12. COSTA, J. M.; VENETSANOPOULOS, A. N., y TREFLER, M.: «Evaluation of digital tomographic filters». *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-4, 1: 1-13, 1985.
13. COSTA, J. M.: «Tomographic filters for digital radiography». En: «Digital Radiography». *Proc. SPIE*, 314: 66-71, 1981.
14. BERRETT, A.; BRÜNNER, S., y VALVASSORY, G. E. (eds.): «Modern thin-section tomographic». Charles C. Thomas, Springfield, Illinois, 1973.
15. ANDREWS, H. C., y HUNT, B. R.: «Digital image restoration». Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1977.
16. BAIRD, L. C.: «How big is a pinhole?». *Med. Physics*, 7: 64, 1980.
17. TREFLER, M., y GRAY, J. E.: «Characterization of the imaging properties of X-ray focal spots». *App. Optics*, 15: 3099-3104, 1976.
18. HUANG, T. S.; BURNETT, J. W., y DECZKY, A. G.: «The importance of phase in image processing filters». *IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing*, ASSP-23, 6: 529-542, 1985.
19. GRAY, J. E., y TREFLER, M.: «Phase effects in diagnostic radiological images». *Med. Physics*, 3, 4: 195-203, 1976.
20. COSTA, J. M.: «Medical image communication systems». En: «Digital radiography». *Proc. SPIE*, 314: 380-388, 1981.

Dirección del autor:

J. M. COSTA, Ph. D.
Bell-Northern Research.
P. O. Box 3511, Station «C».
Ottawa, Ontario.
Canada K1Y 4H7.