

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 472 454**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/00** (2006.01)

**A61B 6/03** (2006.01)

**G06T 5/50** (2006.01)

**G06T 7/00** (2006.01)

**G06T 11/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.09.2011** **E 11180932 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.05.2014** **EP 2567659**

54 Título: **Método de radiografía de doble energía que no necesita calibración**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**01.07.2014**

73 Titular/es:

**AGFA HEALTHCARE (100.0%)**

**Septestraat 27**

**2640 Mortsel, BE**

72 Inventor/es:

**BERTENS, TOM**

74 Agente/Representante:

**TEMIÑO CENICEROS, Ignacio**

ES 2 472 454 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Método de radiografía de doble energía que no necesita calibración.

### 5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención hace referencia a la radiografía de doble energía y, más particularmente, a un método automático que no necesita calibración para una descomposición de material por doble energía en radiografía digital.

### 10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La radiografía de doble energía es una técnica que consiste en tomar dos imágenes radiográficas de un objeto a distinta energía de radiación. Se combinan una imagen de alta energía y una imagen de baja energía para formar imágenes que realzan diferentes composiciones de material en el objeto. En aplicaciones de grabación de imágenes médica se reconstruyen, por regla general, imágenes de huesos o tejidos blandos.

Existen distintos tipos de algoritmos para obtener imágenes de descomposición de material en radiografía de doble energía.

Una primera categoría de algoritmos descompone las imágenes de alta y de baja energía en espesores equivalentes de materiales de base. Estos métodos representan el coeficiente de atenuación como una suma ponderada de funciones base no lineales en la que los pesos representan los espesores de material de base. Esta técnica requiere un exhaustivo proceso de calibración, según el cual se miden los valores de píxel de alta y de baja energía para distintos pares de kVp empleando un fantoma de calibración que contiene una gama de espesores para ambos materiales de base, normalmente aluminio y Lucite.

Una segunda categoría de algoritmos calcula las imágenes de descomposición como una resta de logaritmos ponderada lineal de las imágenes de baja y de alta energía.

En este sencillo enfoque, se supone que se generan imágenes empleando espectros monoenergéticos y que el objeto representado se compone de 2 materiales: hueso y tejido blando.

La señal en el píxel (x,y) en las imágenes de baja y de alta energía se obtiene de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} P_L &\sim \text{Exp}(-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B) \\ P_H &\sim \text{Exp}(-\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B) \end{aligned}$$

Donde  $\mu_{S,L}$  y  $\mu_{B,L}$  son los coeficientes de atenuación de los tejidos blandos y de los huesos para el espectro de baja energía,  $\mu_{S,H}$  y  $\mu_{B,H}$  son los coeficientes de atenuación de los tejidos blandos y de los huesos para el espectro de alta energía y  $Z_S$  y  $Z_B$  son los espesores de los tejidos blandos y de los huesos en el paciente para la posición de píxel (x,y).

Calculando la resta de las imágenes convertidas a escala logarítmica con un parámetro peso w, se pueden generar imágenes específicas para cada material.

$$\begin{aligned} \text{Log}(P_{OUT}) &= \text{Log}(P_H) - w \text{Log}(P_L) \\ &= -\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B - w(-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B) \\ &= -(\mu_{S,H} - w\mu_{S,L})Z_S - (\mu_{B,H} - w\mu_{B,L})Z_B \end{aligned}$$

Si el parámetro peso se define como  $w_S = \mu_{S,H} / \mu_{S,L}$ , se genera una imagen de hueso. Del mismo modo, si el parámetro peso se define como  $w_B = \mu_{B,H} / \mu_{B,L}$ , se genera una imagen de tejido blando.

En la técnica anterior, los parámetros peso son seleccionados y ajustados manualmente por el observador durante el estudio de las imágenes.

En la patente de la técnica anterior WO 02/19909 A1, los parámetros peso se calculan automáticamente de manera iterativa utilizando métricas de cancelación.

En Shkumat N et al., "Optimization of image acquisition techniques for dual-energy imaging of the chest", Medical Physics, AIP, Melville, NY, EE.UU., Vol. 34, N° 10, 20 septiembre 2007, págs. 3904-3915, se da a conocer un método que utiliza una imagen de radiografía de alta energía y una de baja energía para calcular mediante una resta una imagen de hueso, así como una imagen de tejido blando. La imagen de baja energía se pondera con un factor  $w_S$  en una primera resta para generar una imagen de hueso y con un factor  $w_B$  en una segunda resta que se emplea para generar una imagen de tejido blando. El factor  $w_S$  se calcula automáticamente utilizando la relación entre las imágenes de alta y de baja energía. Sin embargo, no se dice cómo se obtiene  $w_S$ .

Un objeto de la presente invención es proporcionar un método para calcular las imágenes de descomposición (imágenes de hueso y de tejido blando) por medio de una técnica de radiografía de doble energía basada en una resta de logaritmos ponderada de imágenes de baja y de alta energía, en la que los parámetros peso adecuados se calculan automáticamente de una manera no iterativa que no necesita calibración y sin saber nada sobre los ajustes de exposición aplicados.

## RESUMEN DE LA INVENCION

Los aspectos anteriormente mencionados se logran mediante un método tal y como se define en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se establecen características específicas para realizaciones preferidas de la invención.

La descomposición en una imagen de tejido blando y una imagen de hueso se calcula según una técnica de resta de logaritmos ponderada, según la cual los pesos se calculan utilizando un análisis del contenido de imagen sin saber nada sobre los ajustes de exposición (kVp, material filtrante), el tamaño del paciente y los coeficientes de atenuación del material.

La descomposición es un método no iterativo en dos pasos. En un primer paso se reconstruye la imagen de hueso, según el cual el parámetro peso se obtiene a partir del histograma de las relaciones entre los valores de píxel de las imágenes de alta y de baja energía convertidos a escala logarítmica.

En un segundo paso, la imagen de hueso se analiza para localizar las estructuras óseas en la imagen. Esta información se usa para calcular el parámetro peso indicado para obtener la imagen de tejido blando a partir de las imágenes de baja y de alta energía.

En general, el método de la presente invención se pone en práctica en forma de producto de programa informático adaptado para llevar a cabo los pasos del método de la presente invención cuando se ejecuta en un medio de procesamiento de señales tal como un ordenador. Habitualmente, el producto de programa informático se encuentra almacenado en un soporte legible por ordenador tal como un DVD. Alternativamente, el producto de programa informático adopta la forma de señal eléctrica y puede transmitirse a un usuario por comunicación electrónica.

Otras ventajas y realizaciones de la presente invención se harán evidentes en la descripción y los dibujos siguientes.

## BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

La figura 1 muestra una imagen de relación de una imagen de baja energía convertida a escala logarítmica y una imagen de alta energía convertida a escala logarítmica.

La figura 2 muestra el histograma de los valores de píxel de la imagen de relación de la figura 1.

La figura 3 muestra una imagen de hueso reconstruida.

La figura 4 muestra los bordes identificados en la imagen de hueso reconstruida.

La figura 5 muestra la imagen de tejido blando reconstruida.

## DESCRIPCION DETALLADA DE LA INVENCION

En la radiografía de doble energía, 2 imágenes son generadas por un sistema de grabación de imagen de rayos x: una imagen de baja energía y una imagen de alta energía.

Un sistema de rayos x de este tipo comprende generalmente una fuente de rayos x y un colimador para generar un haz de rayos x que se dirige hacia el objeto que está siendo examinado (un paciente, un animal, un maniquí de ensayo, etc.).

A menudo, el sistema de grabación de imagen además comprende un detector de radiación para captar la imagen de radiación del objeto irradiado. Ejemplos de detectores de radiación adecuados son un detector de radiación de estado sólido de panel plano, una pantalla luminiscente fotoestimulable, una película de rayos x convencional, etc.

Unos medios de lectura de imágenes forman parte del sistema de grabación de imagen para leer la imagen almacenada en el detector de radiación y para generar una imagen digital. Este medio de lectura de imágenes puede ser parte del propio detector de radiación (por ejemplo, parte del detector de radiación de estado sólido de panel plano) o puede ser independiente del detector (por ejemplo, un digitalizador de imágenes utilizado para detectar luz emitida por una pantalla luminiscente fotoestimulable expuesta al ser ésta estimulada y para convertirla en valores de píxel digitales, o un escáner de películas).

Además, el medio de lectura de imágenes está conectado a un medio de procesamiento de señales que, a su vez, está conectado a una memoria. La memoria almacena las imágenes digitales extraídas por lectura del detector de radiación y almacena un programa informático que es ejecutado por dicho medio de procesamiento de imágenes con el fin de realizar los cálculos de la presente invención que se describen a continuación sobre las imágenes digitales.

Adicionalmente, el medio de procesamiento de señales puede conectarse a un dispositivo de visualización o a una impresora para visualizar o realizar una copia impresa de las imágenes que son generadas por el método de la presente invención.

- 5 La técnica de resta de logaritmos permite descomponer las imágenes de alta y de baja energía en imágenes específicas para cada material, por ejemplo, una imagen de hueso y de tejido blando en radiografía de pecho:

$$\begin{aligned} P_{OUT} &= \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w \text{Log}(P_L)) \\ &= \text{Exp}(-\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B - w(-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B)) \\ 10 &= \text{Exp}(-( \mu_{S,H} - w \mu_{S,L} ) Z_S - ( \mu_{B,H} - w \mu_{B,L} ) Z_B ) \end{aligned}$$

Mediante la elección de los parámetros peso  $w$  adecuados, puede reconstruirse una imagen de tejido blando ( $w_B = \mu_{B,H} / \mu_{B,L}$ ) y puede reconstruirse una imagen de hueso ( $w_S = \mu_{S,H} / \mu_{S,L}$ ).

- 15 La presente invención proporciona un método para calcular automáticamente los parámetros peso adecuados de una manera no iterativa que no necesita calibración y sin saber nada sobre los ajustes de exposición.

En el caso de un sistema de doble exposición, preferiblemente las imágenes de baja y de alta energía se ponen en registro espacialmente primeramente para reducir artefactos por desalineamiento debido a movimientos cardiacos, respiratorios, intestinales y del paciente. Se conocen varios algoritmos de registro rígidos y no rígidos. (Por ejemplo, en las solicitudes de patente europea co-pendientes de tramitación 10169607.8 y 11151202.6 se describen extensivamente métodos de registro espacial).

- 25 A las imágenes de alta y de baja energía puestas en registro pueden aplicárseles operaciones de preprocesamiento adicionales para reducir el ruido, eliminar los artefactos de líneas de rejilla antidifusora, etc.

Un parámetro peso indicado para reconstruir la imagen de hueso puede calcularse a partir de la relación entre los valores de píxel de píxeles de la imagen de alta energía convertida a escala logarítmica y los valores de píxel en posiciones de píxel correspondientes en la imagen de baja energía convertida a escala logarítmica:

$$\text{Log}(P_H) / \text{Log}(P_L) = (-\mu_{S,H}Z_S - \mu_{B,H}Z_B) / (-\mu_{S,L}Z_S - \mu_{B,L}Z_B)$$

- 35 De aquí en adelante, una imagen que comprende para cada píxel un valor resultante de la operación anterior realizada sobre píxeles correspondientes en las imágenes de alta y de baja energía convertidas a escala logarítmica será denominada "imagen de relación".

En la imagen de relación pueden identificarse 3 regiones principalmente (véase la figura 1). Un primer grupo de relaciones (valores de píxel de la imagen de relación) corresponde a la zona directamente expuesta. Un segundo grupo de relaciones corresponde a píxeles procedentes únicamente de la atenuación de tejido blando. El último grupo de relaciones corresponde a píxeles procedentes de una combinación de atenuaciones de tejido blando y de hueso. Esto aparece reflejado también en el histograma de los valores de relación (véase la figura 2).

- 45 Para los píxeles procedentes únicamente de la atenuación de tejido blando, el espesor de hueso  $Z_B$  es 0. Por lo tanto, la relación de valores de píxel convertidos a escala logarítmica es:

$$\text{Log}(P_H) / \text{Log}(P_L) = -\mu_{S,H}Z_S / -\mu_{S,L}Z_S = \mu_{S,H} / \mu_{S,L}$$

Este es precisamente el parámetro peso  $w_S$  desconocido que es necesario para reconstruir la imagen de hueso.

- 50 El parámetro peso  $w_S$  se calcula como el centro del intervalo de clase con la frecuencia máxima. Puesto que estamos interesados en el grupo de relaciones correspondientes únicamente a la atenuación de tejido blando, el cálculo del histograma puede hacerse más selectivo calculando una máscara de píxeles de interés en la imagen e ignorando las regiones de fondo y las estructuras luminosas, mayormente óseas, en la imagen. Es posible obtener una buena aproximación de una máscara de píxeles de interés por formación de umbrales.

- 55 Otra realización consiste en variar espacialmente el parámetro peso  $w_S$  en vez de usar 1 parámetro peso global en la resta de logaritmos.

- 60 La relación de atenuación de tejido blando puede variar ligeramente a lo largo de la imagen debido al efecto talón, la variación del espesor de tejido y la dispersión.

Mediante la división de la imagen de relación en regiones o azulejos y el cálculo del parámetro peso  $w_S$  por región o azulejo (de la manera descrita anteriormente), puede calcularse por interpolación para cada píxel en la imagen el parámetro peso  $w_S$  más óptimo localmente.

Tal y como se muestra en la figura 3, el resultado del cálculo de  $P_{hueso} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_S \text{Log}(P_L))$  es una imagen de hueso reconstruida.

Para reconstruir la imagen de tejido blando, hay que calcular el parámetro peso  $w_B$  que representa la relación de los coeficientes de atenuación de los huesos.

El parámetro peso  $w_B$  para la reconstrucción de la imagen de tejido blando puede calcularse utilizando la información en la imagen de hueso reconstruida.

Los bordes de hueso en la imagen de hueso reconstruida corresponden a regiones de imagen en las que el gradiente local promedio a través del borde de hueso debería ser cero en la imagen de tejido blando reconstruida.

Los bordes de hueso se pueden localizar, por ejemplo, aplicando un filtro de borde a la imagen de hueso reconstruida, por ejemplo, el filtro Sobel (véase la figura 4). También son aplicables métodos alternativos para localizar los bordes tales como el ajuste del modelo.

Para conservar sólo un subconjunto de píxeles de borde relevantes, puede definirse un rango selectivo para los valores de solidez de borde. Los píxeles de borde con un bajo valor de solidez de borde pueden considerarse bordes ruidosos irrelevantes e ignorarse. Los píxeles de borde con un valor elevado de solidez de borde pueden ignorarse ya que pueden ser bordes de implantes o artefactos de desalineamiento.

Para cada píxel de borde de hueso se requiere que no haya diferencia de píxel a través de la posición de borde de hueso en la imagen de tejido blando reconstruida.

Para cada píxel de borde de hueso se calculan 2 posiciones de píxel adyacentes al borde de hueso y situadas en lados opuestos de un borde, por ejemplo, se calculan pares de valores de píxel en posiciones de píxel opuestas que son perpendiculares a la dirección del borde de hueso.

Puesto que los valores de píxel de estos 2 píxeles deberían ser iguales en la imagen de hueso reconstruida:

$$\begin{aligned} \text{Log}(P_{H,1}) - w_B \text{Log}(P_{L,1}) &= \text{Log}(P_{H,2}) - w_B \text{Log}(P_{L,2}) \\ w_B \text{Log}(P_{L,1}) - w_B \text{Log}(P_{L,2}) &= \text{Log}(P_{H,1}) - \text{Log}(P_{H,2}) \\ w_B &= (\text{Log}(P_{H,1}) - \text{Log}(P_{H,2})) / (\text{Log}(P_{L,1}) - \text{Log}(P_{L,2})) \end{aligned}$$

El parámetro peso  $w_B$  se calcula como la mediana de las relaciones de las diferencias de píxel a lo largo de los píxeles de borde de hueso en la imagen de alta energía convertida a escala logarítmica y las diferencias de píxel en la imagen de baja energía convertida a escala logarítmica.

Pueden preverse valores alternativos tales como el valor promedio o un percentil predefinido, etc.

En otra realización, el parámetro peso  $w_B$  puede variarse espacialmente de manera similar al cálculo de  $w_S$ . Esto permite tener en cuenta ligeras variaciones del parámetro peso  $w_B$  debido al efecto talón, la variación del espesor de hueso y la dispersión. La máscara de borde de hueso puede dividirse en regiones o azulejos, y el parámetro peso  $w_B$  se calcula entonces por región o azulejo. Para cada píxel en la imagen, el parámetro peso  $w_B$  más óptimo localmente puede calcularse por interpolación.

Tal como se muestra en la figura 5, el resultado del cálculo de  $P_{blando} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_B \text{Log}(P_L))$  es una imagen de tejido blando reconstruida.

Pueden aplicarse operaciones de postprocesamiento a las imágenes de hueso y de tejido blando reconstruidas para reducir el ruido, para aplicar correcciones de dispersión y para convertir los valores de píxel en valores indicados para la reproducción o la visualización, por ejemplo, utilizando métodos de procesamiento de imágenes multiescala, ya que existe un procesamiento de gradación multiescala (tal y como se describe en el documento EP 1 341 125) y un procesamiento de mejora del contraste multiescala (tal y como se describe en el documento EP 1 347 413).

## REIVINDICACIONES

1. Método para generar una imagen de hueso y una de tejido blando de un objeto por medio de una técnica de radiografía de doble energía, en el que dichas imágenes de hueso y de tejido blando se calculan con restas de logaritmos ponderadas de imágenes de baja energía y de alta energía
  - generando una imagen de radiación de alta energía  $P_H$  de dicho objeto con un primer nivel de energía de una fuente de radiación,
  - generando una imagen de radiación de baja energía  $P_L$  de dicho objeto con un segundo nivel de energía de una fuente de radiación más bajo que dicho primer nivel de energía,
  - calcular una imagen de relación  $\text{Log}(P_H)/\text{Log}(P_L)$ ,
  - calcular al menos un valor de un parámetro peso  $w_S$  por medio de valores de píxel de dicha imagen de relación,
  - generar una imagen de hueso como  $P_{\text{hueso}} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_S \text{Log}(P_L))$ , caracterizado por los pasos de
    - localizar bordes de hueso en dicha imagen de hueso,
    - calcular al menos un valor de un parámetro peso  $w_B$  a partir de valores de píxel de pares de píxeles de píxeles adyacentes a un borde de hueso y situados en lados opuestos de dicho borde,
    - reconstruir una imagen de tejido blando como  $P_{\text{blando}} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_B \text{Log}(P_L))$ .
2. Método según la reivindicación 1, en el que dicho parámetro peso  $w_S$  se determina
  - calculando el histograma de valores de píxel de dicha imagen de relación,
  - calculando  $w_S$  como el centro del intervalo de clase con la frecuencia máxima de dicho histograma.
3. Método según la reivindicación 1, en el que dichos bordes de hueso se localizan sometiendo dicha imagen de hueso a una operación de filtrado de bordes.
4. Método según la reivindicación 1, en el que dicho parámetro peso  $w_B$  se calcula como un valor promedio, un valor de mediana o un percentil predeterminado de las relaciones de diferencias de valores de píxel de dichos pares de píxeles en la imagen de alta energía convertida a escala logarítmica  $\text{Log}(P_H)$  y en la imagen de baja energía convertida a escala logarítmica  $\text{Log}(P_L)$ .
5. Método según la reivindicación 1, en el que dichas imágenes de baja y de alta energía se ponen en registro espacialmente antes del paso de calcular una imagen de relación.
6. Método según la reivindicación 1, en el que dichas imágenes de baja y de alta energía se preprocesan antes del paso de calcular una imagen de relación.
7. Método según la reivindicación 2, en el que se calcula una máscara de píxeles de interés, comprendiendo dicha máscara píxeles de dicha imagen de relación con excepción de píxeles de regiones de fondo y estructuras luminosas y en el que para el cálculo de dicho histograma sólo se tienen en cuenta píxeles de máscara.
8. Método según la reivindicación 1, en el que dicha imagen de relación se divide en azulejos y en el que se calcula un parámetro peso  $w_S$  y/o un parámetro peso  $w_B$  para cada uno de dichos azulejos y en el que para cada píxel se calcula un parámetro peso óptimo por interpolación entre los valores calculados de dichos parámetros peso.
9. Producto de programa informático adaptado para llevar a cabo los siguientes pasos cuando se ejecute en un ordenador sobre una imagen de radiación de alta energía  $P_H$  de un objeto obtenida irradiando dicho objeto con un primer nivel de energía de una fuente de radiación y sobre una imagen de radiación de baja energía  $P_L$  de dicho objeto obtenida irradiando dicho objeto con un segundo nivel de radiación de una fuente de radiación más bajo que dicho primer nivel de radiación,
  - calcular una imagen de relación  $\text{Log}(P_H)/\text{Log}(P_L)$ ,
  - calcular al menos un valor de un parámetro peso  $w_S$  por medio de valores de píxel de dicha imagen de relación,
  - generar una imagen de hueso como  $P_{\text{hueso}} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_S \text{Log}(P_L))$ ,
  - localizar bordes de hueso en dicha imagen de hueso,
  - calcular al menos un valor de un parámetro peso  $w_B$  a partir de valores de píxel de pares de píxeles de píxeles adyacentes a un borde de hueso y situados en lados opuestos de dicho borde,
  - reconstruir una imagen de tejido blando como  $P_{\text{blando}} = \text{Exp}(\text{Log}(P_H) - w_B \text{Log}(P_L))$ .
10. Soporte legible por ordenador que comprende código de programa ejecutable por ordenador adaptado para llevar a cabo los pasos de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8.

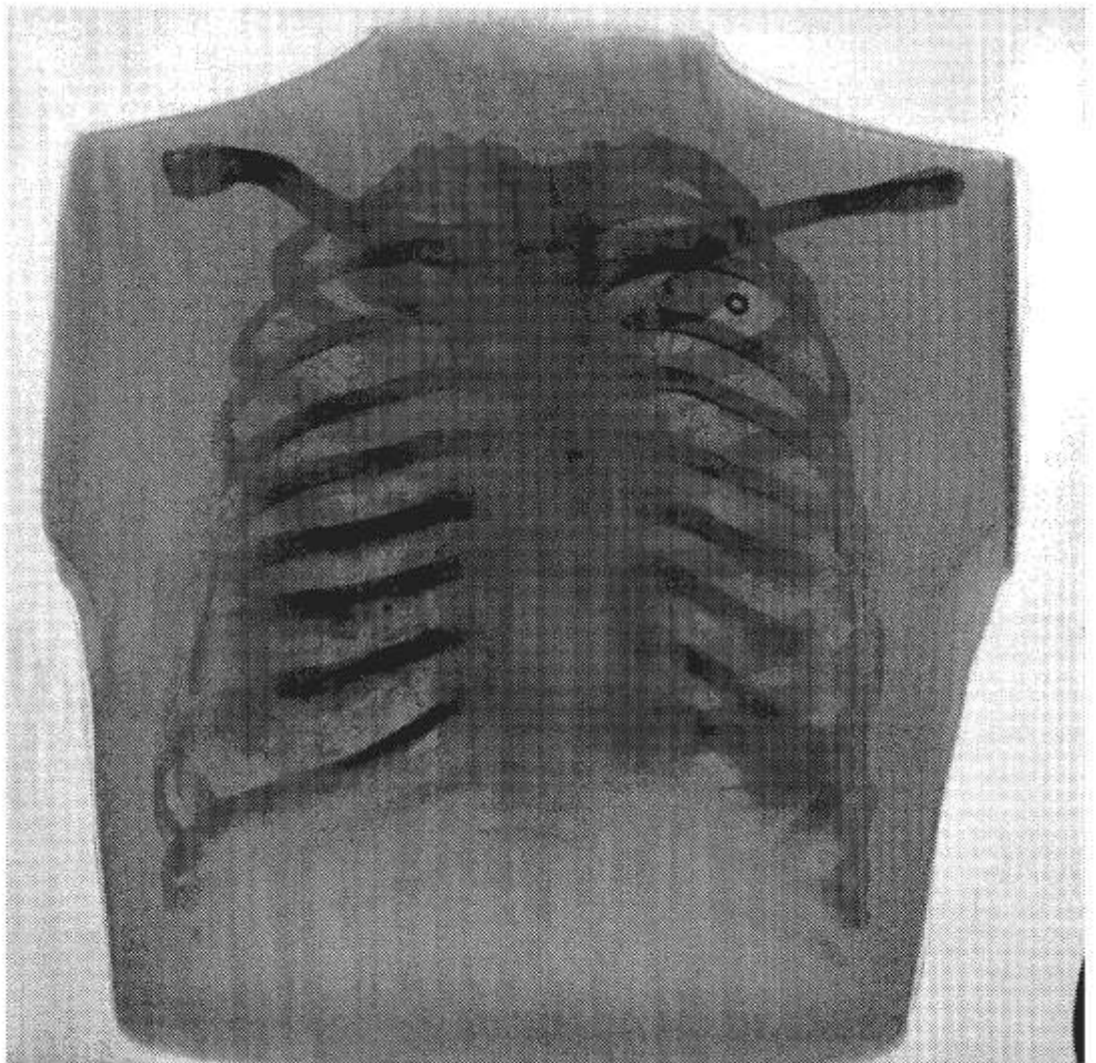


FIG. 1

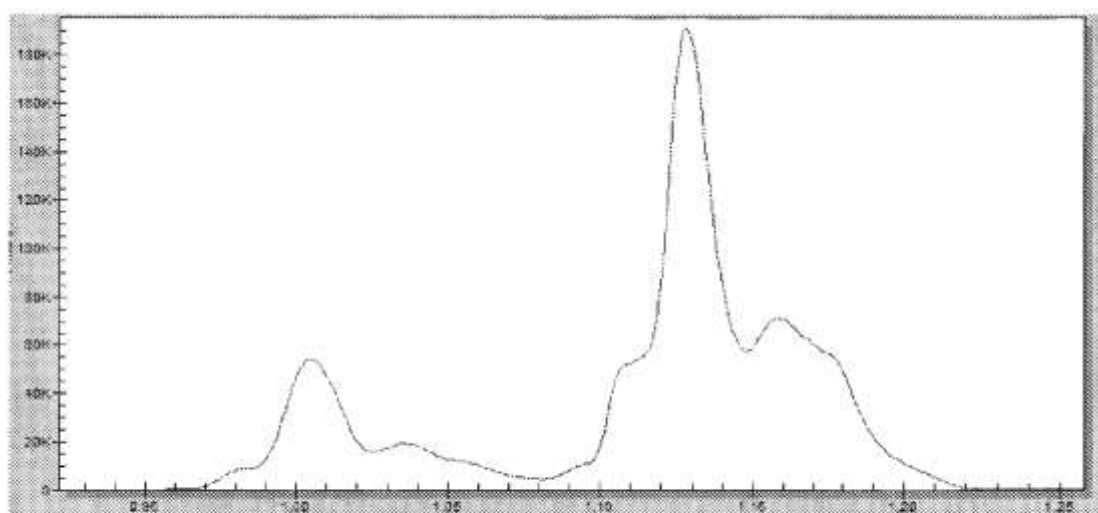


FIG. 2

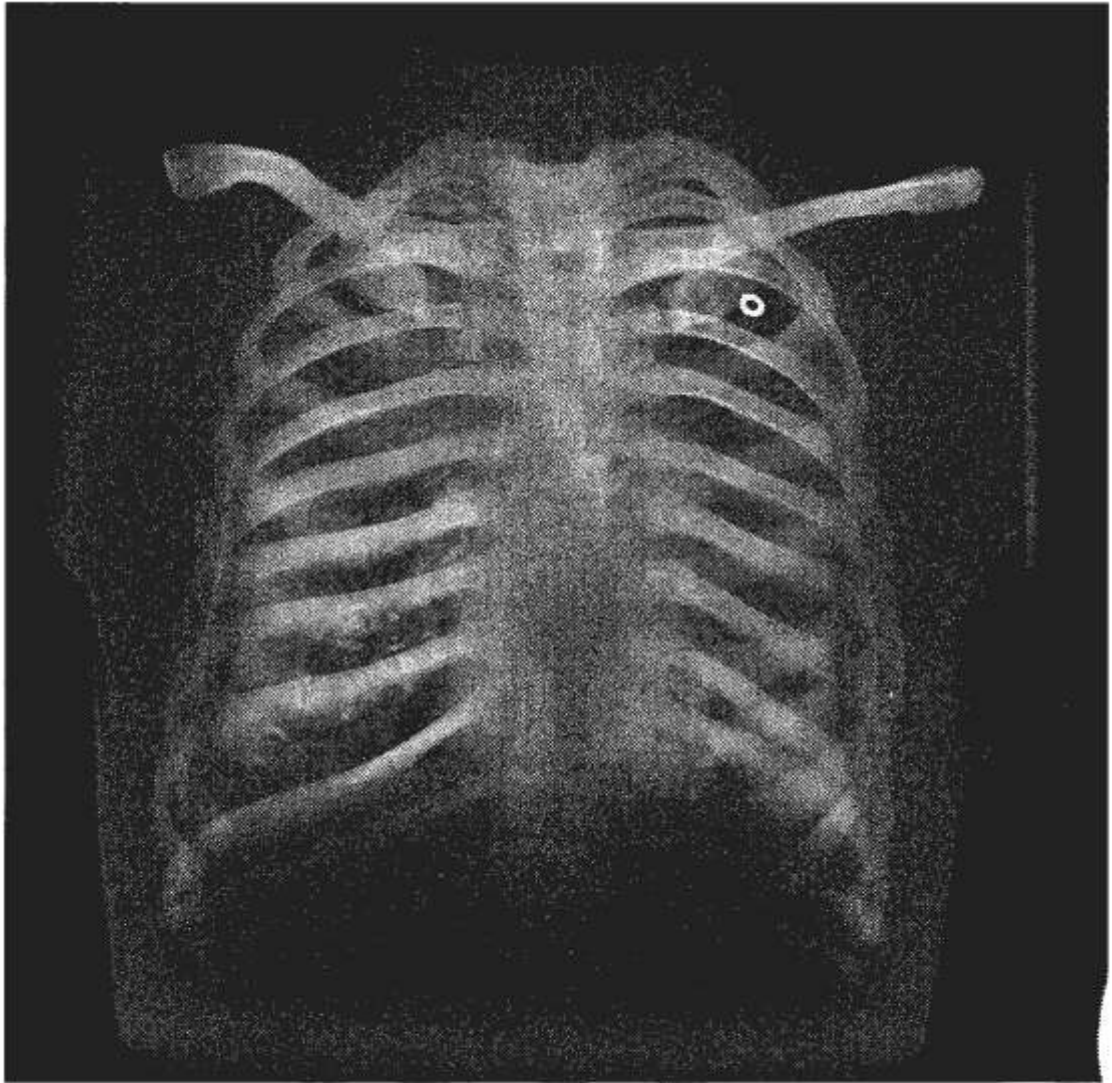


FIG. 3

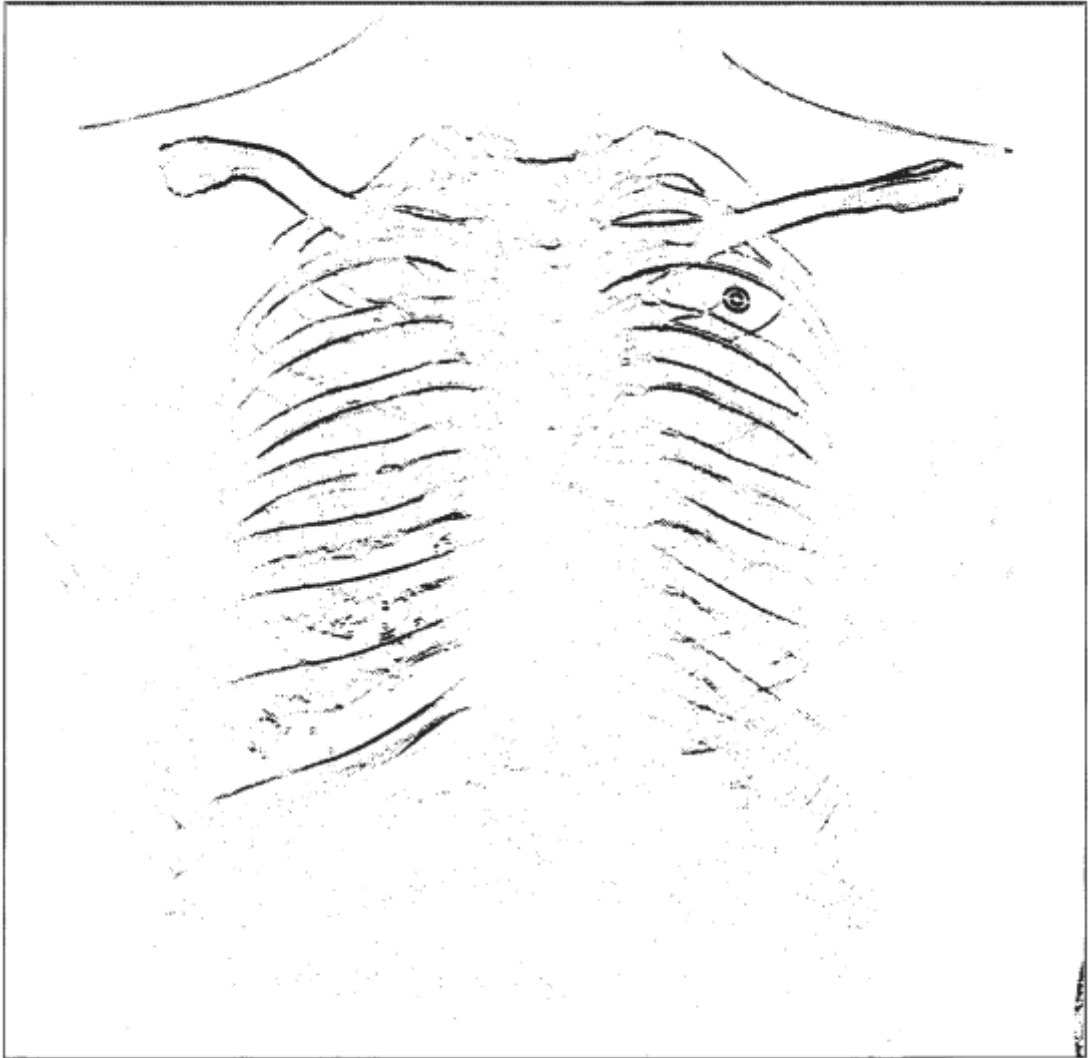


FIG. 4

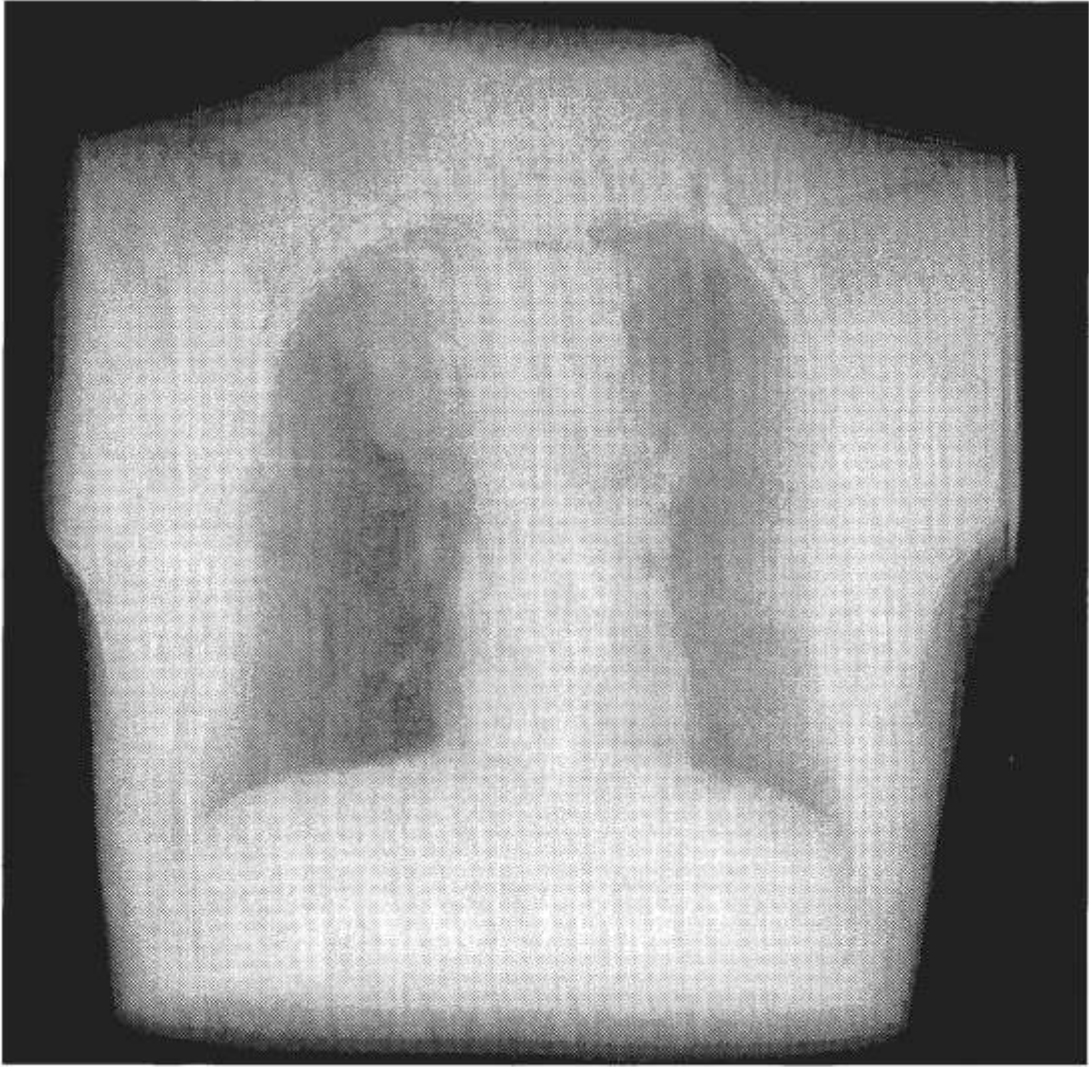


FIG. 5