



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 310 862**

51 Int. Cl.:  
**A61N 5/10** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06000795 .2**

96 Fecha de presentación : **16.01.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1683546**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **26.07.2006**

54 Título: **Calibración relativa para dispositivos dosimétricos.**

30 Prioridad: **20.01.2005 US 39704**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.01.2009**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.01.2009**

73 Titular/es: **Radiological Imaging Technology, Inc.**  
**637 Elkton Drive**  
**Colorado Springs, Colorado 80907, US**

72 Inventor/es: **Ritt, Daniel M.;**  
**Whitaker, Matthew L. y**  
**Olch, Arthur J.**

74 Agente: **Roeb Díaz-Álvarez, María**

ES 2 310 862 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

Calibración relativa para dispositivos dosimétricos

5 **Campo**

La presente invención se refiere a dosimetría de radiación, y más particularmente a procedimientos y dispositivos para realizar eficientemente calibraciones de dosis de radiación asociadas con radioterapia.

10 **Antecedentes**

Un uso importante de la radioterapia, y en particular la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), es la destrucción de células tumorales. En el caso de radiación ionizante, la destrucción del tumor depende de la “dosis absorbida”, es decir, la cantidad de energía depositada dentro de una masa de tejido. Los físicos de radiación normalmente expresan la dosis absorbida en unidades cGy o centigray. Un cGy es igual a 0,01 J/kg.

La dosimetría de radiación describe en general procedimientos para medir o predecir la dosis absorbida en diversos tejidos de un paciente que sufre radioterapia. La exactitud la predecir y medir dosis absorbidas es clave para el tratamiento efectivo y la prevención de complicaciones debidas a sobreexposición o subexposición a radiación. Existen muchos procedimientos para medir y predecir la dosis absorbida, pero la mayoría están basados en el desarrollo de una calibración -curva, tabla de consulta, ecuación, etc.- que relacione la respuesta de un medio de detección a la dosis absorbida. Los expertos en la materia conocen medios de detección útiles e incluyen películas sensibles a la radiación y geles tridimensionales (por ejemplo, geles “BANG” y “BANANA”) que se oscurecen o cambian de color tras la exposición a la radiación. Otros medios de detección útiles incluyen dispositivos electrónicos de formación de imágenes portal, dispositivos de radiografía computerizada (CR), dispositivos de radiografía digital (DR), y conjuntos de detectores de silicio amorfo, que generan una señal en respuesta a la exposición a la radiación.

Hay diversos procedimientos conocidos para desarrollar una curva de calibración. Por ejemplo, la patente de EE.UU. N° 6.675.116, concedida al cesionario de la presente solicitud, desvela cómo proveer un medio de detección que responde a la exposición a radiación ionizante, y preparar un patrón de respuesta a dosis de calibración exponiendo regiones predefinidas del medio de detección a diferentes niveles de dosis de radiación ionizante. La patente '116 desvela además respuestas de medición del medio de detección en las regiones predefinidas para generar una calibración que relaciona respuestas subsiguientes con dosis de radiación ionizante. Se obtienen diferentes niveles de dosis protegiendo de manera diferencial partes del medio de detección de la radiación ionizante usando, por ejemplo, un colimador multilámina, un colimador secundario, o un bloque de atenuación. También pueden obtenerse diferentes niveles de dosis moviendo el medio de detección entre exposiciones. La patente '116 desvela además una rutina de software fijo en un medio legible por ordenador que está configurada para generar una calibración que relaciona una respuesta de un medio de detección con una dosis de radiación ionizante.

Los procedimientos como los desvelados en la patente '116 requieren exponer partes discretas del medio de detección a cantidades diferentes y conocidas de radiación usando un acelerador lineal o aparato similar para desarrollar una curva de calibración o tabla de consulta. Típicamente, se miden aproximadamente doce, pero a menudo hasta veinticinco niveles de dosis de radiación diferentes para generar una curva de calibración o tabla de consulta. Generalmente, la exactitud de la calibración aumenta a medida que aumenta el número de niveles de dosis de radiación medidos. Sin embargo, cuanto mayor es el número de mediciones, más caro se vuelve y más tiempo lleva el procedimiento de calibración. Por lo tanto, sería deseable tener un sistema y procedimiento que provea información de calibración analizando una “imagen adquirida” obtenida aplicando un plan de radioterapia a un dispositivo de garantía de calidad y capturando la distribución de intensidad de radiación.

Son conocidos los procedimientos de corregir una imagen adquirida de manera que un sistema de adquisición de dosimetría que ha sido calibrado una vez no tendrá que ser recalibrado cada vez. Por ejemplo, la patente de EE.UU. N° 6.528.803, concedida al cesionario de la presente solicitud enseña cómo exponer partes de películas de prueba a un conjunto de fuentes de luz estándar para obtener un gradiente progresivo de densidad óptica en una o todo un conjunto de películas de calibración. Sin embargo, los procedimientos existentes como los desvelados por la patente '803 requieren equipamiento adicional y tiempo para reunir datos relacionados con el gradiente progresivo de densidad óptica. En algunos casos, sería deseable tener un sistema y procedimiento que provean información de calibración para una imagen adquirida subsiguiente que no requirieran equipamiento extra y que llevaran una cantidad mínima de tiempo aunque esto fuera sólo una calibración “relativa” (expresada en porcentaje) y no una calibración “absoluta” (en dosis y que se puede seguir según un estándar nacional).

Además, también puede ser deseable tener un sistema para evaluar la capacidad de las curvas de calibración obtenidas experimentalmente de modelar las distribuciones de dosis producidas por unos sistema que crean planes de tratamiento, y otras predicciones de distribución de dosis, para determinar dónde se producen diferencias modelando inexactitudes en contraposición a las diferencias experimentales verdaderas.

65 **Resumen breve**

La presente invención provee un sistema según la reivindicación 1 y un procedimiento según la reivindicación 9.

## ES 2 310 862 T3

### Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es un diagrama de bloques que provee una visión general de un sistema usado en al menos una realización para construir una curva de autocalibración de IMRT (ISCC).

5

La Fig. 2 es un diagrama de flujo de procedimiento que describe un flujo de procedimiento para un procedimiento de calibración inicial, según una realización.

La Fig. 3A es un diagrama de flujo de procedimiento que describe un procedimiento de adquisición de imágenes que ha de usarse al construir una curva ISCC, según una realización.

10

La Fig. 3B es un diagrama de flujo de procedimiento que describe un procedimiento de generación de ISCC, según una realización.

15

La Fig. 4 muestra un ejemplo de una curva ISCC.

La Fig. 5 es un diagrama de flujo de procedimiento que describe un procedimiento de calibración subsiguiente.

La Fig. 6A muestra un ejemplo de un mapa de dosis.

20

La Fig. 6B muestra un ejemplo de una imagen adquirida.

La Fig. 7A muestra un ejemplo de un mapa de dosis dividido en pequeñas áreas geométricas y después de que una función estadística haya sido aplicada a las áreas.

25

La Fig. 7B muestra un ejemplo de una imagen adquirida dividida en pequeñas áreas geométricas y después de que una función estadística haya sido aplicada a las áreas.

La Fig. 8A muestra un ejemplo de una curva ISCC sin procesar.

30

La Fig. 8B muestra un ejemplo de una curva ISCC postprocesada.

La Fig. 9A muestra un ejemplo de un mapa de dosis en formato de columna.

35

La Fig. 9B muestra un ejemplo de una imagen adquirida en formato de columna.

La Fig. 10 muestra un gráfico ejemplar que representa el coeficiente de correlación para cada conjunto de columnas correspondientes en las imágenes mostradas en las Figuras 9A y 9B.

40

La Fig. 11A muestra una imagen ejemplar en formato de columna que representa un mapa de dosis en el que las columnas están clasificadas según el valor de un coeficiente de correlación.

La Fig. 11B muestra una imagen ejemplar en formato de columna que representa una imagen adquirida en la que las columnas están clasificadas según el valor de un coeficiente de correlación.

45

La Fig. 12A muestra una curva ISCC sin procesar ejemplar basada en trazado de valores de píxeles para áreas de un mapa de dosis e imagen adquirida que exceden un umbral de correlación.

La Fig. 12B muestra un ejemplo de la curva ISCC de la Figura 12A después del postprocesamiento.

50

La Fig. 13 muestra un gráfico ejemplar que incluye una curva de calibración obtenida experimentalmente y una curva ISCC.

La Fig. 14 muestra un gráfico ejemplar sobre el que están trazadas las diferencias de dosis entre una curva de calibración obtenida experimentalmente y una curva ISCC.

55

La Fig. 15A muestra un diagrama ejemplar de una estadística de correlación para diez secciones iguales de una curva de calibración.

60

La Fig. 15B muestra un diagrama ejemplar de una estadística de la media cuadrática para diez secciones iguales de una curva de calibración.

La Fig. 16 muestra una curva de normalización ejemplar relacionada con una parte de una curva de calibración.

65

### Descripción detallada

Se desarrolla una calibración para un primer plan de tratamiento que relaciona las dosificaciones planeadas con una respuesta del medio de detección a una dosis absorbida. También, se desarrolla una curva de autocalibración

## ES 2 310 862 T3

de IMRT (“ISCC” o “curva ISCC”), que relaciona intensidades de dosificación en el primer plan de tratamiento con intensidades de píxeles sobre una imagen adquirida, relacionada con el primer plan de tratamiento. Luego se desarrolla una curva ISCC para un segundo plan de tratamiento. Una comparación de la curva ISCC relacionada con el primer plan de tratamiento con la curva ISCC relacionada con el segundo plan de tratamiento permite el ajuste de una imagen adquirida relacionada con el segundo plan de tratamiento de manera que puede usarse la calibración para proveer información de calibración con respecto al segundo plan de tratamiento. Por consiguiente, los sistemas y procedimientos desvelados en este documento proveen calibraciones sencillas, rápidas, eficientes y económicas de dispositivos de adquisición de imágenes usados para adquirir imágenes de prueba antes de que se aplique un plan de tratamiento a un paciente.

Más adelante se describe detalladamente el uso de los diversos componentes del sistema 100 mostrado en la Figura 1. En general, puede aplicarse un plan de tratamiento a un detector de radiación, y registrarse así en algún medio o dispositivo, produciendo la imagen adquirida 112, como se muestra y describe más detenidamente con referencia a la Figura 1 más adelante. La imagen adquirida 112 se compara con un mapa de dosis 106, también descrito más detenidamente con referencia a la Figura 1 más adelante, que representa la intensidad de las dosificaciones planeadas como parte de un tratamiento.

### *Visión general del sistema*

La Figura 1 provee una visión general de un sistema 100 usado en al menos una realización para construir una curva de autocalibración de IMRT (ISCC). El sistema de planificación de tratamiento 102 es cualquiera de una variedad de sistemas de planificación de tratamiento conocidos por los expertos en la materia, incluyendo pero no limitados al sistema Pinnacle3 fabricado por Phillips Medical Systems de Andover, Massachusetts; BrainSCAN (TM), fabricado por Brainlab AG de Heimstetten, Alemania; PLATO (TM) SunRise de Nucletron de Veenendaal, Países Bajos; Eclipse (TM), fabricado por Varian Medical Systems de Palo Alto, California.

El sistema de planificación de tratamiento 102 se usa para crear uno o más planes de tratamiento de radiación 104. El sistema de planificación de tratamiento 102 también se usa para crear el mapa de dosis 106, a veces denominado también la imagen del plan. Tal uso del sistema de planificación de tratamiento 102 resultará perfectamente conocido para los expertos en la materia. Además, los expertos en la materia reconocerán que el mapa de dosis 106 muestra la distribución esperada de la dosis de radiación planeada en un maniquí de garantía de calidad o un paciente. En la Figura 6A se muestra un ejemplo de un mapa de dosis 106.

El detector de radiación 108 es un dispositivo capaz de detectar y recibir radiación como resultará conocido para los expertos en la materia. En algunas realizaciones, el detector de radiación 108 es un maniquí de garantía de calidad, también conocido como maniquí de prueba, como sabrán los expertos en la materia. El propósito del maniquí de prueba es emular un medio que ha de recibir una dosis de radiación, como un tejido humano.

El dispositivo de adquisición de imágenes 110 puede ser cualquier dispositivo o medio de los que conocerán los expertos en la materia tal que registre la radiación detectada, incluyendo, pero no limitado a película radiográfica, un dispositivo de radiografía computerizada, un dispositivo electrónico de formación de imágenes portal, una cámara de dispositivo de carga acoplada (CCD), o gel BANG. El dispositivo de adquisición de imágenes 110 produce una o más imágenes adquiridas 112. Como se describe más adelante, se usa una imagen adquirida 112 y un mapa de dosis 106 para crear la curva ISCC 114. En la Figura 6B se muestra un ejemplo de una imagen adquirida 112. Como se describe con más detalle más adelante, la mayoría de las realizaciones crearán al menos dos curvas ISCC 114 relacionadas con al menos dos planes de tratamiento 104.

Los expertos en la materia reconocerán que los procedimientos descritos en este documento con referencia al sistema 100 pueden llevarse a cabo usando uno o más ordenadores como los conocidos por los expertos en la materia y pueden incluir cualquier dispositivo o combinación de dispositivos capaces de funcionar como se describe en este documento con respecto al sistema 100, incluyendo recibir, producir, procesar, transformar, incorporar y/o almacenar información. Por consiguiente, los procedimientos descritos en este documento pueden llevarse a cabo mediante la ejecución de instrucciones ejecutables por ordenador incorporadas en un medio legible por ordenador. Por ejemplo, un ordenador usado con el sistema 100 puede ser un ordenador de propósito general capaz de ejecutar una amplia variedad de diferentes aplicaciones de software. Además, tal ordenador puede ser un dispositivo especializado limitado a funciones particulares. En algunas realizaciones, el ordenador es una red de ordenadores. En general, el sistema 100 puede incorporar una amplia variedad de arquitecturas de tecnología de información diferentes. El ordenador no está limitado a ningún tipo, número, forma o configuración de procesadores, memoria, medios legibles por ordenador, dispositivos periféricos, dispositivos informáticos y/o sistemas operativos.

Además, algunos de los elementos del sistema 100 pueden existir como representaciones dentro de un ordenador. Por ejemplo, el plan de tratamiento 104, el mapa de dosis 106, la imagen adquirida 112, y/o la curva ISCC 114 pueden existir como representaciones dentro de uno o más ordenadores. Por consiguiente, el ordenador puede incluir o estar acoplado a interfaces y dispositivos de acceso para proveer a los usuarios (por ejemplo, un técnico radiológico) acceso al sistema 100. Por lo tanto, los usuarios pueden acceder a los procedimientos y elementos del sistema 100 usando cualquier dispositivo de acceso o interfaces conocidos por los expertos en la materia.

## ES 2 310 862 T3

### *Procedimiento de calibración inicial*

La Figura 2 describe un flujo de procedimiento para un procedimiento de calibración inicial. La etapa 200 representa el procedimiento de obtener una primera imagen adquirida 112a que representa una distribución de radiación de un primer plan de tratamiento de radiación 104a. El procedimiento representado en la etapa 200 se describe detalladamente con referencia a la Figura 3A. La etapa 202 representa el procedimiento de desarrollar una calibración, por ejemplo, una curva o ecuación de calibración, que relaciona la distribución de intensidad de radiación de la imagen adquirida 112a con la dosis de radiación provista por la aplicación del plan de tratamiento 104a. Según se analizó anteriormente, diversos medios, procedimientos y dispositivos para realizar la calibración de la etapa 202 resultarán conocidos para los expertos en la materia. La etapa 204 representa el procedimiento de generar una curva ISCC 114a. El procedimiento representado en la etapa 204 se describe detalladamente con referencia a la Figura 3B.

### *Procedimiento de adquisición de imágenes*

La Figura 3A es un diagrama de flujo que describe un procedimiento de adquisición de imágenes que han de usarse al construir una curva ISCC.

En la etapa 300, se crea un plan de tratamiento de radiación 104. La creación de planes de tratamiento de radiación es bien conocida, y puede llevarse a cabo usando una variedad de sistemas de planificación de tratamiento conocidos 102. Como es bien sabido, un plan de tratamiento de radiación puede incluir la intensidad, duración y localización de dosis de radiación que serán suministradas a un lugar de un tumor durante el transcurso de la radioterapia.

En la etapa 302, se usa el sistema de planificación de tratamiento 102 para crear el mapa de dosis 106 asociado con el plan de tratamiento 104, a veces denominado también imagen del plan.

En la etapa 304, se aplica el plan de tratamiento 104 a un detector de radiación 108. La distribución de radiación de la radiación detectada se registra en el dispositivo de adquisición de imágenes 110. El dispositivo de adquisición de imágenes 110 se usa para producir una imagen adquirida 112, que representa la distribución de radiación producida a partir de la aplicación del plan de tratamiento 104. Los expertos en la materia reconocerán que la imagen adquirida 112 puede ser producida de diversas maneras. Por ejemplo, la imagen adquirida de ejemplo 112 mostrada en la Figura 6B representa la imagen digital escaneada de una película de garantía de calidad de un campo de tratamiento de IMRT. En algunas realizaciones la imagen adquirida 112 puede ser filtrada, como con un filtro de mediana de 5 por 5 o alguna otra técnica de filtrado que pueda ser conocida por los expertos en la materia. Puede usarse filtrado para reducir el ruido y/o ajustar los píxeles o vóxeles de diferentes tamaños entre el plan de tratamiento y el dispositivo de adquisición de imágenes.

### *Procedimiento de generación de iscc*

Volviendo ahora a la Figura 3B, se describe un procedimiento de generación de ISCC. El uso de este procedimiento de generación de ISCC se analiza en este documento con respecto a ciertas realizaciones, pero debe entenderse que el procedimiento podría aplicarse a aún otras realizaciones que resultarán evidentes para los expertos en la materia tras leer esta exposición. En la etapa 306, la imagen adquirida 112 es registrada en el mapa de dosis 106. Registrar imágenes se refiere al procedimiento de alinear imágenes de manera que ocupen el mismo espacio de imagen, y puedan entonces compararse y/o combinarse. Diversos procedimientos y dispositivos para registrar imágenes resultarán conocidos para los expertos en la materia, algunos de los cuales se analizan en las solicitudes de EE.UU. pendientes de tramitación de nº de serie 10/630.015 y la solicitud de EE.UU. de número de serie \_\_\_\_\_, presentada el 10 de diciembre de 2004, titulada "OPTIMIZING IMAGE ALIGNMENT".

En la etapa 308, se obtiene una zona de interés (ROI) común con respecto al mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112. La ROI común puede ser no mayor que la menor del mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112, y se elige para que excluya cualquier marca extraña no relacionada con la dosis sobre la imagen adquirida 112. Por ejemplo, la ROI no debe incluir ninguna escritura o marca de referencia, y no debe incluir ningún área que esté fuera de los bordes del mapa de dosis 106 o la imagen adquirida 112.

Como parte de la etapa 308, pueden emplearse diversas técnicas automatizadas conocidas por los expertos en la materia para excluir pequeñas áreas anómalas del mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112, como las áreas donde una imagen contiene pinchazos. Además, pueden emplearse diversas técnicas de fijación de umbrales para excluir áreas en los intervalos de dosis seleccionados que se sospecha que tienen mala correlación. Estas podrían incluir áreas de bajas dosis, áreas de gradiente pronunciado, áreas cercanas a límites de medios físicos, etc.

En la etapa 310, los valores de los píxeles del mapa de dosis 106 son normalizados al valor máximo de un píxel del mapa de dosis 106, y después son convertidos en valores porcentuales si se desea una medición "relativa" en lugar de una medición "absoluta".

En una primera realización, en la etapa 312 el mapa de dosis 106 es dividido en pequeñas áreas geométricas. En la Figura 7A se muestra un ejemplo de un mapa de dosis 106 dividido en pequeñas áreas geométricas (y después de haberse aplicado una función estadística a las áreas, como se describe más adelante). En una realización, las áreas geométricas son rectángulos (o cubos para imágenes 3D) que incluyen cada uno un tanto por ciento del área del mapa

## ES 2 310 862 T3

de dosis 106. Debe observarse que las áreas geométricas de la imagen pueden ser contiguas o no o pueden superponerse físicamente o no dependiendo de las imágenes específicas empleadas.

5 En una segunda realización, en la etapa 312 los niveles de dosis en el mapa de dosis 106 se dividen en intervalos de dosis. Estos intervalos de dosis pueden ser contiguos o no y pueden superponerse o no. En una realización, cada intervalo de dosis abarca el 1% del intervalo de dosis total en la imagen del plan. Es decir, cada incremento del 1% abarca el intervalo desde 0 hasta la dosis máxima en el mapa de dosis 106 en una escala de 0 a 100. Para cada intervalo de píxeles de la curva de dosis se calcula una medida estadística como la media o la mediana. Es decir, el procedimiento halla todos los píxeles de cada intervalo de dosis en la imagen del plan, es decir, el mapa de dosis 106, y toma la media (o mediana o alguna otra medida de la tendencia central) de esos píxeles. Se mantiene un índice que ubica los píxeles en las imágenes registradas en cada intervalo.

15 En una tercera realización, en la etapa 312, el mapa de dosis 106 es dividido en subzonas como las áreas geométricas descritas anteriormente que comprenden un porcentaje del área del mapa de dosis 106. El mapa de dosis 106 es expresado luego en lo que se denomina “formato de columna”. Debe entenderse que el uso del formato de columna se emplea opcionalmente por simplificar el procedimiento pero que las etapas 312 y las etapas posteriores a la etapa 312 podrían realizarse sin representar el mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112 en formato de columna. En la Figura 9A se muestra un ejemplo de un mapa de dosis 106 en formato de columna. Las subzonas individuales del mapa de dosis 106 mostrado en la Figura 6A se representan en columnas individuales de la imagen mostrada en la Figura 9A.

20 En la primera realización analizada con referencia a la etapa 312, en la etapa 314 se sitúan píxeles en la imagen adquirida 112 que corresponden a cada área geométrica del mapa de dosis 106, definidas como se describió anteriormente con respecto a la etapa 312. El mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112 pueden ser recortados opcionalmente antes de que se sitúen los píxeles correspondientes de manera que cada uno del mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112 tengan un área que sea un número entero múltiplo de cada área geométrica. En la Figura 7B se muestra una imagen adquirida 112 dividida en áreas geométricas. Para cada conjunto de píxeles así situados, se calcula alguna medida o propiedad estadística. En algunas realizaciones, por ejemplo, las representadas en las Figuras 7A y 7B, se calcula el valor medio de la intensidad de píxeles para cada conjunto de píxeles situados. Otras realizaciones pueden calcular la mediana o alguna otra propiedad estadística como resultará conocido para los expertos en la materia. Por ejemplo, los valores de la mediana conservan los bordes en las imágenes, mientras que el promedio tiende a suavizar los bordes. La selección de la propiedad estadística puede depender de varios factores que pueden incluir lo rápido que cambia la dosis dentro de una zona.

35 En la etapa 314, en la segunda realización analizada con referencia a la etapa 312, los píxeles son situados en la imagen adquirida 112 correspondiente a intervalos de dosis identificados en el mapa de dosis 106 como se describió anteriormente con respecto a la etapa 312. Después se toma una medida estadística (por ejemplo, la media, la mediana, etc.) de cada intervalo de dosis en la imagen adquirida 112 como se describió anteriormente con respecto al mapa de dosis 106 en la etapa 312.

40 En la tercera realización analizada anteriormente con referencia a la etapa 312, en la etapa 314 una imagen adquirida 112 es dividida en subzonas y representada luego en formato de columna como se muestra en la Figura 9B. Para cada una de tales subzonas se hace una correlación entre los píxeles de la imagen de referencia, es decir, el mapa de dosis 106, y los píxeles de las áreas geométricas correspondientes de la imagen adquirida 112. Tales correlaciones resultan conocidas por los expertos en la materia. Por ejemplo, la Figura 10 muestra un gráfico que representa el coeficiente de correlación, como resultará conocido por los expertos en la materia, para cada conjunto de columnas correspondientes (numeradas de 1 a 100) en las imágenes mostradas en las Figuras 9A y 9B. Las subzonas correspondientes representadas por las columnas correspondientes están clasificadas en orden de la medida de correlación. Las Figuras 11A y 11B muestran imágenes en formato de columna que representan respectivamente un mapa de dosis 106 y una imagen adquirida 112 en las que las columnas están clasificadas según el valor de un coeficiente de correlación. Comenzando con las áreas de correlación más alta se usan los píxeles correspondientes para desarrollar una curva de calibración de manera similar a la descrita en el párrafo precedente.

55 En algunas realizaciones se establece un umbral de correlación de manera que sólo se consideran las columnas cuya correlación excede de un umbral predeterminado al construir una curva ISCC. Por ejemplo, con referencia a las Figuras 11A y 11B, las columnas 1-33 de las imágenes en columna tienen correlaciones inferiores o iguales a -0,97, habiendo sido seleccionado como el umbral de correlación el valor -0,97. Por consiguiente, en este ejemplo, sólo han de considerarse las columnas 1-33 al construir la curva ISCC.

60 En la etapa 316 se desarrolla una curva ISCC sin procesar. En la Figura 4 se muestra un ejemplo de una curva ISCC producida en una realización practicada. La curva ISCC de esta realización traza un valor que representa la intensidad de la dosis del plan de tratamiento 104 para cada uno de los intervalos del mapa de dosis 106 definidos en la etapa 312 frente a un valor que representa la intensidad de píxeles en cada uno de los píxeles correspondientes de la imagen adquirida 112, siendo relacionado este valor con cualquier medida estadística que se seleccionó en la etapa 314. En la Figura 8A se provee otro ejemplo de una curva ISCC sin procesar. La curva ISCC sin procesar mostrada en la Figura 8A fue desarrollada dividiendo en pequeñas áreas geométricas el mapa de dosis 106 mostrado en las Figuras 6A y 7A y la imagen adquirida mostrada en las Figuras 7A y 7B. La Figura 12A muestra una curva ISCC sin procesar basada en trazar valores de píxeles para áreas del mapa de dosis 106 y la imagen adquirida 112 que exceden el umbral de correlación analizado anteriormente con respecto a la etapa 314.

## ES 2 310 862 T3

En la etapa 318, la curva ISCC desarrollada en la etapa 318 es postprocesada para asegurar que los valores de píxeles decrecen monótonamente a medida que aumenta la dosis. Además, pueden aplicarse otras técnicas de post-procesamiento como las que resultarán conocidas por los expertos en la materia. Por ejemplo, en la etapa 318 pueden aplicarse técnicas para suavizar o ajustar la curva ISCC. La Figura 8B muestra una curva ISCC que resulta de post-procesar la curva ISCC sin procesar mostrada en la Figura 8A. La Figura 12B muestra una curva ISCC que resulta de post-procesar la curva ISCC sin procesar mostrada en la Figura 12A.

### *Procedimiento de calibración subsiguiente*

La Figura 5 describe un procedimiento de calibración subsiguiente, es decir, una calibración relativa realizada para un plan de tratamiento 104b distinto del plan de tratamiento 104a para el que se desarrolló la curva de calibración en la etapa 202 del procedimiento de calibración inicial descrito anteriormente con referencia a la Figura 2. El plan de tratamiento 104b puede denominarse como segundo plan de tratamiento o plan de tratamiento subsiguiente.

En la etapa 502, se realiza un procedimiento de adquisición de imágenes con respecto a un plan de tratamiento subsiguiente 104b. La etapa 502 incluye realizar las etapas descritas anteriormente con referencia a la Figura 3A para el plan de tratamiento 104b. Por consiguiente, la etapa 502 produce un mapa de dosis 106b y una imagen adquirida 112b.

En la etapa 504, el procedimiento de generación de ISCC descrito anteriormente con referencia a la Figura 3B se realiza con respecto al mapa de dosis 106b y la imagen adquirida 112b. Por consiguiente, la etapa 504 produce una curva ISCC subsiguiente 114b.

En la etapa 506, se hace una comparación entre la primera curva ISCC 114a con la curva ISCC subsiguiente 114b y se identifican las diferencias, o ajuste, entre las dos curvas. En la etapa 508, se modifica la imagen adquirida subsiguiente 112b basándose en las diferencias o ajustes identificados entre la primera curva ISCC 114a y la curva ISCC subsiguiente 114b. El objetivo de esta modificación es transformar la imagen adquirida 112b a un estado en el que pueda ser calibrada usando la curva de calibración desarrollada en la etapa 202 descrita anteriormente con referencia a la Figura 2. La transformación de la imagen adquirida 112b puede realizarse usando una variedad de procedimientos conocidos por los expertos en la materia incluyendo, por ejemplo, los desvelados en la patente de EE.UU. número 6.528.803. La relación entre las dos curvas, o conjuntos de puntos, puede ser tan simple como una diferencia, pero también podría ser más compleja y puede adoptar la forma de tablas de consulta o ajustes de curvas como resultará conocido por los expertos en la materia.

En la etapa 510, se aplica a la imagen adquirida 112b la curva de calibración desarrollada en la etapa 202 descrita anteriormente con referencia a la Figura 2.

### *Evaluación de calibración experimental*

Las curvas ISCC desarrolladas como se describió anteriormente pueden usarse ventajosamente para evaluar la utilidad de una curva de calibración que se obtiene experimentalmente usando procedimientos conocidos por los expertos en la materia. Por consiguiente, en algunas realizaciones la ISCC puede compararse con una curva de calibración obtenida experimentalmente o calculada. La correlación o correspondencia entre las curvas ISCC y las obtenidas experimentalmente es una medida de la capacidad de la curva de calibración obtenida experimentalmente de modelar satisfactoriamente una distribución de dosis como la que se representa por un mapa de dosis 106 y se muestra sobre una imagen adquirida 112. Los expertos en la materia reconocerán que es posible establecer un umbral de aceptación sobre una curva de calibración obtenida experimentalmente para prevenir que se usen curvas con errores excesivos. El usuario también puede usar la correspondencia entre la curva ISCC y la curva obtenida experimentalmente para determinar si las discrepancias entre los mapas de dosis 106 y las imágenes adquiridas 112 son debidas a errores de calibración, errores de modelización TPS o errores de suministro de radiación.

### *Evaluación y selección de valores de normalización*

Las curvas ISCC desarrolladas como se describió anteriormente además pueden usarse ventajosamente para evaluar y seleccionar valores de normalización para imágenes, como las imágenes adquiridas 112 y el mapa de dosis 106, que han de compararse por propósitos de garantía de calidad. En sistemas y procedimientos para dosimetría relativa como los recién desvelados en este documento, generalmente se requiere normalizar los valores de píxeles en el plan y las imágenes adquiridas de manera que estén graduados a lo largo de un intervalo similar. La selección de estos valores de normalización a menudo puede ser difícil. Por ejemplo, si las curvas de calibración experimental e ISCC difieren de forma, entonces optimizar la normalización al nivel de una dosis puede comprometer la concordancia a otros niveles de dosis. Cambiar el valor de normalización en la imagen del plan, es decir, el mapa de dosis 106, desplazará la curva ISCC generada entre la imagen del plan normalizada y la imagen adquirida 112. Por consiguiente, la concordancia entre la curva ISCC y la curva obtenida experimentalmente puede optimizarse por toda la curva o para intervalos o puntos seleccionados de la curva variando el valor de normalización. De esta manera puede lograrse un valor de normalización optimizado para diferentes criterios.

La Figura 13 muestra un gráfico 1300 que incluye una curva de calibración obtenida experimentalmente 1310, es decir, una curva de calibración que fue producida de maneras conocidas por los expertos en la materia o según el

## ES 2 310 862 T3

procedimiento de generación de ISCC recién desvelado anteriormente. La Figura 13 también muestra una curva ISCC 1320 que fue producida dividiendo un mapa de dosis 106 y una imagen adquirida 112 en intervalos de dosis como se describió anteriormente con respecto a la Figura 3. Hay muchas maneras de comparar y normalizar las curvas 1310 y 1320. Por ejemplo, una manera de comparar las curvas 1310 y 1320 es evaluar la diferencia entre las curvas. Por propósitos del presente ejemplo, las curvas 1310 y 1320 serán evaluadas para un intervalo seleccionado de valores de píxeles, generalmente un conjunto común de valores de píxeles que comprenden el intervalo de valores de píxeles comunes de las dos curvas 1310 y 1320. En este caso cada valor de píxel del intervalo seleccionado será interpolado linealmente, pero los expertos en la materia reconocerán que hay una variedad de maneras en las que podría realizarse esta interpolación.

Observando las diferencias de dosis ente las dos curvas 1310 y 1320, trazadas sobre el gráfico mostrado en la Figura 14, se puede discernir que si se fuera a usar la curva de calibración experimental 1310 para calibrar una imagen adquirida 112 de valores de píxeles a niveles de dosis, y después comparar esa imagen adquirida 112 con un mapa de dosis 106 por propósitos de garantía de calidad, se vería probablemente una respuesta excesiva en las zonas de bajas dosis (0-10 cGy) de la curva de calibración 1310, y una respuesta escasa en el intervalo de 10-30 cGy de la curva de calibración 1310. Observando el diagrama mostrado en la Figura 14 en combinación con el diagrama mostrado en la Figura 13, el observador podría llegar a la conclusión de que se necesita una calibración experimental adicional para los puntos del intervalo de 0-10 cGy para que coincida mejor con la curva ISCC 1320. Después de realizar una calibración experimental adicional, se podría repetir el análisis descrito con respecto a las Figuras 13 y 14 para ver si han mejorado las diferencias entre la curva ISCC 1320 y una curva de calibración experimental 1310.

También es posible que, en lugar de observar zonas de dosis particulares, como se describió con respecto a la Figura 14, las curvas 1310 y 1320 podrían ser comparadas en su totalidad. Por ejemplo, podría evaluarse la correlación de las dos curvas, o podría calcularse la media cuadrática (RMS) de la diferencia. Se podría establecer un umbral de aceptación para estos parámetros para aceptar o rechazar la curva experimental 1310 para uso al calibrar dispositivos de dosimetría. Alternativamente, se podrían evaluar secciones de la curva 1310 individualmente donde se estuviera particularmente interesado en ciertas zonas de la curva (por ejemplo, las zonas de dosis elevadas). Si se estuviera usando ajuste de la curva, este se denominaría ajuste Spline. Por ejemplo, la curva 1310 podría ser dividida en 10 secciones iguales y calcularse estadísticas, como una correlación como se muestra en la Figura 15A o la RMS como se muestra en la Figura 15B, para cada una.

Además, como se mencionó anteriormente, a menudo se aplica un valor de normalización para ajustar una curva de calibración para reducir los errores sistemáticos entre las imágenes que se comparan, por ejemplo, un mapa de dosis 106 y una imagen adquirida 112. Por ejemplo, se podrían normalizar la curva ISCC 1320 y la curva experimental 1310 a sus máximos. La curva de dosis experimental 1310 puede ajustarse luego mediante una variedad de factores, después de lo cual se puede trazar la RMS de la curva experimental ajustada 1310 frente a la curva ISCC 1320. Después, estimando en punto más bajo de este diagrama, puede determinarse un factor de normalización óptimo. Obsérvese que esta técnica podría realizarse con respecto a una parte de la curva 1310, permitiendo, por ejemplo, optimización para dosis elevadas, como se muestra en la Figura 16. El punto más bajo de la curva mostrada en la Figura 16 parece ser aproximadamente 1,01, que sugiere que 1,01 es un factor de normalización óptimo para la zona mostrada en la Figura 16. Los expertos en la materia entenderán que este factor podría refinarse más ajustando la curva a una ecuación polinómica.

### *Conclusión*

El propósito de la descripción anterior es ser ilustrativa y no restrictiva. Para los expertos en la materia resultarían evidentes muchas realizaciones y aplicaciones distintas de los ejemplos provistos tras leer la descripción anterior.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para calibrar la respuesta a la dosis de un dispositivo de adquisición de imágenes (110), que comprende:
- 5       medios para generar una primera curva de autocalibración (114) que relaciona dosificaciones de un primer mapa de dosis (106) con intensidades en una primera imagen adquirida (112), el primer mapa de dosis (106) generado según un primer plan de tratamiento (104);
- 10       medios para generar una segunda curva de autocalibración (114) que relaciona las dosificaciones de un segundo mapa de dosis (106) con intensidades en una segunda imagen adquirida (112);
- 15       medios para generar una calibración inicial que relaciona las dosificaciones provistas según el primer plan de tratamiento (104) con intensidades en la primera imagen adquirida (112); y
- 20       medios para realizar cálculos que incluyen:
- (1) determinar al menos una diferencia o ajuste entre la primera curva de autocalibración (114) y la segunda curva de autocalibración (114);
- (2) modificar la segunda imagen adquirida (112) basándose en la al menos una diferencia o ajuste; y
- 25       (3) producir una calibración relativa basándose en una aplicación de la calibración inicial a la segunda imagen adquirida (112).
2. El sistema de la reivindicación 1, que además comprende medios para generar una calibración subsiguiente que relaciona dosificaciones provistas según el segundo plan de tratamiento (104) con intensidades en la segunda imagen adquirida (112).
- 30       3. El sistema de la reivindicación 1, en el que los medios para realizar cálculos comprenden instrucciones ejecutables por ordenador, incorporadas tangiblemente en un medio legible por ordenador, para realizar dichos cálculos.
- 35       4. El sistema de la reivindicación 3, en el que las instrucciones ejecutables por ordenador además comprenden al menos uno de los medios para generar la primera curva de autocalibración (114), los medios para generar la segunda curva de autocalibración (114), y los medios para generar la calibración inicial.
- 40       5. El sistema de la reivindicación 1, en el que los medios para generar la primera curva de autocalibración (114) y la segunda curva de autocalibración (114) comprenden medios para dividir cada uno de los mapas de dosis (106) y las imágenes adquiridas (112) en una pluralidad de áreas geométricas.
- 45       6. El sistema de la reivindicación 1, en el que los medios para generar la primera curva de autocalibración (114) y la segunda curva de autocalibración (114) comprenden medios para dividir cada uno de los mapas de dosis (106) y las imágenes adquiridas (112) en una pluralidad de intervalos de dosis.
- 50       7. El sistema de la reivindicación 1, que además comprende medios para representar los mapas de dosis (106) y las imágenes adquiridas (112) en formato de columna.
8. El sistema de la reivindicación 1, en el que se usa un umbral de correlación para determinar partes del mapa de dosis (106) y partes de la imagen adquirida (112) que han de usarse al crear la curva de autocalibración (114).
9. Un procedimiento para calibrar la respuesta a la dosis de un dispositivo de adquisición de imágenes, que comprende:
- 55       comparar una primera curva de autocalibración (114) con al menos una segunda curva de autocalibración para determinar la relación entre las curvas y para identificar al menos una diferencia o ajuste entre las curvas; en el que la primera curva de autocalibración (114) relaciona dosificaciones de un primer mapa de dosis (106) con intensidades en una primera imagen adquirida (112), el primer mapa de dosis (106) generado según un primer plan de tratamiento (104), y la segunda curva de autocalibración (114) relaciona dosificaciones de un segundo mapa de dosis (106) con intensidades en una segunda imagen adquirida (112);
- 60       generar una calibración inicial que relaciona dosificaciones provistas según el primer plan de tratamiento (104) con intensidades en la primera imagen adquirida (112);
- 65       modificar la segunda imagen adquirida (112) basándose en la al menos una diferencia o ajuste; y
- aplicar la calibración inicial a la segunda imagen adquirida (112), por medio de lo cual se calibra la respuesta a la dosis del dispositivo de adquisición de imágenes (110).

## ES 2 310 862 T3

10. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que la al menos una segunda curva de autocalibración (114) es una pluralidad de segundas curvas de autocalibración (114), y cada segunda curva de autocalibración está relacionada con un segundo plan de tratamiento correspondiente.

5 11. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que las etapas de comparar, modificar y aplicar están incorporadas tangiblemente como instrucciones legibles por ordenador en un medio legible por ordenador.

10 12. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que para generar la primera curva de autocalibración (114) y la segunda curva de autocalibración (114) cada uno de los mapas de dosis (106) y las imágenes adquiridas (112) se divide en una pluralidad de áreas geométricas.

15 13. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que para generar la primera curva de autocalibración (114) y la segunda curva de autocalibración (114) cada uno de los mapas de dosis (106) y las imágenes adquiridas (112) se divide en una pluralidad de intervalos de dosis.

14. El procedimiento de la reivindicación 9, que además comprende representar los mapas de dosis (106) y las imágenes adquiridas (112) en formato de columna.

20 15. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que se usa un umbral de correlación para determinar partes del mapa de dosis (106) y partes de la imagen adquirida (112) que han de usarse al crear la curva de autocalibración (114).

25

30

35

40

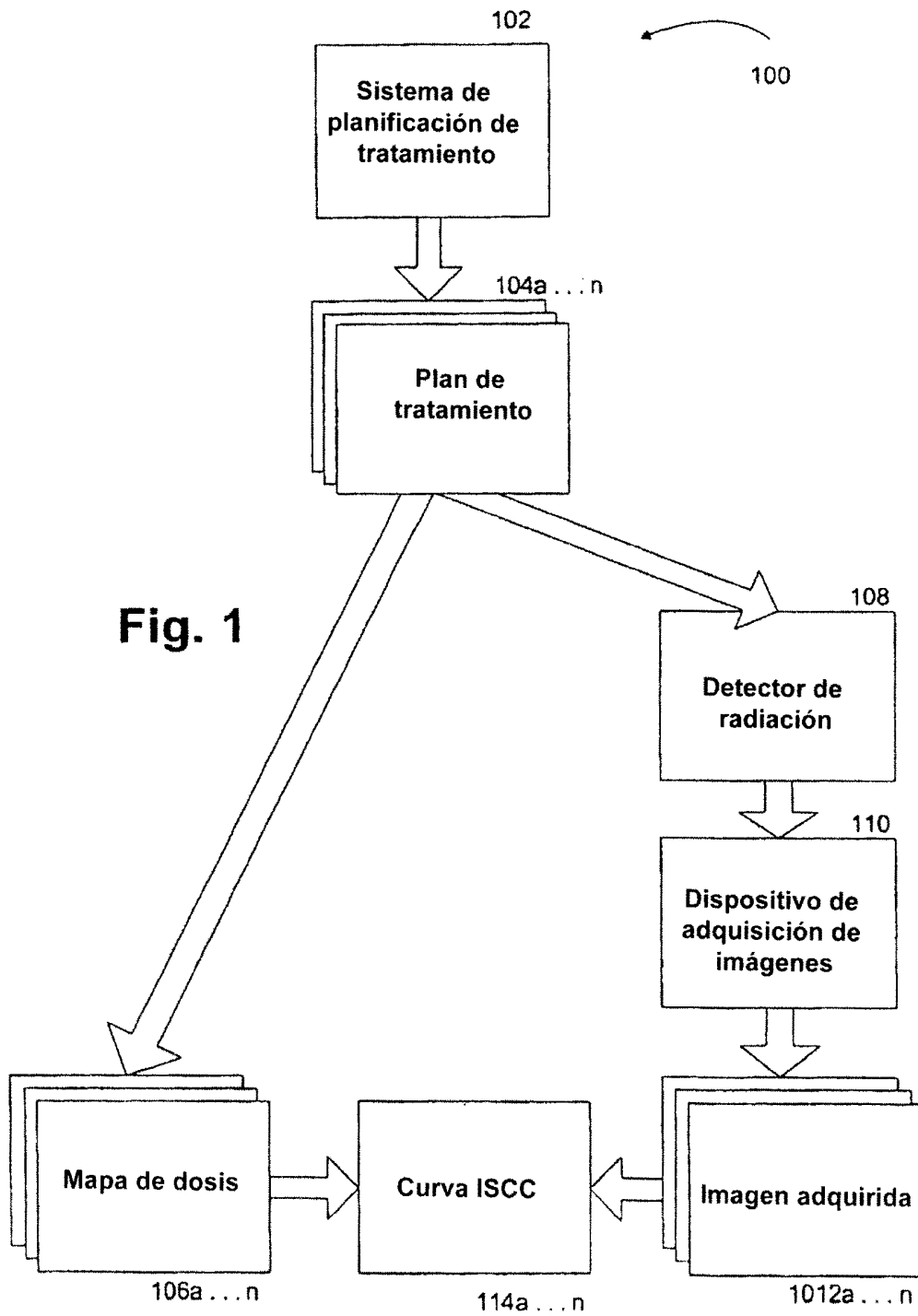
45

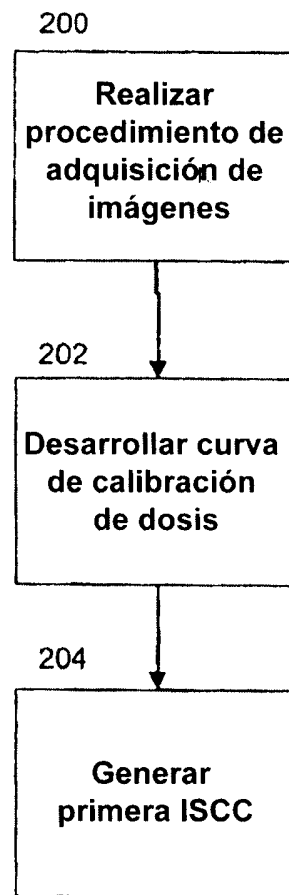
50

55

60

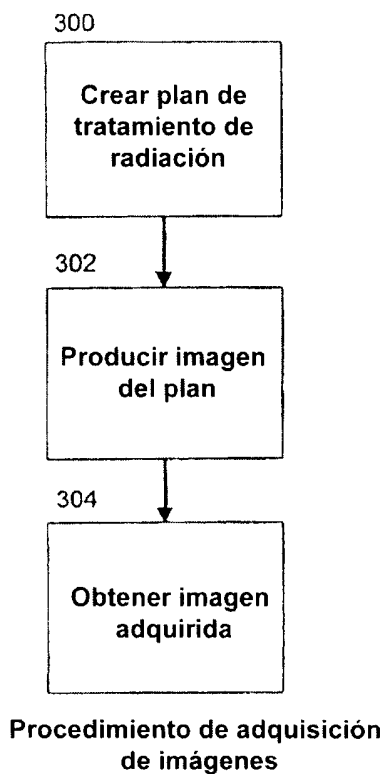
65



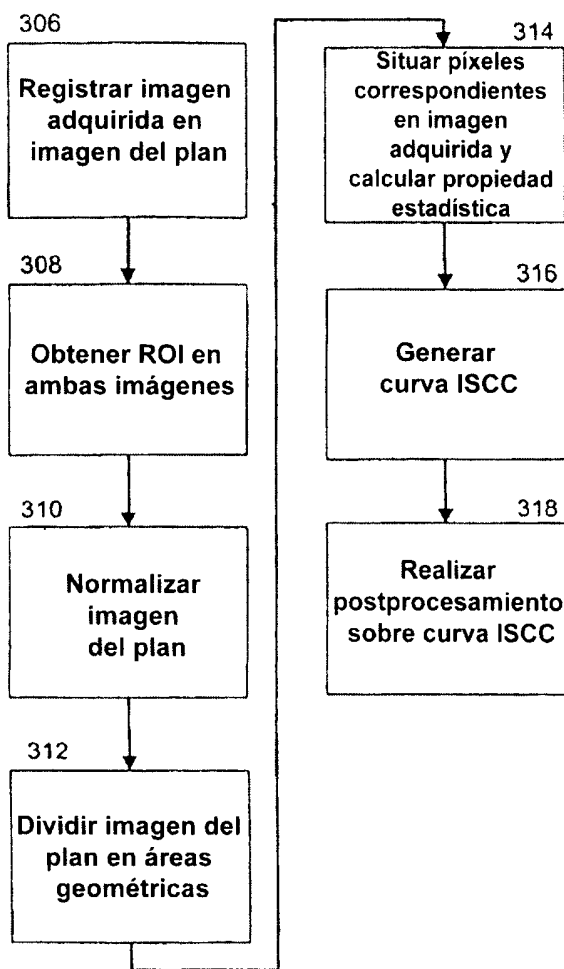


Procedimiento de calibración inicial

**Fig. 2**

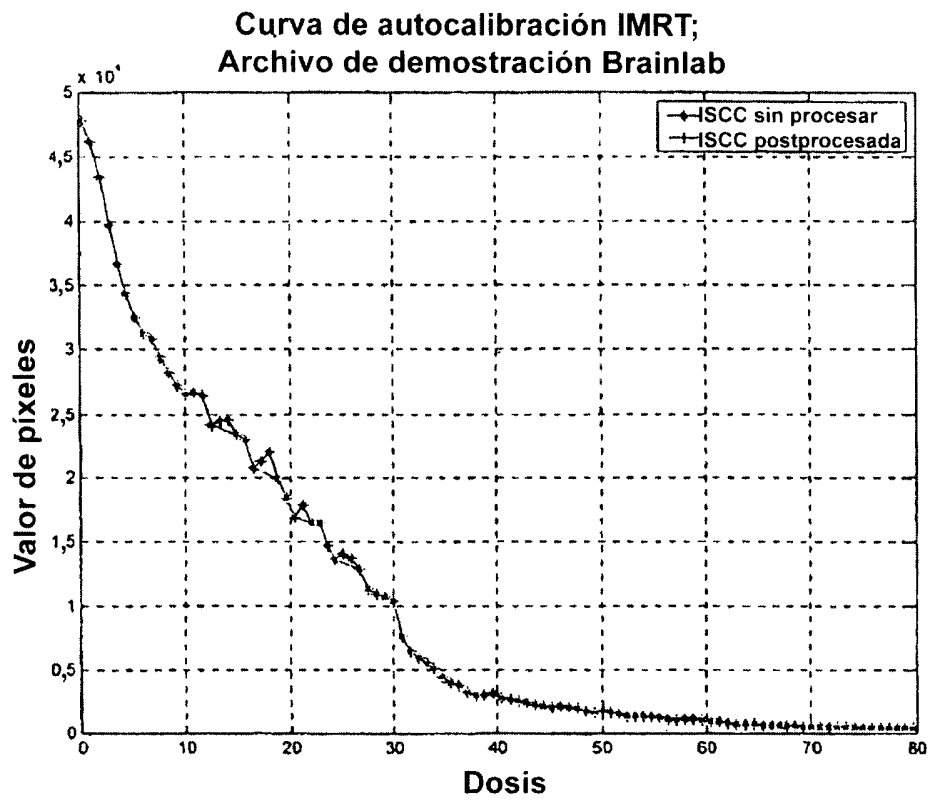


**Fig. 3A**

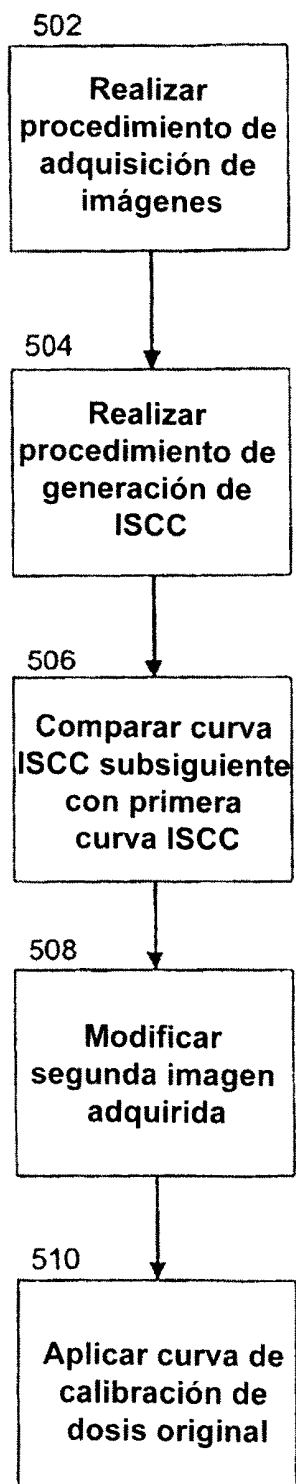


Procedimiento de generación de ISCC

**Fig. 3B**

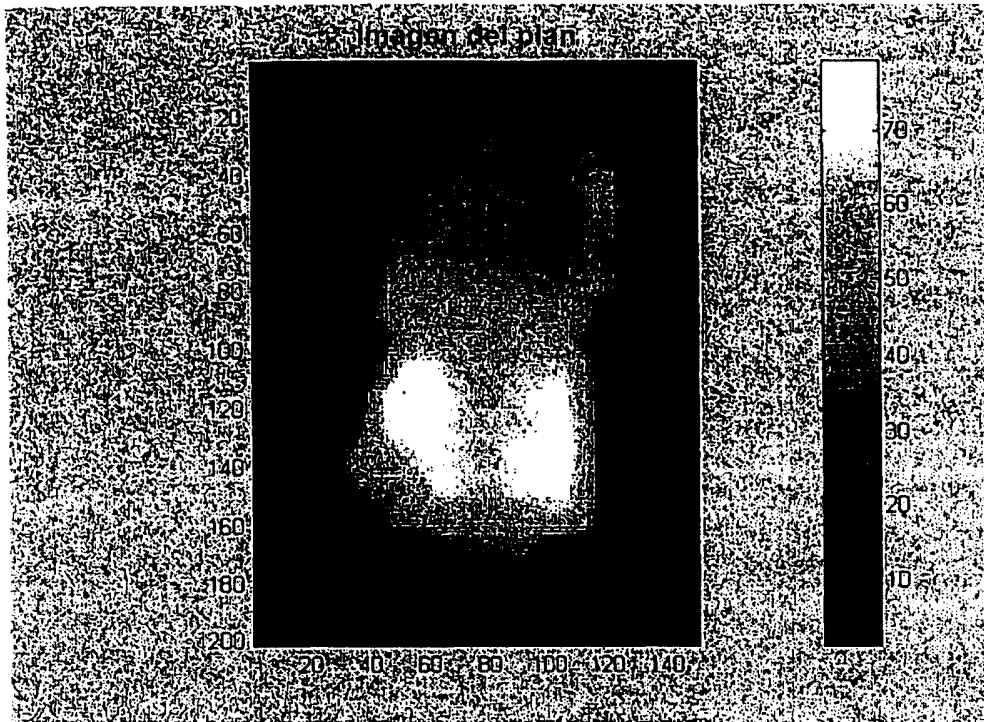


**Fig. 4**

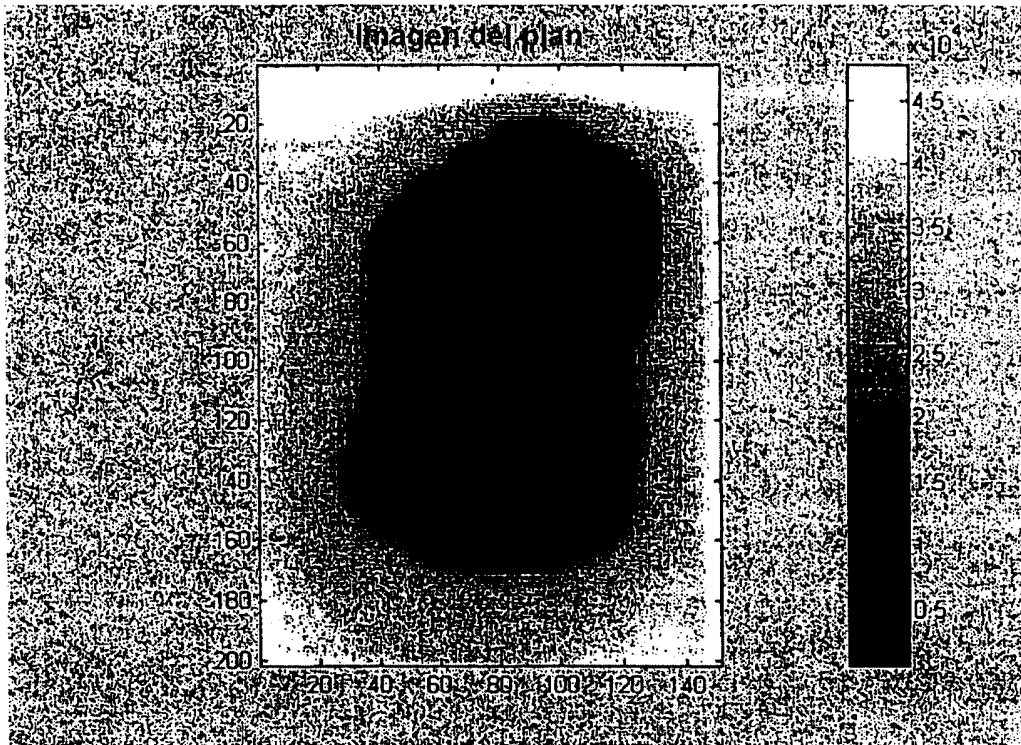


**Fig. 5**

**Procedimiento de calibración subsiguiente**



**Fig. 6A**



**Fig. 6B**

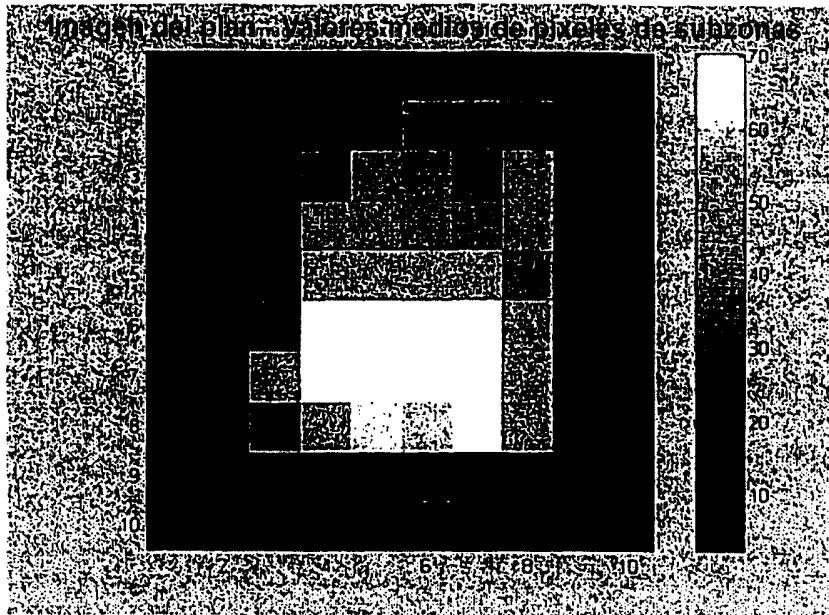


Fig. 7A

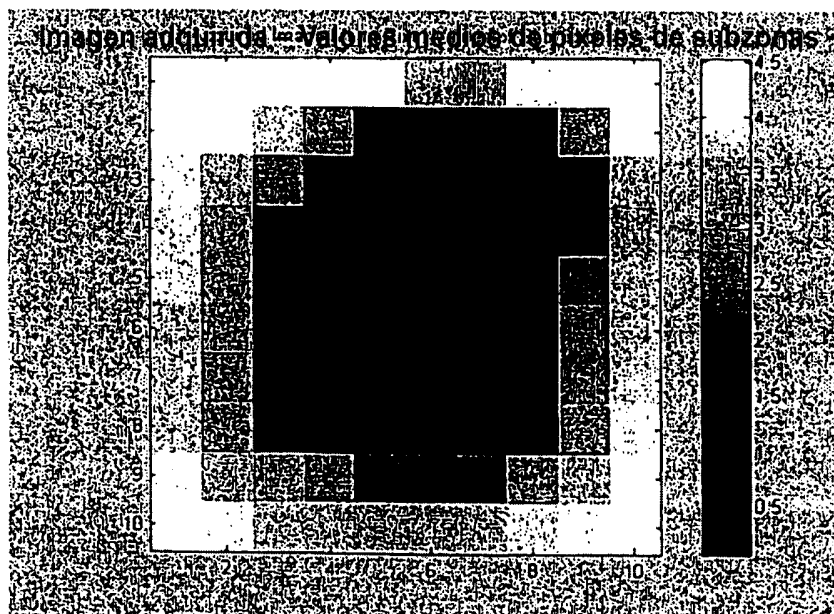


Fig. 7B

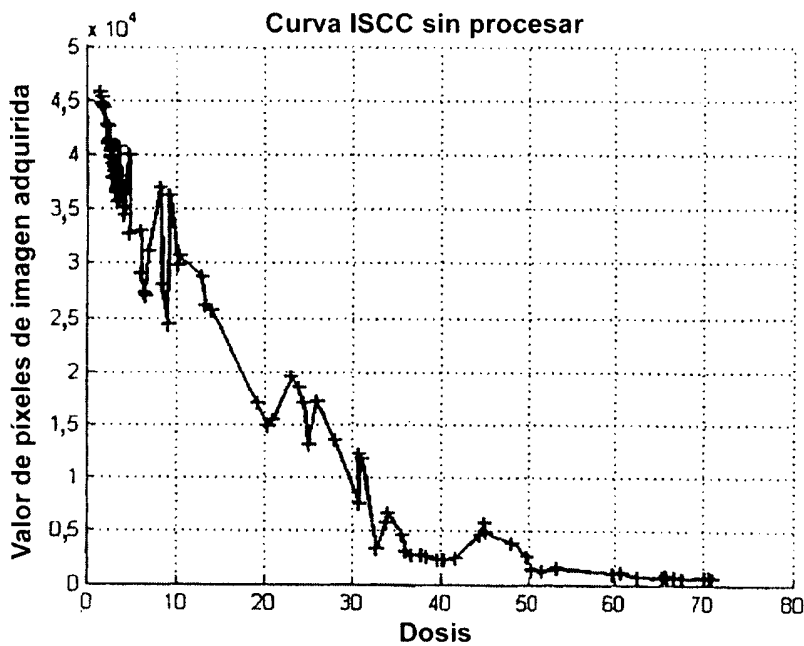


Fig. 8A

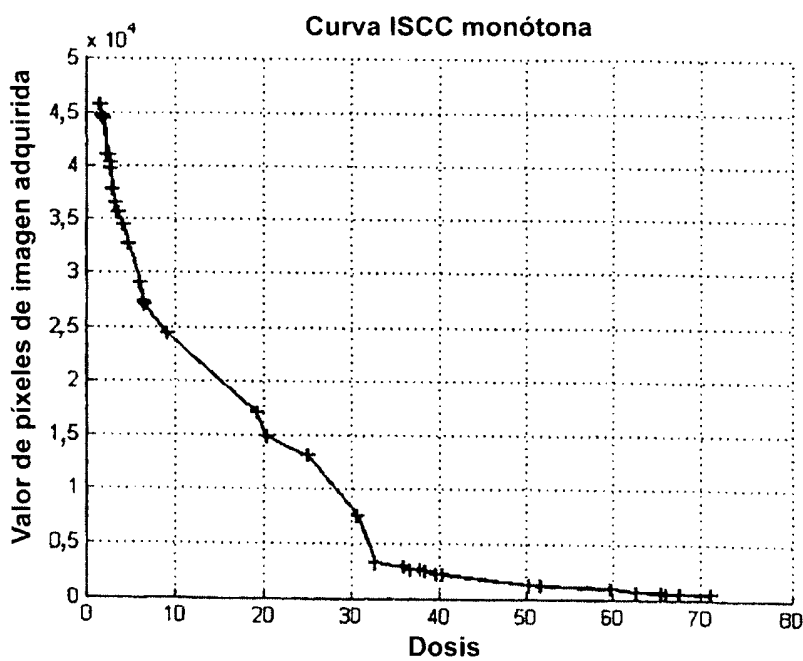
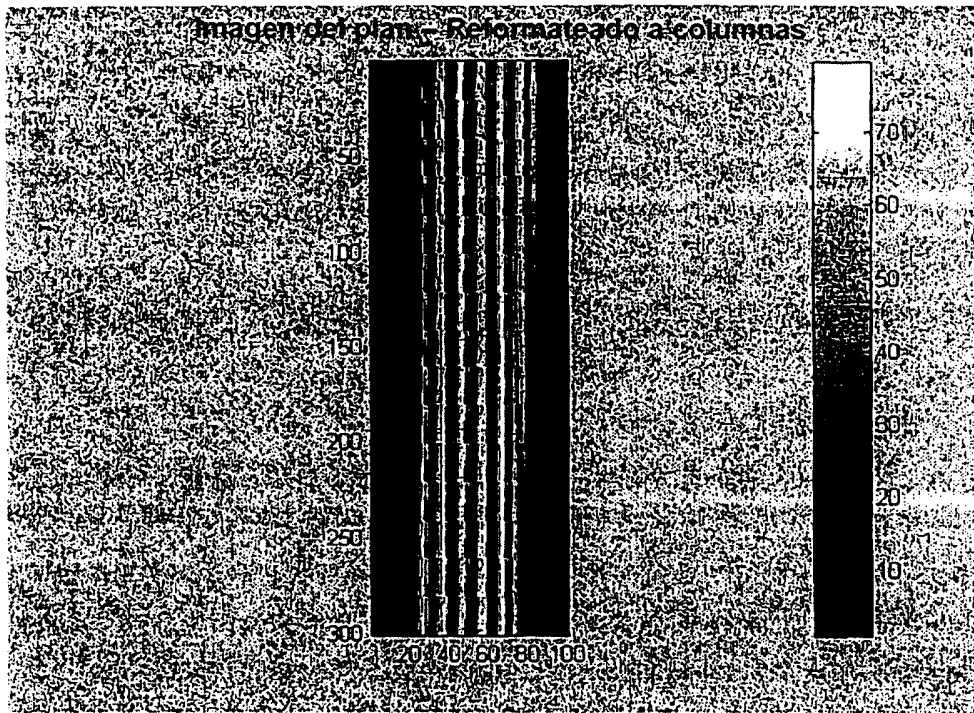
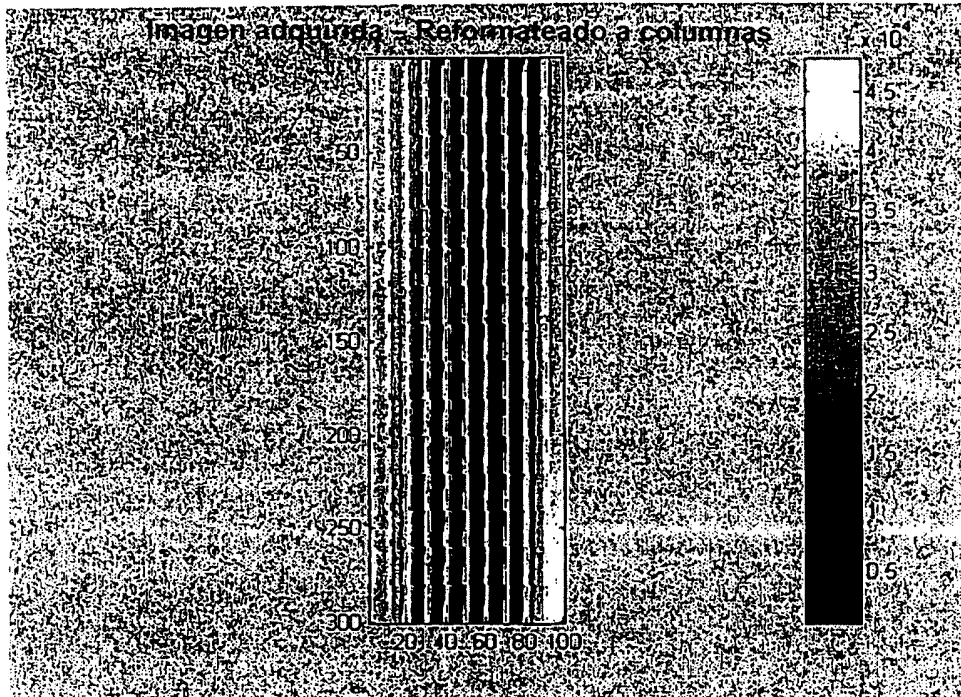


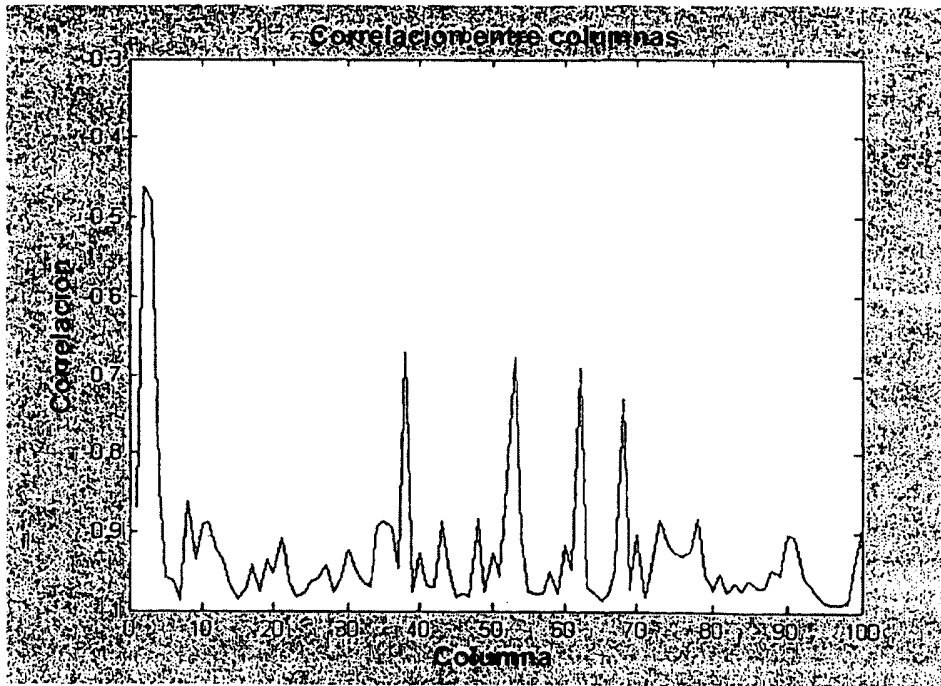
Fig. 8B



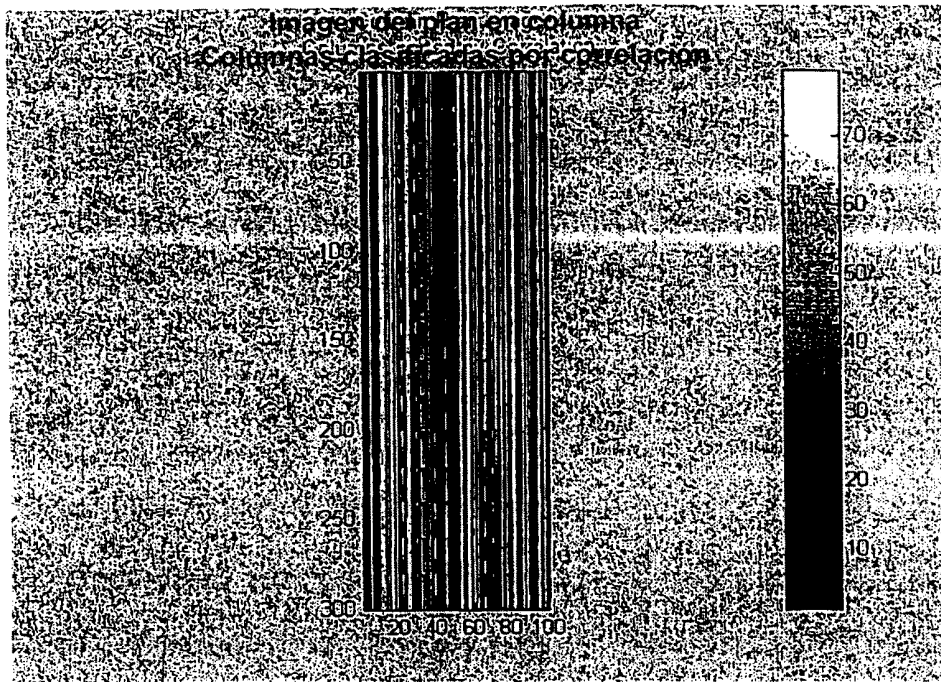
**Fig. 9A**



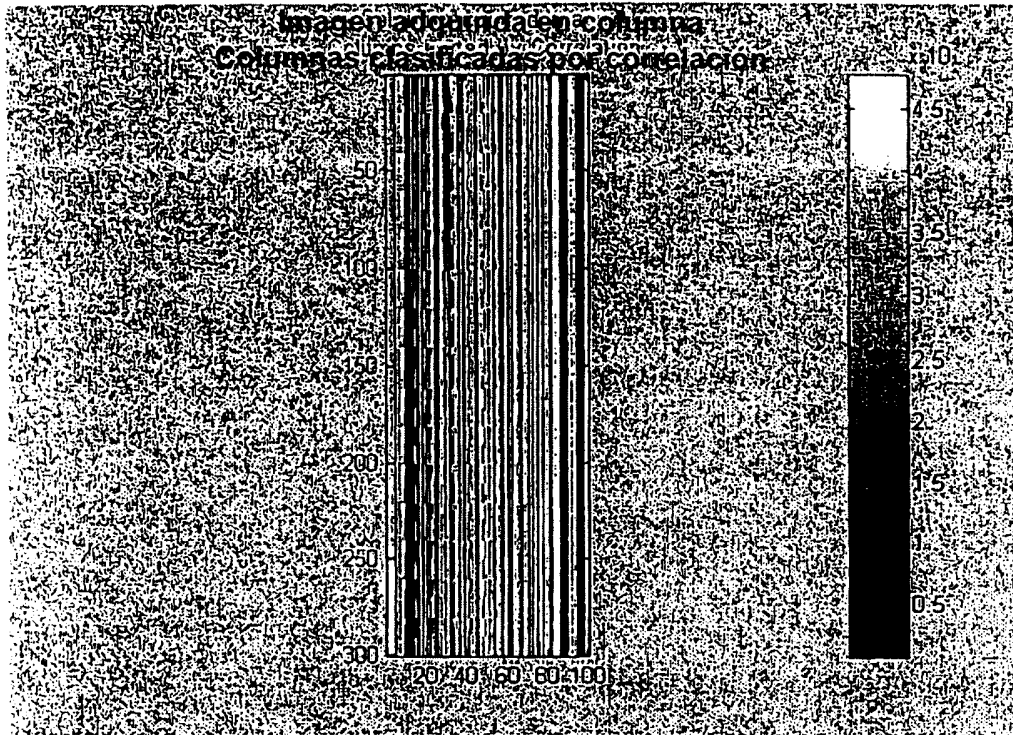
**Fig. 9B**



**Fig. 10**



**Fig. 11A**



**Fig. 11B**

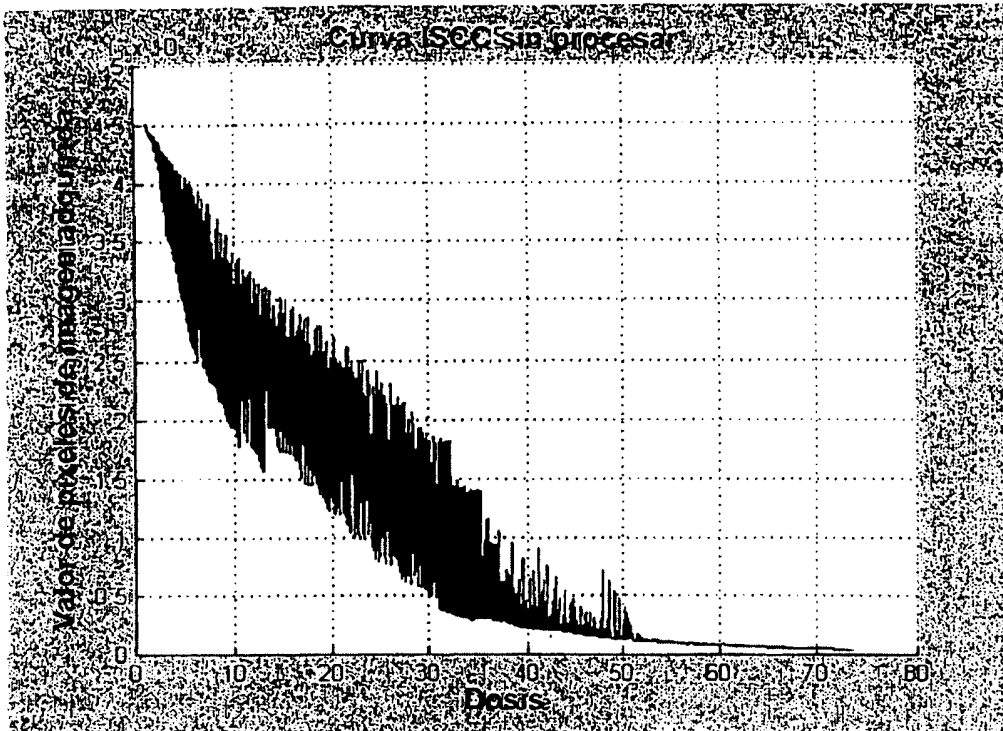


Fig. 12A

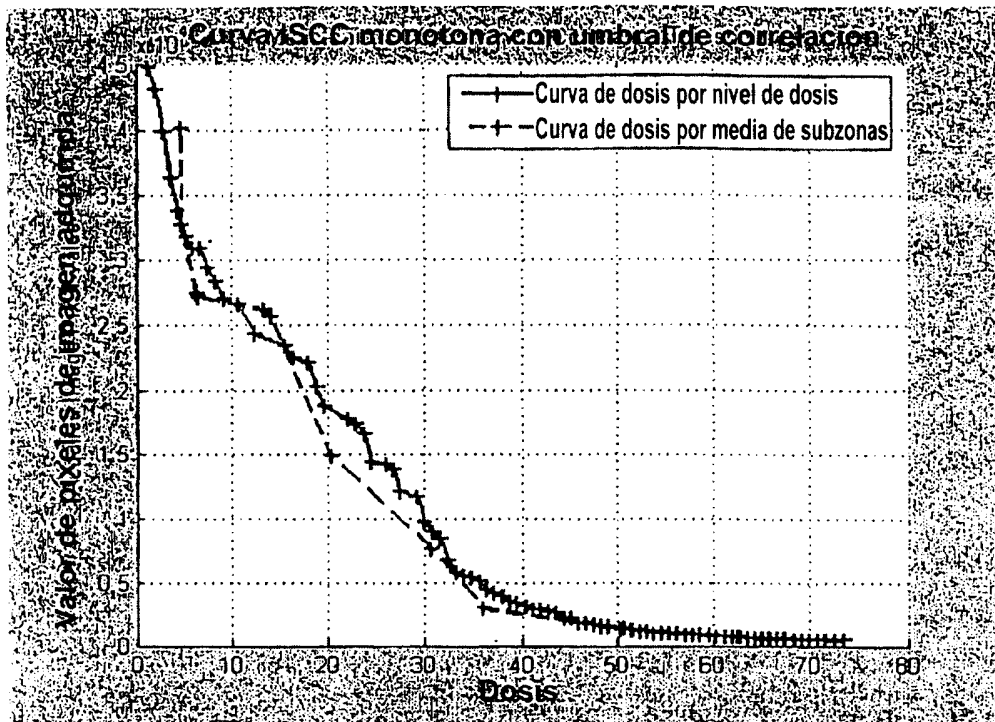
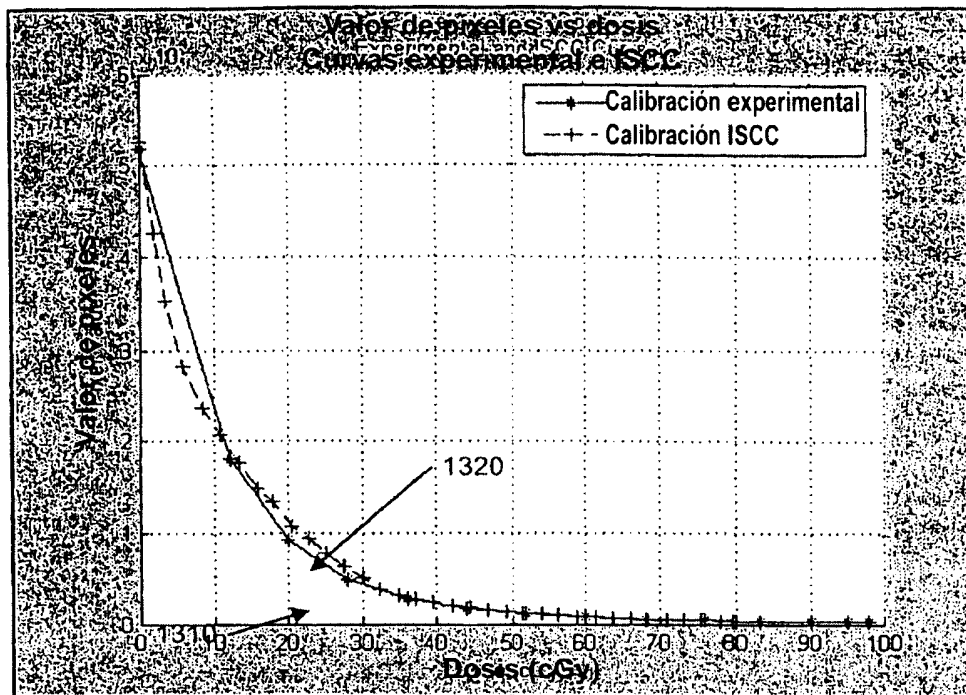
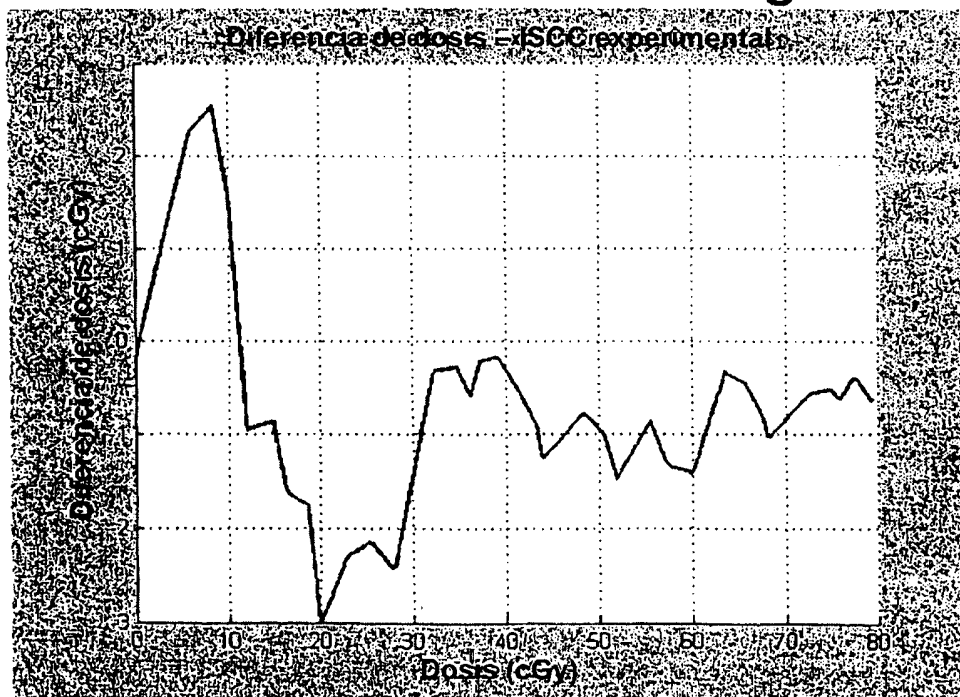


Fig. 12B



1300 Fig. 13

Fig. 14



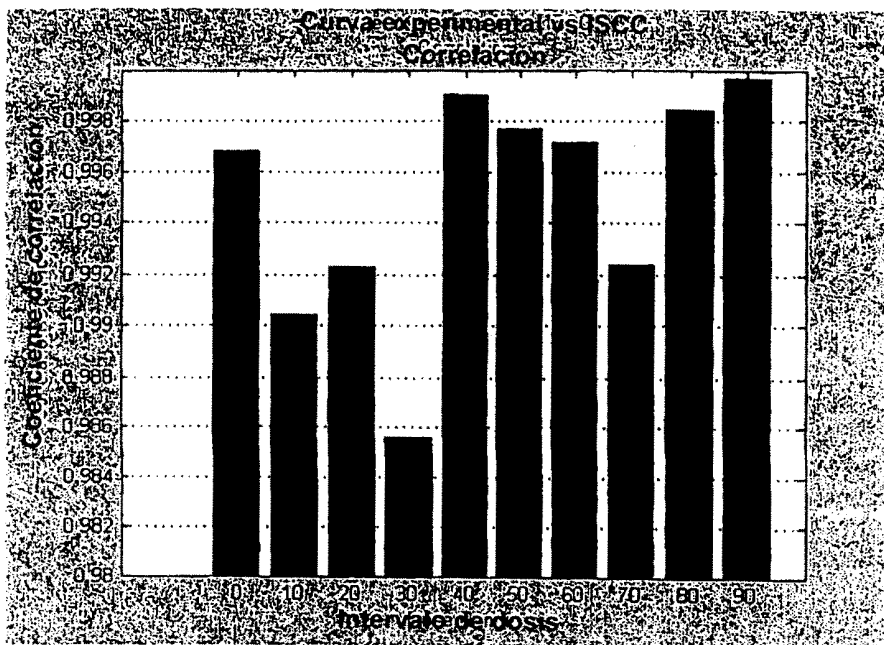


Fig. 15A

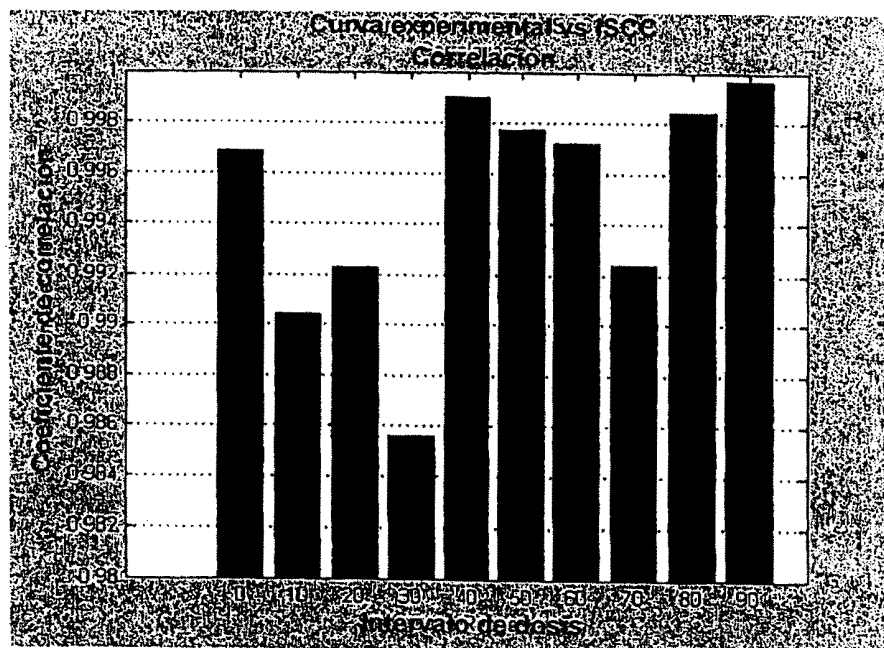


Fig. 15B

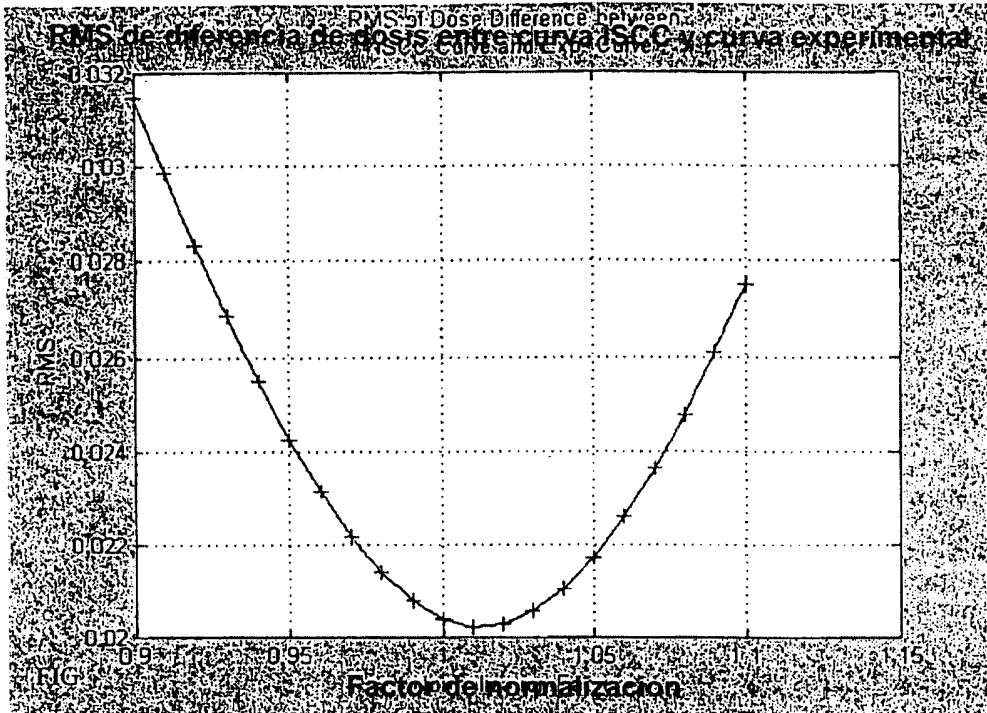


Fig. 16