



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 367 905**

51 Int. Cl.:  
**G06T 7/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05713161 .7**

96 Fecha de presentación : **09.02.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1721295**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **15.11.2006**

54 Título: **Sistema de seguimiento de cateter usando información de imágenes.**

30 Prioridad: **01.03.2004 US 791352**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**10.11.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**10.11.2011**

73 Titular/es: **BOSTON SCIENTIFIC LIMITED**  
**P.O. Box 1317 Seaston House Hastings**  
**Christ Church, BB**

72 Inventor/es: **Sathyanarayana, Shashidhar**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

**ES 2 367 905 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

Sistema de seguimiento de catéter usando información de imágenes

**Campo de la invención**

5 El campo de la invención se refiere a dispositivos médicos, y más particularmente, a procedimientos de seguimiento de catéteres tales como los usados para realizar obtención de imágenes por ultrasonido.

**Antecedentes de la invención**

10 En la técnica médica se usan frecuentemente catéteres para diagnosticar y tratar diversos trastornos en un paciente, tales como vasos sanguíneos obstruidos o bloqueados. Un catéter se introduce en un vaso sanguíneo de un paciente haciendo, por ejemplo, una incisión en el paciente sobre el vaso sanguíneo e insertando el catéter en el vaso sanguíneo del paciente. Un operador de catéteres tal como un médico manipula entonces el catéter a través de los vasos sanguíneos del paciente hasta que el catéter se sitúa de manera apropiada para diagnosticar o tratar el trastorno. Se usan técnicas similares para insertar catéteres en otros tipos de lúmenes dentro de un paciente.

15 En la manipulación del catéter a través de los vasos sanguíneos u otros lúmenes dentro del paciente, existe una necesidad recurrente de saber la ubicación del catéter dentro del espacio corporal del paciente. Los sistemas de obtención de imágenes convencionales crean una imagen del vaso sanguíneo u otro lumen que hace que el lumen parezca un tubo recto y no proporciona ningún concepto de relaciones espaciales tridimensionales ("3-D"). En el paciente, sin embargo, los lúmenes se curvan y contienen ramificaciones que bifurcan en diversos ángulos desde el lumen. Si la posición en tres dimensiones de la cabeza de obtención de imágenes en el catéter puede determinarse, entonces pueden determinarse, mediante el uso de software de obtención de imágenes tridimensional, las posiciones y ubicaciones reales de las curvas, torsiones y giros, así como las ubicaciones de los puntos de ramificación, de los lúmenes. El conocimiento de las posiciones reales permite que se cree un mapa del paciente más preciso que proporciona un diagnóstico y tratamiento más eficaz del paciente. Por ejemplo, la recogida de datos de posición 3-D precisos permite controlar y modelar un mapa de flujo sanguíneo preciso y flujo de sangre consecuente.

25 Tradicionalmente se ha usado la tecnología de rayos X para proporcionar un mapa de rutas global de dispositivos visibles de rayos X, mostrando su posición dentro del paciente. Sin embargo, una imagen de rayos X, que es una proyección bidimensional, puede proporcionar sólo información parcial en la configuración 3-D de la ruta del catéter. Además, la exposición prolongada a rayos X puede ser perjudicial para el paciente, y es por tanto deseable evitar tales exposiciones. Por tanto existe una necesidad de un sistema de seguimiento que pueda determinar fácilmente la ubicación de un catéter dentro de un paciente, sin exponer al paciente a efectos secundarios perjudiciales y que pueda usarse con una amplia variedad de catéteres u otros dispositivos médicos de obtención de imágenes.

30 El artículo "ANGUS: A New Approach to Three-Dimensional Reconstruction of Coronary Vessels by Combined Use of Angiography and Intravascular Ultrasound," Laban *et al.*, *Computers in Cardiology* 1995, págs. 325-328 describe el uso de una aproximación de ajuste por mínimos cuadrados para reconstruir la ruta 3D del eje del catéter durante el retroceso, en el que la ruta 3D se reconstruye con la información contenida en imágenes biplanares de rayos X adicionales tomadas mientras se inserta el catéter en el lumen. Esta ruta 3D se usa entonces para alinear imágenes de ultrasonidos para formar una reconstrucción tridimensional del vaso.

35 El artículo "Enhancement of spatial orientation of intravascular ultrasound images with side holes in guiding catheters", Schwarzacher *et al.*, *American Heart Journal*, volumen 135, n.º 6 parte 1, junio de 1998, páginas 1063-1066 describe la posibilidad de usar rendijas contenidas a lo largo de la punta de un catéter para ayudar a un médico cirujano a mantener el seguimiento de la orientación del catéter y de ese modo la ubicación en la que el catéter está dentro del lumen.

40 Para superar los problemas inherentes con el seguimiento por rayos X de catéteres, han surgido diversas tecnologías que intentan recoger información posicional sobre la ubicación de un catéter dentro de un paciente sin los efectos secundarios perjudiciales de la tecnología de rayos X. Entre tales tecnologías están los sistemas de seguimiento que recogen información posicional usando elementos de detección electromagnéticos, ópticos, mecánicos, acústicos y/o inerciales. Muchas de estas tecnologías requieren la adición de elementos adicionales al catéter para permitir que se siga dentro del paciente.

45 La patente estadounidense n.º 5.924.990 da a conocer un dispositivo y procedimiento para la obtención de imágenes por ultrasonidos intravascular que comprende un catéter adaptado para capturar una pluralidad de imágenes de un lumen, un ordenador adaptado para recibir las imágenes capturadas y un dispositivo de salida adaptado para devolver las imágenes del lumen. El sistema está diseñado para tomar una serie de imágenes y estabilizar una imagen en relación a otra usando una "operación de exactitud" que compara las dos imágenes.

50 Por tanto existe una necesidad de un procedimiento mejorado de seguimiento de catéteres.

55

**Sumario de la invención**

5 Para catéteres de obtención de imágenes pueden evitarse las desventajas del seguimiento por rayos X, sin necesitar ningún equipo adicional añadido en el catéter, basándose en los datos contenidos en las imágenes recogidas por el propio catéter de obtención de imágenes para determinar la posición del catéter dentro del organismo. Este procedimiento mejorado puede usarse también con otras formas de catéteres siempre que el catéter tenga alguna capacidad de recoger datos alrededor de sus entornos inmediatos.

10 En el sistema, una primera imagen recogida por el catéter de obtención de imágenes se compara con una segunda imagen recogida por el catéter de obtención de imágenes, y esta comparación se usa para calcular uno o más ángulos de desplazamientos entre las imágenes primera y segunda. Estos datos se usan para determinar la posición relativa de la segunda imagen con respecto a la primera imagen. Mediante la realización de estas determinaciones para cada serie de imágenes, puede determinarse la orientación de toda la serie de imágenes, en tres dimensiones. Puesto que se determina la orientación de una imagen de catéter de obtención de imágenes mediante la orientación del elemento de obtención de imágenes en la punta del catéter de obtención de imágenes, este sistema permite que se determine la posición del elemento de obtención imágenes y permite crear, basándose en las características del sistema de obtención de imágenes tal como se reivindica, una representación tridimensional real o más real del lumen por el que está viajando el catéter basándose en las características tal como se reivindican.

El sistema y las ventajas de la invención serán o pasarán a ser evidentes para un experto en la técnica tras examinar las siguientes figuras y la descripción detallada.

**Breve descripción de los dibujos**

20 Con el fin de apreciar mejor cómo se obtienen las ventajas y objetos mencionados anteriormente y otros de la presente invención, se da una descripción más particular de la invención brevemente descrita anteriormente mediante referencia a realizaciones específicas de la misma que se ilustran en los dibujos adjuntos. Debe observarse que los componentes en las figuras no están necesariamente a escala, haciendo hincapié más bien sobre la ilustración de los principios de la invención. Además, en las figuras, números de referencia similares designan partes correspondientes por todas las vistas diferentes. Sin embargo, partes similares no siempre tienen números de referencia similares. Además, todas las ilustraciones pretenden transmitir conceptos, en los que pueden ilustrarse tamaños relativos, formas y otros detalles de manera esquemática más que de manera literal o precisa.

La figura 1 es un sistema de obtención de imágenes según una realización ejemplo de la invención.

La figura 2 es una serie de secciones de imagen de un volumen de material.

30 La figura 3 es una serie de secciones de imagen de un volumen de material, incluyendo objetos ejemplo dentro del volumen de material.

La figura 4 es la serie de secciones de imagen, que muestra las secciones transversales de los objetos ejemplo dentro de cada sección de imagen.

La figura 5 es un ejemplo de una gráfica de la pérdida de correlación entre dos pares de planos.

35 La figura 6 muestra las funciones exponenciales ajustadas para la gráfica de la figura 5.

La figura 7 es una gráfica de la relación entre derivadas de las funciones exponenciales y ángulos de separación.

La figura 8 muestra la posición de un plano de imagen en coordenadas polares, con respecto a un plano de referencia.

40 La figura 9 muestra la posición de un segundo plano de imagen en coordenadas polares, con respecto a un plano de referencia.

**Descripción detallada de las realizaciones preferidas**

45 Volviendo a la figura 1, un sistema de obtención de imágenes para su uso con una realización ejemplo de la invención incluye un catéter de obtención de imágenes 10 acoplado a un ordenador 20 que está ejecutando un software de obtención de imágenes para visualizar imágenes en un visualizador de vídeo 30. El catéter de obtención de imágenes 10 incluye una cabeza de obtención de imágenes 12 ubicada en la punta del catéter de obtención de imágenes 10. La cabeza de obtención de imágenes 12 puede ser un transductor ultrasónico, un dispositivo de obtención de imágenes luminoso o cualquier otro dispositivo que recoja datos de imágenes. El catéter de obtención de imágenes 10 se inserta en un lumen en un paciente, tal como un vaso sanguíneo. La cabeza de obtención de imágenes 12 recoge datos de imágenes desde el interior del lumen del paciente, por ejemplo recogiendo una imagen en sección transversal del lumen. En una realización específica, la cabeza de obtención de imágenes 12 gira alrededor del eje del catéter 10, y recoge una banda circular de datos de imágenes desde el lumen reflejando ondas de sonido fuera del lumen. Como alternativa, pueden reflejarse ondas de luz fuera del lumen y la cabeza de

obtención de imágenes 12 puede recibirlas. La cabeza de obtención de imágenes 12 envía estos datos de imágenes hacia abajo del catéter 10 a lo largo de un canal de comunicación de datos 15 tal como un cable o canal de fibra óptica, al ordenador 20. El ordenador 20 recibe los datos de imágenes, opcionalmente procesa los datos de imágenes y entonces visualiza los datos de imágenes en el visualizador de vídeo 30. En realizaciones alternativas pueden usarse otros dispositivos de visualización de imágenes en lugar del visualizador de vídeo 30, tales como unidades de visualización holográficas, impresoras, proyectores, etc. En esta realización ejemplo, las imágenes tomadas por la cabeza de obtención de imágenes 12 representan secciones transversales con respecto al eje del lumen en el que está viajando el catéter 10. En realizaciones alternativas, las imágenes capturadas por la cabeza de obtención de imágenes 12 representan secciones tomadas en ángulos distintos de las secciones transversales con respecto al eje.

Puesto que el lumen está torcido, doblado y curvo por el interior del paciente, el eje del lumen está cambiando constantemente de orientación, y de ese modo la orientación de las imágenes está también cambiando constantemente. Adicionalmente, el operador de catéteres puede elegir alterar la orientación de la cabeza de obtención de imágenes dentro del lumen, por ejemplo para tomar una imagen de una parte particular del lumen en un ángulo diferente con el fin de recoger datos adicionales sobre el lumen. Para proporcionar una determinación precisa de la posición de la cabeza de obtención de imágenes 12, y de ese modo proporcionar un mapa preciso del lumen, es útil determinar el desplazamiento relativo de cada imagen desde la imagen capturada justo anteriormente. Para mantener los recursos informáticos y el tiempo es posible saltarse algunas de las imágenes, y calcular el desplazamiento relativo de una imagen con alguna imagen distinta de la imagen capturada justo anteriormente. Esto puede dar como resultado una correspondiente disminución de la precisión, pero esto puede ser aceptable dependiendo de las situaciones particulares del catéter 10 que está usándose.

Para simplificar la discusión y explicar de manera más clara el procedimiento de una realización de la invención, la siguiente descripción del procedimiento de comparación de imágenes y determinación de la posición usará las secciones de imágenes ejemplo mostradas en la figura 2. La serie de planos de intersección 100a-j dentro del indicador de volumen 110 representa secciones de imágenes tomadas de una imagen de volumen de algún material biológico, tal como un segmento de vaso sanguíneo u otro lumen dentro de un paciente. Los planos de intersección 100a-j se encuentran todos en la línea de intersección 105, debajo del lado izquierdo de la figura 2. Los planos de intersección 100a-j podrían ser, por ejemplo, una serie de imágenes capturada mediante la cabeza de obtención de imágenes 12 cuando el catéter 10 se guiaba alrededor de un doblado en el lumen, comenzando con el plano 100a en la parte inferior del indicador de volumen 110, y avanzando a través de los otros planos 100b-j hacia la parte superior del indicador de volumen 110.

Cada plano 100a-j contiene una sección de datos de imágenes, tal como una imagen de ultrasonidos o una imagen luminosa. Los datos de imágenes contenidos en cada plano 100a-j cambian cuando los planos avanzan a través del indicador de volumen 110. Por ejemplo, volviendo a la figura 3, el indicador de volumen 110 contiene una primera configuración 120 y una segunda configuración 130. Las imágenes de ultrasonidos o luminosas reales serían más complejas que el ejemplo presentado en el presente documento, pero se aplican los mismos principios tal como se dan a conocer a cualquier tipo de datos de imágenes. Este ejemplo se ha simplificado por claridad. La primera configuración 120 comienza en la parte inferior del indicador de volumen 110, en el plano 100a, y continúa hacia arriba a través de cada uno de los planos 100b-j, terminando en el espacio por encima del último plano 100j. La segunda configuración 130 tiene el mismo tamaño y orientación que la primera configuración 120, pero en una ubicación diferente en el indicador de volumen 110. La segunda configuración 130 comienza en el punto de intersección con el plano 100b, y se extiende hacia arriba a través de cada uno de los planos 100c-f, terminando en el espacio entre el plano 100f y el plano 100g. Los planos 100a y 100g-j no intersecan la segunda configuración 130.

Los planos 100a-j intersecan las configuraciones 120, 130, capturando una sección de datos de imágenes para cada configuración 120, 130 en la intersección. La serie de planos 100a-j resultante que contienen las secciones 120a-j, 130a-e de las configuraciones 120, 130 se muestran en la figura 4. El plano 100a contiene una sección pequeña 120a de la primera configuración 120. El plano 100b contiene una sección ligeramente más grande 120b de la primera configuración 120, y una sección pequeña 130a de la segunda configuración 130. Las secciones 120a-j de la primera configuración 120 se vuelven progresivamente más anchas cuando los planos avanzan a través de las secciones 120a-j de la primera configuración 120 desde el plano 100a hasta el plano 100j. Las secciones 130a-e de la segunda configuración 130 se vuelven primero más anchas y después se vuelven estrechas y finalmente cesan, cuando los planos avanzan a través de las secciones 130a-e de la segunda configuración 130.

Tal como puede observarse en la figura 4, existen diferencias en las secciones de imágenes en los planos 100a-j, cuando los planos avanzan a través de las configuraciones 120, 130. Sin embargo, estas diferencias son más pronunciadas en el lado derecho de cada plano 100a-j (para secciones 130a-e de la configuración 130), en comparación con las diferencias del lado izquierdo de cada plano 100a-j (para las secciones 120a-j de la configuración 120 del mismo tamaño). Estas diferencias se producen porque la distancia de separación entre planos adyacentes, tales como planos 100a-b, es mayor en el lado derecho de lo que lo es en el lado izquierdo. Puesto que los dos planos 100a-b están más separados entre sí en el lado derecho, la correlación entre las secciones de imágenes 130a-b en el lado derecho es correspondientemente inferior que la correlación entre las secciones de imágenes 120a-b en los mismos dos planos 100a-b en el lado izquierdo.

En el ejemplo de la figura 4, las diferencias se determinan realizando una comparación de alto nivel del aspecto de los dos objetos 120, 130 en cada plano que está examinándose. Para otros tipos de datos, son posibles otros modos de determinar la diferencia y la variación de la diferencia por la imagen. Por ejemplo, si los datos representan la densidad de un punto particular en el plano (tal como una imagen de ultrasonidos), entonces la diferencia se calcula midiendo la diferencia en valores de densidad para el mismo punto en cada uno de los dos planos. Si los datos representan datos de imágenes visuales, entonces la diferencia puede calcularse midiendo la diferencia en algún valor o propiedad asociada con los mismos datos de imágenes visuales, tal como el color, tonalidad, saturación, reflectividad o densidad de la imagen en el mismo punto en cada plano.

En general, la correlación entre dos cualesquiera de los planos 100a-j es la mayor en la línea de intersección 105 a lo largo del lado izquierdo de cada plano 100a-j, en la que todos los planos contienen exactamente los mismos datos de imágenes. La correlación entre pares de planos 100a-j se pierde gradualmente cuando se avanza por los planos 100a-j de izquierda a derecha. Se usará la expresión "pérdida de correlación" o "pérdida de la correlación" para describir la diferencia local entre las imágenes que están comparándose, que puede calcularse mediante una variedad de procedimientos. El procedimiento particular para calcular la diferencia entre imágenes es una elección de diseño por los expertos en la técnica, y no es crítico para las realizaciones de la invención dadas a conocer en el presente documento. En este ejemplo, para facilitar la explicación, la pérdida de correlación se midió por los planos 100a-j de izquierda a derecha. La pérdida de correlación puede medirse en cualquier dirección por los planos 100a-j sin afectar a los resultados de los procedimientos tratados en el presente documento.

En la gráfica en la figura 5 se muestra un ejemplo que considera imágenes tomadas por dos pares de planos (todos intersecando a lo largo de una línea común) que demuestra el comportamiento de diferencias de imágenes con un aumento de la distancia desde la línea de intersección común. El eje horizontal 140 de la gráfica de la figura 5 mide la distancia fuera de la línea de intersección 105. El eje vertical 150 es una medida de la diferencia entre los dos planos 100a-j que están comparándose. La línea de datos inferior 160 representa datos de muestra recogidos mediante la comparación de los datos de imagen en el plano 100a con los datos de imágenes en el plano 100b. La línea de datos superior 170 representa datos de muestra recogidos mediante la comparación de los datos de imágenes en el plano 100a con los datos de imágenes en el plano 100c. Es evidente que las imágenes en los pares que están considerándose comienzan estando sumamente correlacionadas (tal como es evidente por la pequeña diferencia entre ellas) y entonces pierden gradualmente la correlación (tal como es evidente por la diferencia que pasa a ser más grande). La tasa de pérdida de correlación entre los planos 100a y 100b es inferior a la tasa de pérdida de correlación entre planos los 100a y 100c. Esto se debe al hecho de que el ángulo entre el plano 100a y el plano 100b es menor que el ángulo entre el plano 100a y el plano 100c.

Volviendo a la figura 6, la diferencia entre dos planos 100a-j cualesquiera puede aproximarse mediante una función exponencial de la forma  $f(x) = A(1 - e^{-\lambda x})$ . En este caso A representa el valor obtenido en último lugar mediante la función y  $\lambda$  es un parámetro que describe la tasa a la que la función aumenta cuando obtiene el valor A. La función exponencial particular que representa el comportamiento de la diferencia entre dos planos 100a-j cualesquiera puede aproximarse usando un mejor procedimiento de aproximación por ajuste. La función exponencial ajustada inferior 165 es una aproximación para la línea de datos inferior 160. La función exponencial ajustada superior 175 es una aproximación para la línea de datos superior 170.

El cálculo de la derivada de cada función exponencial ajustada 165, 175 en el origen (0,0), proporciona el valor  $A\lambda$  para cada función exponencial ajustada 165, 175, valor que es una buena aproximación del ángulo de separación, en la dirección de la comparación de pérdida de correlación, entre los dos planos 100a-100j que están comparándose. Así, la derivada de la función exponencial ajustada inferior 165 en el origen es una aproximación del ángulo de separación entre los planos 100a y 100b. De manera similar, la derivada de la función exponencial ajustada superior 175 en el origen es una aproximación del ángulo de separación entre los planos 100a y 100c.

La figura 7 muestra una gráfica de la relación entre 1) las derivadas de una serie de funciones exponenciales ajustadas que aproximan los datos de correlación de muestra comparando cada uno de los planos 100b-j con el plano 100a y 2) el ángulo de separación  $\theta$  entre cada uno de los planos 100b-j y el plano 100a. Para estos datos de muestra, el ángulo de separación  $\theta$  entre cada par de planos ya se conocía. El eje horizontal representa los valores  $A\lambda$  que se aproximan a partir de las comparaciones de correlación tratadas anteriormente. El eje vertical representa el ángulo de separación  $\theta$  conocido. La serie de puntos de datos 180a-j representa la relación entre los valores  $A\lambda$  aproximados y los ángulos de separación  $\theta$  conocidos para cada plano 100a-j en comparación con el plano de referencia 100a. El punto de datos 180a representa el ángulo de separación entre el plano 100a y el mismo (es decir cero), cuando se relaciona con el valor  $A\lambda$  aproximado para la comparación de correlación del plano de referencia 100a con el mismo (es decir cero). El punto de datos 180b representa el ángulo de separación entre el plano de referencia 100a y el plano 100b, cuando se relaciona con el valor  $A\lambda$  aproximado para la comparación de correlación del plano de referencia 100a con 100b. De manera similar, los puntos de datos 180c-j representan el ángulo de separación entre los respectivos planos 100c-j y el plano de referencia 100a, cuando se relaciona con el valor  $A\lambda$  aproximado para las comparaciones de correlación de los respectivos planos 100c-j con el plano de referencia 100a. En este ejemplo, la línea ajustada 185 demuestra que la relación entre los valores  $A\lambda$  y los ángulos de separación  $\theta$  es una relación lineal, y que los valores  $A\lambda$  son proporcionales a los ángulos de separación  $\theta$ . Así puede calcularse

la constante de proporcionalidad dividiendo los valores del ángulo de separación conocidos entre los valores  $A\lambda$ . Por tanto, usando el procedimiento justamente descrito puede estimarse el ángulo de separación entre dos planos cualesquiera en una dirección dada analizando la tasa de pérdida de correlación entre los dos planos en esa dirección.

5 Volviendo a la figura 8, una vez que se conoce el ángulo de separación  $\theta$  entre cualquier plano 100b-j y el plano de referencia 100a, los principios de geometría permiten que se calcule la posición relativa del plano 100b-j con respecto al plano de referencia 100a. Por ejemplo, haciendo referencia al plano 100g, el plano 100g está definido por las dos líneas 105, 190. Puesto que ambas de estas líneas pueden calcularse con respecto al plano de referencia 100a usando los datos recogidos desde las dos imágenes en los planos 100a y 100g, la posición del  
10 plano 100g puede calcularse con respecto al plano 100a, usando datos recogidos desde las dos imágenes en los planos 100a y 100g.

Se da por hecho que el plano de referencia 100a está definido para comenzar en  $(0,0,0)$  en un sistema de coordenadas polares tridimensional  $(\rho, \theta, \phi)$ , con el plano de referencia 100a definido por las dos líneas de intersección  $(0,0,0)-(\rho, 0, 0)$  y  $(0,0,0)-(\rho, 0, \pi/2)$ , en el que  $\rho$  representa la anchura de la imagen en el plano de referencia 100a,  $\theta$  representa el ángulo de inclinación por encima del plano de referencia 100a, y  $\phi$  representa el  
15 ángulo de rotación en el sentido contrario a las agujas de reloj desde la línea de origen  $(0,0,0)-(\rho, 0, 0)$ . La posición del plano 100g está definida por la posición de la línea de intersección 105, representada en coordenadas polares como  $(0,0,0)-(\rho, 0, 0)$  y la línea 190, representada en coordenadas polares como  $(0,0,0)-(\rho, \theta, 0)$ . El valor de  $\rho$  se conoce a partir de las dimensiones del plano de referencia 100a, y el valor de  $\theta$  se calcula usando la comparación de correlación de los datos de imágenes en el plano 100g en comparación con el plano de referencia 100a tal como se trató anteriormente. Por tanto, la posición del plano 100g se determina usando la información conocida con respecto al plano de referencia 100a y la información recogida desde la comparación de correlación de datos de imágenes.

Obsérvese que el ejemplo presentado anteriormente limitaba la comparación de correlación a planos 100a-j que sólo variaban entre sí en una dirección, puesto que todos los planos 100a-j compartían la línea de intersección 105. Esto se realizó para facilitar la explicación de los principios de funcionamiento del procedimiento mejorado de seguimiento de un catéter usando datos de imágenes, pero realizaciones alternativas del procedimiento pueden calcular fácilmente la posición de otros planos que tienen cualquier relación arbitraria con respecto a un plano de referencia 100a. Por ejemplo, volviendo a la figura 9, un plano 100k varía desde el plano de referencia 100a en dos direcciones. Existe un ángulo  $\theta_1$  entre el plano de referencia 100a y el plano 100k, en el que los dos planos 100a, 100k intersecan el eje  $(\rho, 0, 0)$  y un ángulo  $\theta_2$  entre el plano de referencia 100a y el plano 100k, en el que los dos  
25 planos 100a, 100k intersecan el eje  $(\rho, 0, \pi/2)$ .

Para determinar el ángulo  $\theta_1$  entre el plano de referencia 100a y el plano 100k, la tasa de pérdida de correlación en la dirección de  $(0,0,0)$  a  $(\rho, 0, 0)$  se calcula y se aproxima a una función exponencial tal como se describió anteriormente. Para determinar el ángulo  $\theta_2$  entre el plano de referencia 100a y el plano 100k, la tasa de pérdida de correlación en la dirección de  $(0,0,0)$  a  $(\rho, 0, \pi/2)$  se calcula y se aproxima a una función exponencial tal como se describió anteriormente. Obsérvese que aunque la pérdida de correlación comenzaba en cero para el ejemplo de las figuras 1-8, éste no será siempre el caso para el ejemplo de la figura 9. Para cualquier línea de muestra (tal como las líneas de muestras 200, 210, 220, 230) por el plano 100k distinto de las líneas de muestra que siguen los ejes desde  $(0,0,0)$  hasta  $(\rho, 0, 0)$  y desde  $(0,0,0)$  hasta  $(\rho, 0, \pi/2)$ , la función de pérdida de correlación comenzará con un valor distinto de cero, indicando que existe ya alguna pérdida de correlación cuando comienza la comparación. Este efecto solamente significa que la gráfica para la función exponencial para estas líneas de muestra 200, 210, 220, 230 está desplazada a la izquierda en una cantidad proporcional al valor inicial para la pérdida de correlación; esto no tiene efecto sobre el cálculo de los ángulos de separación  $\theta_1$  o  $\theta_2$ .

De manera similar, la posición de planos que son paralelos entre sí en cualquiera o ambas de las direcciones de  $(0,0,0)$  a  $(\rho, 0, 0)$  y de  $(0,0,0)$  a  $(\rho, 0, \pi/2)$  puede calcularse fácilmente usando los procedimientos tratados anteriormente. Para cualquier dirección en la que un plano es paralelo al plano de referencia 100a, la tasa de pérdida de correlación será cero, y así el ángulo de separación será cero. Si el plano no interseca el plano de referencia 100a, entonces el valor inicial de la función de pérdida de correlación será distinto de cero, pero la tasa de pérdida de correlación permanecerá en ese valor distinto de cero, indicando así un plano paralelo pero no de intersección, en la dirección de la medición de pérdida de correlación.

Así, la posición de cualquier plano puede determinarse, con respecto a la posición de cualquier plano de referencia seleccionado arbitrariamente, si el plano interseca el plano de referencia o no, si el plano es paralelo al plano de referencia o no, comparando los datos de imágenes contenidos en los dos planos, y calculando la tasa de pérdida de correlación en cada una de las dos direcciones, o a veces en una dirección, si se sabe que los dos planos intersecan.

Con el desarrollo de los principios tratados anteriormente, una vez que se determina la posición de un primer plano con respecto a un plano de referencia, entonces puede determinarse la posición de un segundo plano con respecto al primer plano usando el primer plano como plano de referencia y realizando la determinación de la posición de nuevo. Así puede construirse una cadena de planos arbitrariamente larga, colocados en espacio tridimensional,

usando los procedimientos dados a conocer en el presente documento. Si estos planos contienen cada uno datos de imágenes recogidos desde un catéter, cuando el catéter viaja a través de un lumen en un paciente, esta cadena de planos representa un mapa del lumen, en tres dimensiones.

5 En la presente memoria descriptiva anterior, la invención se ha descrito con referencia a realizaciones específicas de la misma. Será evidente, sin embargo, que puedan realizarse diversas modificaciones y cambios a las mismas sin apartarse del espíritu y alcance más amplio de la invención. Por ejemplo, los planos pueden tener cualquier orientación con respecto a cada otro, no solamente las orientaciones descritas anteriormente. Los datos comparados para la pérdida de correlación podrían ser datos cualesquiera para los que se desea un cálculo de la posición relativa, y no solamente los datos de imagen espacial descritos anteriormente. Por ejemplo, las imágenes recogidas  
10 en diferentes puntos de tiempo podrían compararse para determinar las pérdidas de correlación provocadas por el tiempo. Además, el lector ha de entender que la combinación y el orden específicos de acciones de procedimiento descritas en el presente documento son solamente ilustrativos, y la invención puede realizarse usando diferentes acciones de procedimiento o adicionales o una combinación o un orden diferentes de acciones de procedimiento. Las características y procedimientos conocidos para los expertos en la técnica de dispositivos médicos pueden  
15 incorporarse de manera similar si se desea. Adicionalmente pueden añadirse o retirarse características si se desea. La memoria descriptiva y los dibujos han de considerarse, por consiguiente, en un sentido ilustrativo más que limitativo, y la invención no ha de restringirse o limitarse excepto según las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes legales.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema, que comprende:

un catéter de obtención de imágenes (10) adaptado para capturar una pluralidad de imágenes de un lumen, en el que cada imagen tiene un plano de imagen;

5 un ordenador (20) adaptado para recibir la pluralidad de imágenes capturada, para determinar un ángulo de separación entre los planos de imagen de al menos dos de las imágenes **caracterizado por** determinar una tasa de pérdida de correlación entre las dos correspondientes imágenes a lo largo de una dirección en los planos de imagen de las dos correspondientes imágenes usando datos contenidos en las imágenes, en las que la correlación está representada por una diferencia local de valores de imágenes de las dos correspondientes imágenes, y para crear una representación tridimensional del lumen basándose en el ángulo de separación determinado de los planos de imagen; y

10

un dispositivo de salida (30) adaptado para devolver la representación tridimensional del lumen.

2. El sistema según la reivindicación 1, en el que el dispositivo de salida (30) comprende un visualizador de vídeo.

15 3. El sistema según la reivindicación 1, en el que el ordenador (20) determina la posición del plano de imagen de una de la pluralidad de imágenes comparando la imagen con una imagen de referencia cuya posición se conoce.

4. El sistema según la reivindicación 3, en el que el sistema se inicia definiendo arbitrariamente la posición de la imagen de referencia.

5. El sistema según la reivindicación 3, en el que la posición de la imagen de referencia se conoce basándose en una determinación anterior de la posición mediante el ordenador (20).



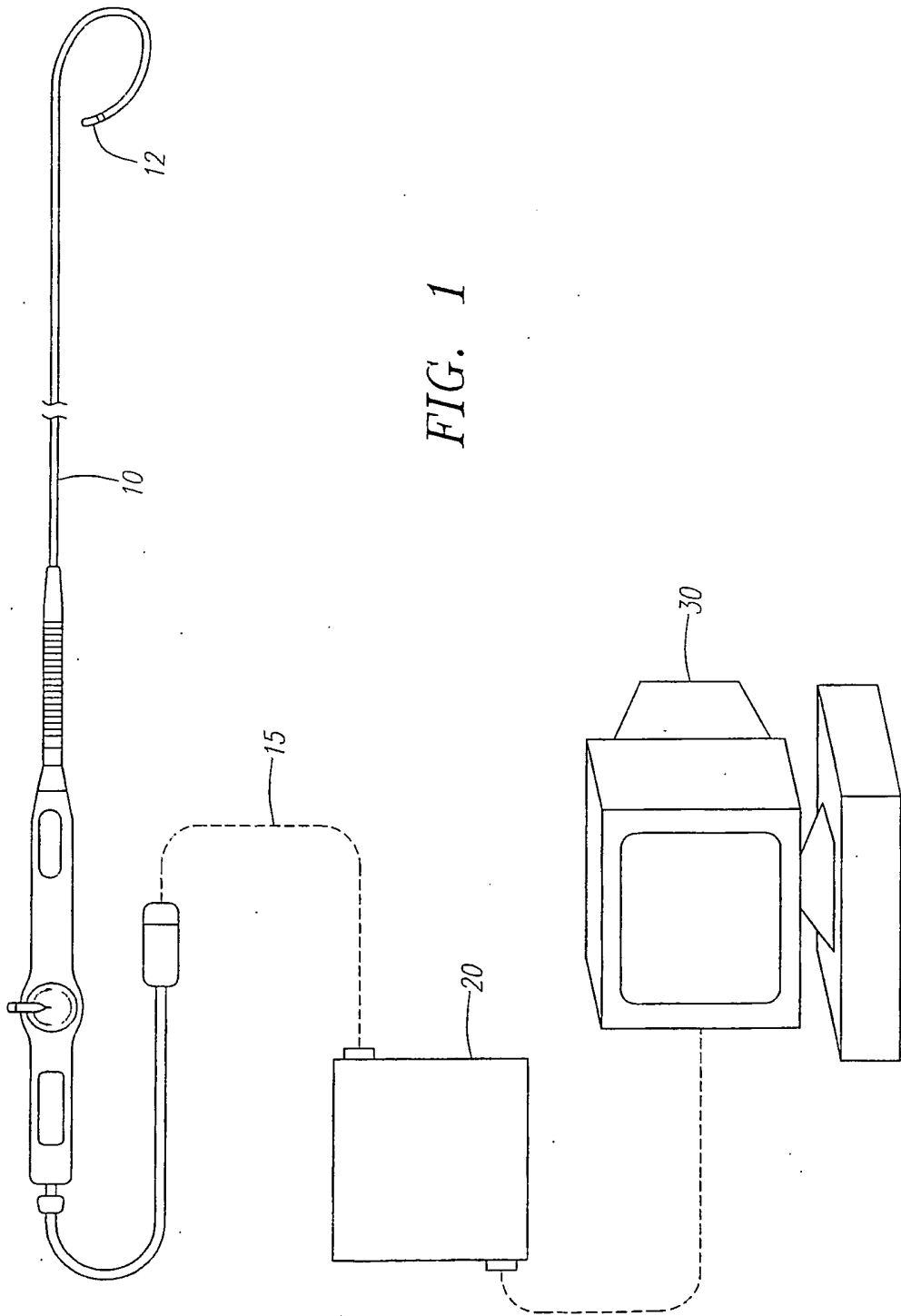


FIG. 1

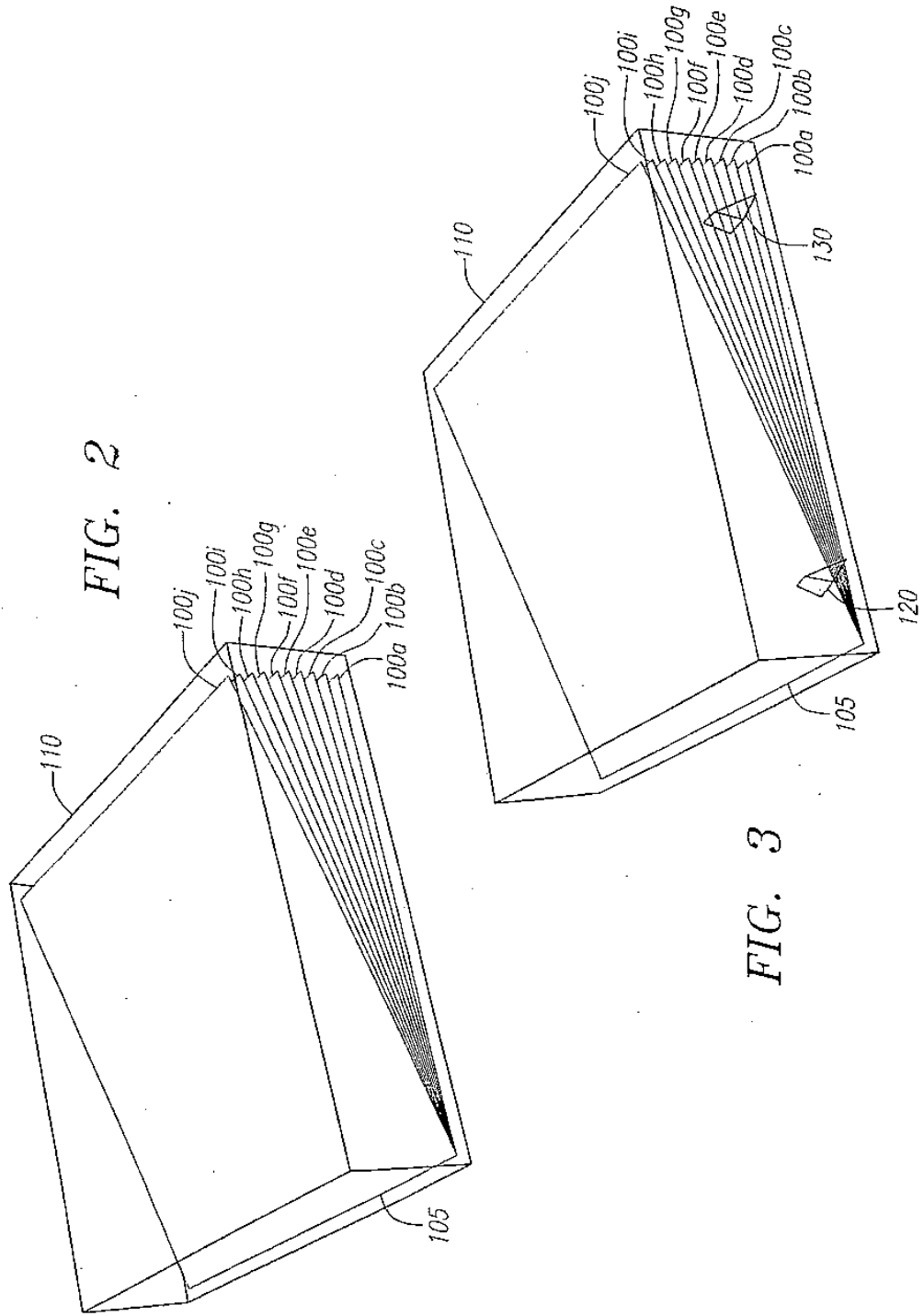


FIG. 2

FIG. 3

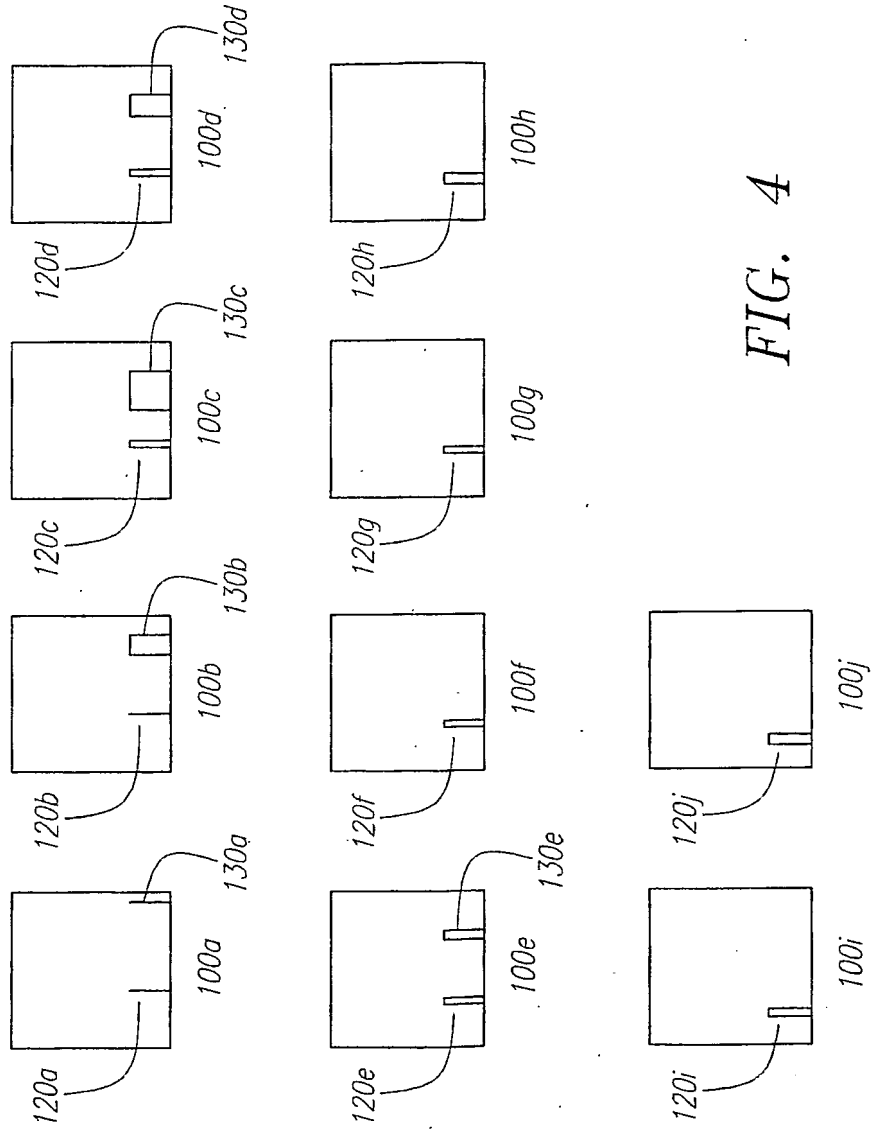


FIG. 4

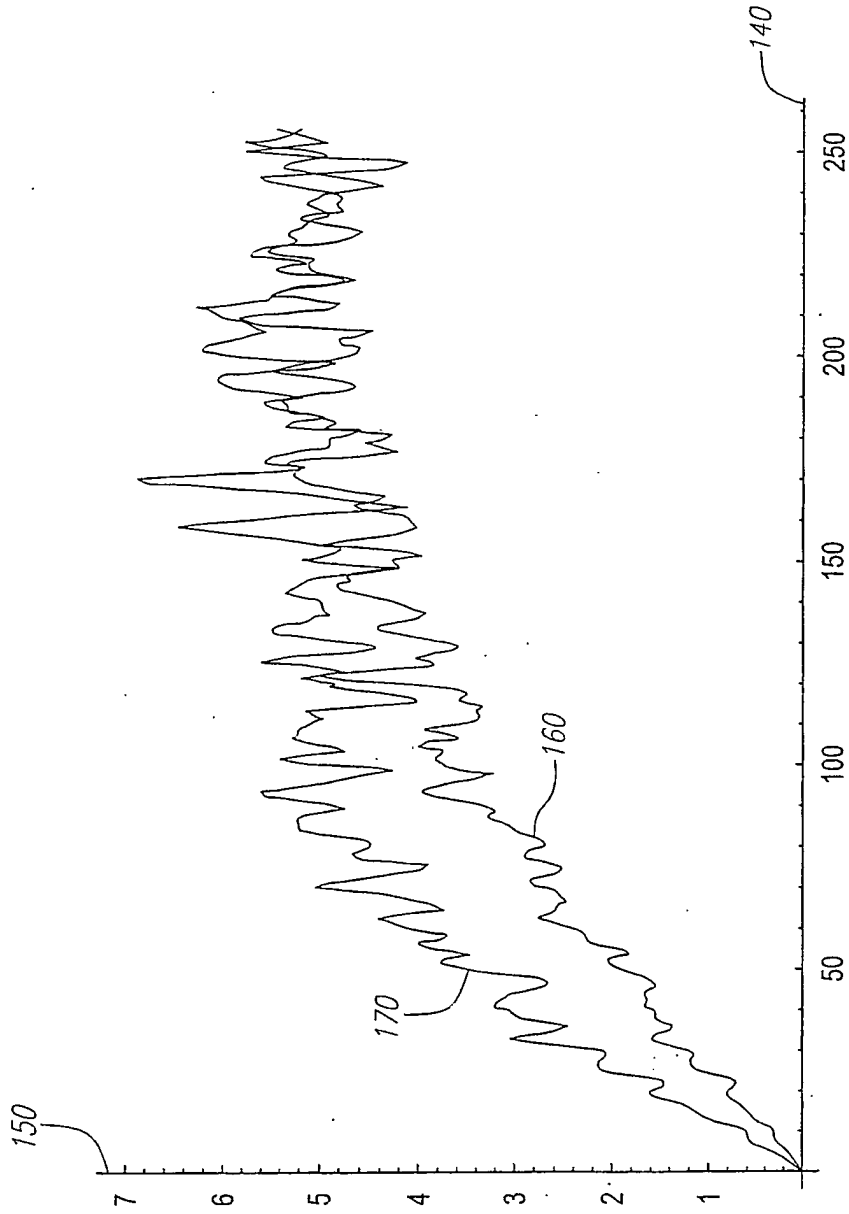


FIG. 5

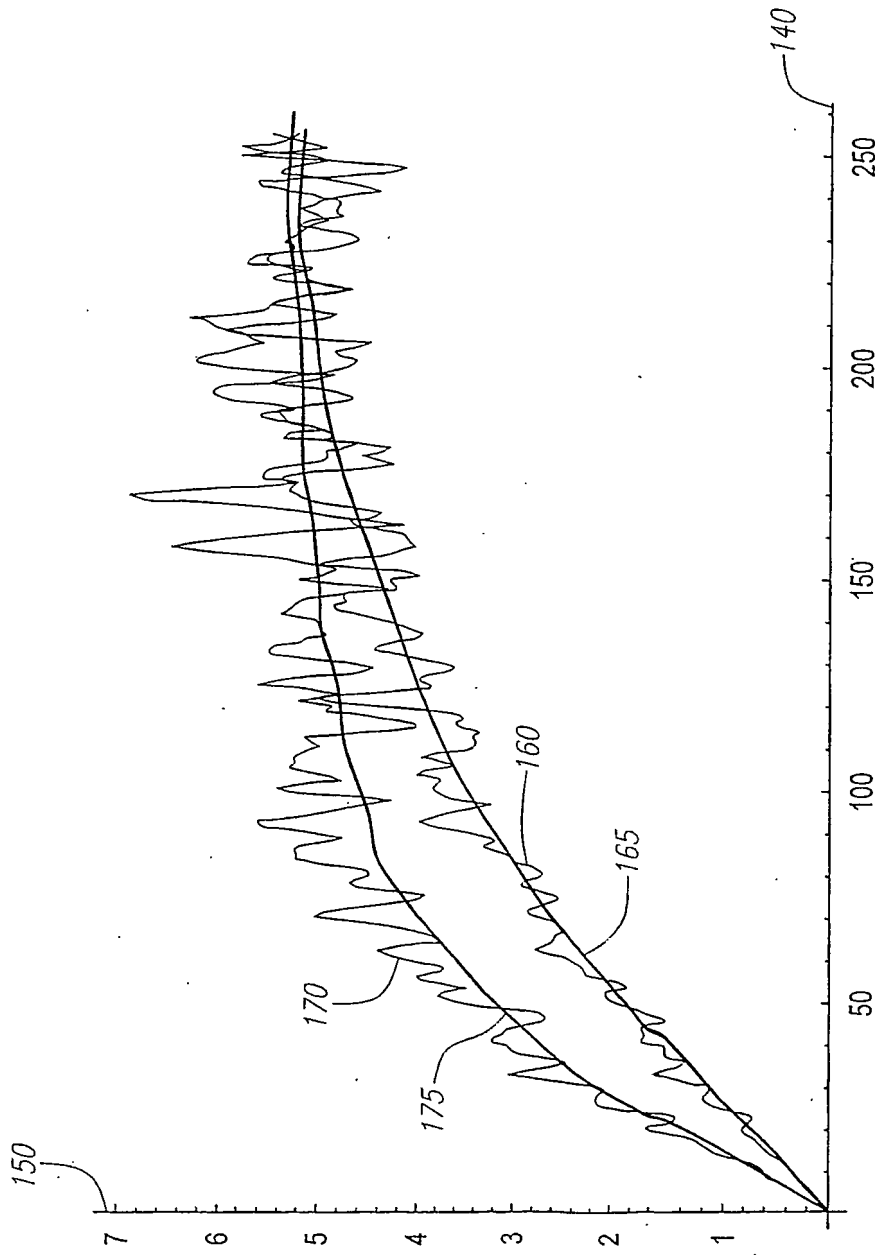


FIG. 6

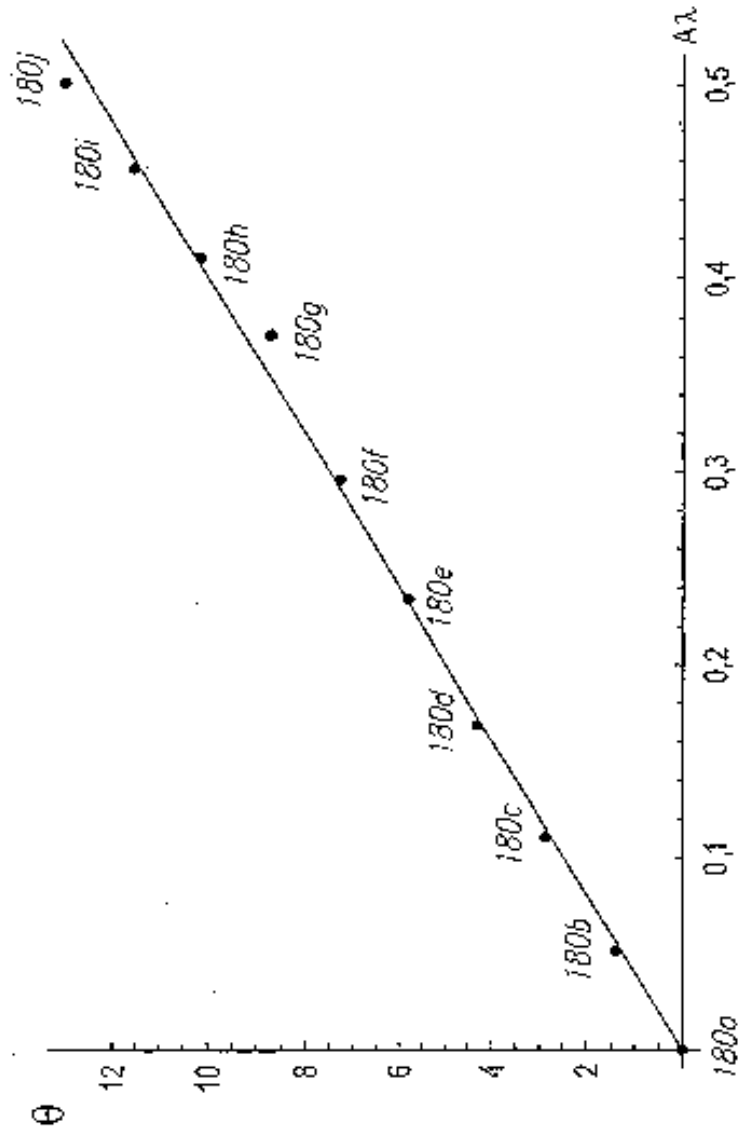


FIG. 7

