

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 987 933**

51 Int. Cl.:

G06T 11/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.03.2013 PCT/RU2013/000203**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **18.09.2014 WO14142703**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.03.2013 E 13773426 (5)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.04.2024 EP 2973410**

54 Título: **Método para determinar la posición de un objeto mediante el uso de proyecciones de marcadores o puntales**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.11.2024

73 Titular/es:

ORTHOFIX S.R.L. (50.0%)
Via delle Nazioni 9
37012 Bussolengo (VR), IT y
TEXAS SCOTTISH RITE HOSPITAL FOR
CHILDREN (50.0%)

72 Inventor/es:

MIKHEEV, KONSTANTIN EVGENEVICH;
VVEDENSKIY, PETR STANISLAVOVICH;
MORENKO, ALEXANDER ALEXANDROVICH;
SIVACHEV, DMITRY ALEXANDROVICH;
SAMCHUKOV, MIKHAIL y
CHERKASHIN, ALEXANDER

74 Agente/Representante:

SÁNCHEZ SILVA, Jesús Eladio

ES 2 987 933 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 para determinar la posición de un objeto mediante el uso de proyecciones de marcadores o puntales

5 Campo técnico

Esta descripción se relaciona generalmente con el campo de la radiografía y, más específicamente, con la creación de modelos tridimensionales (3D) de objetos en el espacio basados en radiografías bidimensionales (2D).

10 Antecedentes

Modelar un objeto en el espacio 3D tiene numerosas aplicaciones útiles. Un modelo 3D de objetos puede permitirle visualizar y analizar más fácilmente las orientaciones de los objetos entre sí. Este aspecto del modelado es particularmente útil en ortopedia o, más específicamente, en el análisis de deformidades óseas. La tomografía computarizada (TC) es una técnica convencional utilizada en el campo de la ortopedia para generar una representación 3D del tejido humano. Otra técnica convencional implica la visualización y análisis de deformidades óseas con la ayuda de radiografías 2D. En primer lugar, se obtienen imágenes radiográficas de los segmentos óseos deformados en vistas ortogonales. Posteriormente, las deformidades se pueden analizar creando representaciones lineales 2D de los segmentos óseos fotografiados y proyectando estas representaciones lineales en el plano de la deformidad. Alternativamente, los contornos de los segmentos óseos deformados en las radiografías 2D se pueden determinar y extrapolar manualmente para construir un modelo 3D de los segmentos óseos deformados.

Cheriet F. y otros: en el documento "Towards the Self-Calibration of a Multiview Radiographic Imaging System for the 3D Reconstruction of the Human Spine and Rib Cage", Revista Internacional de Reconocimiento de Patrones e Inteligencia Artificial (IJPRAI), World Scientific Publishing, SI, vol. 13, núm. 5, 1 de agosto de 1999, páginas 761-779, desarrollan una técnica de reconstrucción 3D de la columna y la caja torácica de pacientes escolióticos idiopáticos utilizando la autocalibración del sistema de imágenes; la precisión de la estimación óptima de los parámetros intrínsecos mejoró significativamente cuando se incorporó conocimiento geométrico, como la longitud conocida de barras rectas detectables, como un conjunto de restricciones de igualdad en el proceso de optimización.

30 Resumen

La presente divulgación proporciona un método para crear un modelo 3D de una parte del cuerpo, la parte del cuerpo está acoplada a un objeto, el objeto que comprende una pluralidad de marcadores a distancias predeterminadas a lo largo del objeto. En una realización, el método comprende: 1) recibir una primera radiografía de la parte del cuerpo y el objeto dispuesto entre una fuente de rayos X y un generador de imágenes de rayos X, en donde la primera radiografía incluye una imagen de la parte del cuerpo, el objeto y la pluralidad de marcadores; 2) recibir una segunda radiografía de la parte del cuerpo y el objeto dispuesto entre la fuente de rayos X y el generador de imágenes de rayos X, en donde la segunda radiografía incluye una imagen de la parte del cuerpo, el objeto y la pluralidad de marcadores; 3) determinar un primer conjunto de distancias entre las proyecciones de la pluralidad de marcadores en la primera radiografía; 4) determinar una primera posición 3D de la fuente de rayos X y una primera posición 3D del objeto con respecto al generador de imágenes de rayos X usando las distancias predeterminadas entre los múltiples marcadores y el primer conjunto de distancias entre las proyecciones de los múltiples marcadores en la primera radiografía; 4) determinar un segundo conjunto de distancias entre las proyecciones de la pluralidad de marcadores en la segunda radiografía; 5) determinar una segunda posición 3D de la fuente de rayos X y una segunda posición 3D del objeto con respecto al generador de imágenes de rayos X usando las distancias predeterminadas entre los múltiples marcadores y el segundo conjunto de distancias entre las proyecciones de los múltiples marcadores en la segunda radiografía; y 6) alinear la primera y segunda proyecciones de objetos 3D en un marco de referencia 3D usando las posiciones 3D de la pluralidad de marcadores con respecto al generador de imágenes de rayos X en la primera y segunda orientaciones; y 7) crear un modelo 3D del objeto fotografiado en el marco de referencia 3D basándose en la primera y segunda proyecciones 3D del objeto. En una realización, la pluralidad de marcadores incluye una pluralidad de uniones en las que una pluralidad de puntales están conectados a al menos un anillo. En una realización, el objeto es un fijador ortopédico. En una realización, la pluralidad de marcadores incluye cinco marcadores, y las posiciones 3D de la fuente de rayos X y el objeto están determinadas por relaciones matemáticas. En otras realizaciones, la pluralidad de marcadores incluye cuatro marcadores, y las posiciones 3D de la fuente de rayos X y el objeto están determinadas por relaciones matemáticas. Otra realización proporciona un método para crear un modelo 3D de un objeto, el objeto está acoplado a un objeto, el objeto que comprende una pluralidad de puntales con longitudes predeterminadas que están conectados cada uno a al menos dos miembros de fijación con dimensiones predeterminadas, incluyendo el método: 1) recibir una primera radiografía del objeto dispuesto entre una fuente de rayos X y un generador de imágenes de rayos X, en donde la primera radiografía incluye una imagen del objeto y la pluralidad de puntales con longitudes predeterminadas que están cada uno conectado a al menos dos miembros de fijación en dos puntos de conexión, donde las distancias entre los dos puntos de conexión están predeterminadas; 2) recibir una segunda radiografía del objeto dispuesto entre la fuente de rayos X y el generador de imágenes de rayos X, en donde la segunda radiografía incluye una imagen del objeto y la pluralidad de puntales con longitudes predeterminadas que están cada uno conectado a al menos dos miembros de fijación en dos puntos de conexión, donde las distancias entre los dos puntos de conexión están

predeterminadas; 3) determinar una primera serie de proyecciones de los ejes longitudinales de la pluralidad de puntales en la primera radiografía; 4) determinar una primera posición tridimensional de la fuente de rayos X y una primera posición tridimensional del objeto con respecto al generador de imágenes de rayos X usando las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de la pluralidad de puntales y el primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de una pluralidad de puntales en la primera radiografía; 5) determinar una segunda serie de proyecciones de los ejes longitudinales de la pluralidad de puntales en la segunda radiografía; 6) determinar una segunda posición tridimensional de la fuente de rayos X y una segunda posición tridimensional del objeto con respecto al generador de imágenes de rayos X usando las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de la pluralidad de puntales y el segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de la pluralidad de puntales en la segunda radiografía; 7) alinear la primera y segunda proyecciones de objetos 3D en un marco de referencia 3D usando las posiciones 3D de la pluralidad de puntales con respecto al generador de imágenes de rayos X en la primera y segunda orientaciones; y 8) crear un modelo 3D del objeto fotografiado en el marco de referencia 3D basándose en la primera y segunda proyecciones 3D del objeto. En una realización, el objeto es un fijador ortopédico. En una realización, la pluralidad de puntales incluye cinco puntales, y las posiciones 3D de la fuente de rayos X y el objeto están determinadas por relaciones matemáticas. En otras realizaciones, la pluralidad de puntales comprende cuatro puntales, y las posiciones 3D de la fuente de rayos X y el objeto están determinadas por relaciones matemáticas.

En una realización, el método comprende identificar un primer contorno de la parte del cuerpo escaneada en la primera radiografía, identificar un segundo contorno de la parte del cuerpo escaneada en la segunda radiografía, preparar una primera proyección de la parte del cuerpo en 3D desde el primer contorno de la parte del cuerpo hasta la primera posición 3D de la fuente de rayos X, preparar una segunda proyección de la parte del cuerpo en 3D desde el segundo contorno de la parte del cuerpo hasta la segunda posición 3D de la fuente de rayos X, y crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basado en la primera y segunda proyecciones de la parte del cuerpo. En otra realización, el método comprende además identificar un eje de inclinación en el marco de referencia 3D, en donde el eje de inclinación pasa entre una primera posición 3D en el marco de referencia 3D que corresponde a la primera posición de la fuente de rayo X en la primera orientación y una segunda posición 3D en el marco de referencia 3D que corresponde a la segunda posición de la proyección 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D, para cada uno de uno o más planos de intersección, llevando a cabo los siguientes pasos, de a) a c) : a) identificar uno o más puntos de intersección entre la primera y segunda proyecciones 3D de la parte del cuerpo y dicho plano de intersección en el marco de referencia 3D; b) preparar uno o más polígonos que conecten los puntos de intersección en dicho plano de intersección; c) preparar una o más curvas cerradas dentro de cada uno de uno o más polígonos, en donde la una o más curvas cerradas corresponden a una vista en sección transversal de la parte del cuerpo representada en dicho plano de intersección, y preparar una superficie en el marco de referencia 3D que conecta cada una de las curvas cerradas para formar un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada.

Breve descripción de las figuras

Para una comprensión más completa de la presente divulgación y sus ventajas, ahora se hace referencia a la siguiente descripción tomada junto con las figuras adjuntas, en los que números de referencia similares indican características similares, y:

La FIGURA 1A es una vista en perspectiva de una realización de un fijador ortopédico;
La FIGURA 1B es una vista en perspectiva de otra realización de un fijador ortopédico;
La FIGURA 2A es una vista en perspectiva de un sistema de imágenes y un objeto en una primera orientación y una segunda orientación, según la presente divulgación;
La FIGURA 2B es otra vista en perspectiva del sistema de imágenes y el objeto en la primera orientación y la segunda orientación, según la presente divulgación;
La FIGURA 3 es una vista en perspectiva de un sistema de imágenes y un objeto con marcadores en una orientación, según la presente divulgación;
La FIGURA 4 es una vista esquemática de las coordenadas de una fuente de rayos X y proyecciones de marcadores en un generador de imágenes, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 5 es una vista en perspectiva de un sistema de imágenes y un objeto con puntales en una orientación, según la presente divulgación;
La FIGURA 6 es una vista esquemática de las coordenadas de una fuente de rayos X y proyecciones de los puntos de conexión del puntal en un generador de imágenes, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 7 es un diagrama de flujo que ilustra un algoritmo ilustrativo, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 8 es un diagrama esquemático que ilustra un objeto fotografiado en una estructura 3D, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 9 es un diagrama esquemático que ilustra un modelo 3D ilustrativo de un objeto;
La FIGURA 10 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra un sistema ilustrativo para crear un modelo 3D de un objeto;
La FIGURA 11 es un diagrama esquemático que ilustra una configuración ilustrativa para determinar el modelo 3D de un objeto y ajustar un fijador externo en consecuencia;
La FIGURA 12A es un diagrama esquemático que ilustra la primera y segunda radiografías de un objeto, de

acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 12B es un diagrama esquemático que ilustra las orientaciones de una fuente de luz y las radiografías correspondientes mostradas en la FIGURA 12A, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 12C es un diagrama esquemático que ilustra una pluralidad de planos de intersección, cada uno de los cuales pasa por un eje de inclinación y la primera y segunda radiografías mostradas en la FIGURA 12A, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 12D es un diagrama esquemático que ilustra una pluralidad de puntos de intersección entre las proyecciones de objetos 3D de la primera y segunda radiografías mostradas en la FIGURA 12A, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 12E es un diagrama esquemático que ilustra una pluralidad de polígonos que conectan puntos de intersección en el plano de intersección mostrado en la FIGURA 12D, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 12F es un diagrama esquemático que ilustra una pluralidad de una o más curvas cerradas dentro de cada uno de uno o más polígonos mostrados en la FIGURA 12E, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 12G es un diagrama esquemático que ilustra una superficie que conecta cada una de las curvas cerradas mostradas en la FIGURA 12F, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 13A es un diagrama esquemático que ilustra una pluralidad de marcadores de objetos unidos a un objeto, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 13B es un diagrama esquemático que ilustra proyecciones de una pluralidad de fiduciales de la primera y segunda radiografías a diferentes ubicaciones de fuentes de luz, de acuerdo con la presente divulgación;
La FIGURA 13C es un diagrama esquemático que ilustra un modelo 3D de proyecciones de marcadores según la presente divulgación;
La FIGURA 13D es otro diagrama esquemático que ilustra un modelo 3D de proyecciones de los marcadores mostrados en la FIGURA 13C, de acuerdo con la presente divulgación; y
La FIGURA 13E es un diagrama esquemático que ilustra otro modelo de los marcadores en el espacio 3D, de acuerdo con la presente divulgación.

Descripción detallada

Las técnicas convencionales para generar modelos 3D tienen muchas limitaciones. Una tomografía computarizada genera una serie de imágenes transversales que se pueden combinar para producir una representación 3D del tejido humano. Sin embargo, el uso de tomografías computarizadas en aplicaciones ortopédicas puede no ser práctico debido a varias limitaciones. Durante una tomografía computarizada, el paciente está sujeto a una cantidad relativamente alta de radiación y el uso repetido de la tomografía computarizada puede exponer al paciente a una radiación excesiva y presentar riesgos para la salud. Además, la TC es relativamente cara y no es adecuada para obtener imágenes de metales, lo que puede provocar distorsiones no deseadas. Además, el paciente debe permanecer quieto durante la tomografía computarizada y es posible que se requiera anestesia si el paciente es un niño pequeño. Sin embargo, el uso de anestesia aumenta el costo del tratamiento y puede presentar riesgos adicionales para la salud.

Otra técnica convencional implica determinar manualmente los contornos de los segmentos óseos deformados en radiografías 2D y extrapolar los contornos 2D para construir un modelo 3D de los segmentos óseos deformados. Sin embargo, varios factores pueden afectar negativamente la precisión de los modelos creados con esta técnica. En primer lugar, las representaciones lineales proyectadas de segmentos óseos deformados no tienen en cuenta la circunferencia de los segmentos óseos en el espacio 3D y pueden llevar al médico a prescribir tratamientos que no corrigen suficientemente las deformidades óseas. Además, los modelos creados con técnicas convencionales se basan en el supuesto de que las radiografías se adquirieron en posiciones ortogonales y la precisión del modelo se ve afectada negativamente cuando este no es el caso. Aunque se puede capacitar a un técnico para estimar posiciones ortogonales para tomar las radiografías, los pequeños errores humanos son inevitables y, por lo tanto, hacen que los modelos generados por técnicas convencionales sean inexactos. Además, debido al efecto de aumento de los rayos X que viajan desde una fuente de rayos X hasta un generador de imágenes, el objeto en los rayos X parece más grande que su tamaño real. Para tener en cuenta el efecto de ampliación, se deben colocar uno o más marcadores de referencia de tamaño conocido con precisión sobre el objeto muy cerca de la región de interés, y el tamaño conocido del marcador de referencia se utiliza para determinar y tener en cuenta el efecto de ampliación. Una vez más, la inevitable inexactitud humana en la colocación de los marcadores de referencia puede provocar imprecisiones.

Debido a los errores descritos anteriormente en las técnicas convencionales, los parámetros lineales y angulares obtenidos son proyecciones en lugar de parámetros reales. Las proyecciones no corresponden al tamaño o forma real de los objetos; están distorsionados de la verdadera forma del objeto. Tales técnicas no son adecuadas para determinar con precisión las coordenadas de puntos en un objeto elegido en el espacio 3D y, en aplicaciones ortopédicas, tales métodos no son adecuados para calcular con precisión la distracción, compresión, desplazamiento u otro movimiento deseado de segmentos de tejido.

La presente divulgación proporciona técnicas para crear un modelo 3D de un objeto usando radiografías. A partir de la presente divulgación, un experto en la técnica apreciará que las técnicas de la presente divulgación pueden obviar

la necesidad de utilizar un marcador colocado con precisión para tener en cuenta el efecto de aumento de los rayos X. Es posible que las técnicas de la presente divulgación tampoco requieran radiografías tomadas en posiciones ortogonales y pueden ser adecuadas para radiografías tomadas en diversas orientaciones relativas. Además, es posible que las técnicas de la presente divulgación no requieran el uso de marcadores colocados en los generadores de imágenes durante la adquisición de radiografías. Y las técnicas de la presente divulgación también pueden obviar la necesidad de utilizar marcadores con fiduciales.

Las realizaciones de la presente divulgación permiten el modelado 3D preciso de objetos basándose en radiografías 2D. Estas realizaciones pueden determinar la ubicación de partes del cuerpo, como huesos, utilizando un objeto con geometría conocida. Una realización del objeto puede ser un fijador externo que comprende miembros de fijación, puntales y/o marcadores. La FIGURA 1A es una realización del fijador externo 100 (fijador circular) que comprende dos miembros de fijación 101, tres puntales 102 y seis marcadores 103, en donde los seis marcadores 103 son puntos donde los dos miembros de fijación 101 se conectan en los tres puntales 102. Otras realizaciones pueden tener marcadores colocados en diferentes partes del fijador externo 100. El fijador externo 100 también puede usar marcadores adicionales 104 unidos a los miembros de fijación 101. El fijador externo 100 rodea las partes del cuerpo 105 y puede usarse para inmovilizar las partes del cuerpo 105 para permitir la curación de sus fracturas. Los miembros de fijación 101 son anillos en esta realización, pero otras realizaciones pueden tener miembros de fijación 101 que tienen forma de hexágono, rectángulo, pentágono u otras formas adecuadas. Además, aunque esta realización emplea los tres puntales 102, otras realizaciones pueden emplear cualquier número adecuado de puntales, tal como cuatro, cinco o seis puntales.

La FIGURA 1B es otra realización del fijador externo 110 que incluye dos miembros de fijación 101, seis puntales 102 y doce marcadores 113, en donde los doce marcadores están colocados donde los dos miembros de fijación 101 se conectan a los seis puntales 102. Nuevamente, otras realizaciones pueden tener marcadores 104 adicionales colocados en diferentes partes de los miembros de fijación 101. Cabe señalar que las realizaciones ilustradas en las FIGURAS 1A-1B son meramente ilustrativas y pueden modificarse de acuerdo con diversos factores de diseño descritos en la presente descripción o conocidos en la técnica.

La presente divulgación permite el modelado 3D de una parte del cuerpo utilizando modelos matemáticos que involucran la geometría conocida de un objeto, como un fijador externo, y sus proyecciones en radiografías 2D para derivar las posiciones de la fuente de rayos X, de las partes del cuerpo y de los objetos en el espacio. Al determinar la posición de las partes del cuerpo en el espacio, un médico u otro miembro del personal médico puede ajustar el objeto, como un fijador externo, para una inmovilización óptima de los huesos que se están tratando. También pueden utilizar las ubicaciones conocidas de partes del cuerpo para otros fines médicos.

Ciertas realizaciones emplean modelos matemáticos que utilizan una pluralidad de marcadores para producir modelados 3D de objetos. En una realización, la pluralidad de marcadores puede incluir además fiduciales. Pero la pluralidad de marcadores no se limita a marcadores donde los puntales se encuentran con los miembros de fijación o a marcadores con fiduciales. Además, la pluralidad de marcadores puede comprender cinco marcadores o cuatro marcadores.

Otras realizaciones pueden emplear modelos matemáticos que utilizan una pluralidad de puntales en lugar de la pluralidad de marcadores para producir modelado 3D de objetos. En una realización, la pluralidad de puntales puede comprender puntales que están conectadas a los miembros de fijación, en la que la pluralidad de puntales puede comprender cinco puntales o cuatro puntales.

Uso de proyecciones de marcadores

Una realización de las técnicas descritas en la presente descripción incluye recibir la primera y segunda radiografías de una parte del cuerpo y un objeto dispuesto entre una fuente de rayos X y un generador de imágenes. La parte del cuerpo se acopla con el objeto. La FIGURA 2A es un diagrama esquemático utilizable para obtener la primera y segunda radiografías en la primera y segunda orientaciones 220, 230, respectivamente. Para obtener la primera y la segunda radiografías, se coloca una parte del cuerpo 201 rodeada por un objeto 210 entre una fuente de rayos X 202 y un generador de imágenes 204. El objeto 210 puede ser un fijador ortopédico, o más específicamente un hexápodo como se muestra en la FIGURA 2A. El objeto 210 incluye una pluralidad de marcadores 203 a distancias predeterminadas a lo largo del objeto 210. Para generar la primera radiografía, la parte del cuerpo 201 rodeada por el objeto 210, la fuente de rayos X 202 y el generador de imágenes 204 están en la primera orientación 220 uno con relación al otro. La segunda radiografía se puede generar girando la parte del cuerpo 201 rodeada por el objeto 210 a una nueva segunda orientación 230 con respecto a la fuente de rayos X 202 y el generador de imágenes 204, o como se muestra en la FIGURA 2A, girando la fuente de rayos X 202 y el generador de imágenes 204 en la nueva segunda orientación 230 alrededor de la parte del cuerpo 201. La primera radiografía incluye luego una imagen de la parte del cuerpo 201, el objeto 210 y la pluralidad de marcadores 203 en la primera orientación 220. De forma similar, la segunda radiografía incluye una imagen de la parte del cuerpo 201, el objeto 210 y la pluralidad de marcadores 203 en la segunda orientación 230. En la presente realización, los marcadores 203 se encuentran donde los puntales 205 se conectan a los miembros de fijación 206, pero en otras realizaciones, los marcadores 203 se pueden colocar en otras partes del objeto. Los miembros de fijación 206 pueden configurarse como anillos u otras

formas adecuadas.

5 La presente realización da como resultado un primer conjunto de proyecciones de la pluralidad de marcadores 203 como se ilustra en un generador de imágenes de rayos X 204 de la primera radiografía y un segundo conjunto de proyecciones de la pluralidad de marcadores 203 como se ilustra en un generador de imágenes de rayos X 204 de la segunda radiografía. La FIGURA 2B ilustra la determinación de las proyecciones de dos marcadores como se ilustra en la primera radiografía 220 y como se ilustra en la segunda radiografía 230. La presente realización puede entonces determinar una primera posición 3D de la fuente de rayos X 202 y una primera posición 3D del objeto 210 con respecto al generador de imágenes de rayos X utilizando las distancias predeterminadas entre la pluralidad de marcadores y el primer conjunto de proyecciones de la pluralidad de marcadores como se ilustra en la primera radiografía 220. De forma similar, la técnica puede determinar entonces una segunda posición 3D de la fuente de rayos X 202 y una segunda posición 3D del objeto 210 con respecto al generador de imágenes de rayos X utilizando las distancias predeterminadas entre la pluralidad de marcadores y el segundo conjuntos de proyecciones de la pluralidad de marcadores en la segunda radiografía 230. En una realización, el primer y segundo conjuntos de proyecciones de la pluralidad de marcadores pueden ser más específicamente proyecciones de distancias entre la pluralidad de marcadores en la primera y segunda radiografías, respectivamente. Se pueden emplear varios modelos matemáticos para determinar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 202 y el objeto. Estos modelos se describirán con más detalle más adelante.

20 Una vez que se determinan la primera y segunda posiciones 3D de la fuente de rayos X y el objeto, la técnica puede entonces alinear la primera y segunda proyecciones 3D del objeto en un marco de referencia 3D usando las posiciones 3D de la pluralidad de marcadores con respecto al generador de imágenes de rayos X en la primera y segunda orientación. La realización puede entonces crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basándose en la primera y segunda proyecciones 3D del objeto. Otra realización puede crear un modelo 3D del objeto 210 solo o además del modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada.

Modelo 1

30 En una realización de las técnicas descritas en la presente descripción, la pluralidad de marcadores puede incluir cinco marcadores asociados con un objeto. La FIGURA 3 ilustra un objeto 310, en este caso un fijador ortopédico, que incluye dos miembros de fijación 302 y al menos cinco marcadores 303 en una orientación. Los al menos cinco marcadores 303 están donde los puntales 306 se encuentran con los miembros de fijación 302. En otras realizaciones, los al menos cinco marcadores 303 pueden colocarse en diferentes partes del objeto 310. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y del objeto 310 pueden determinarse utilizando un modelo matemático que se discute más adelante, en el que se supone que (x, y, z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 301, (x_0, y_0, z_0) a (x_4, y_4, z_4) son las coordenadas de los cinco marcadores 303, (X_0, Y_0, Z_0) a (X_4, Y_4, Z_4) son las coordenadas de un primer conjunto de proyecciones de los cinco marcadores 303 en la primera radiografía, y $I_{01}, I_{02}, I_{03}, I_{04}, I_{12}, I_{13}, I_{14}, I_{23}, I_{24}, I_{34}$ son distancias predeterminadas entre los cinco marcadores 303. Por lo tanto, existen 18 parámetros desconocidos, que requieren un sistema con 18 ecuaciones para determinar las posiciones de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310.

45 Los tres puntos (x, y, z) , (x_i, y_i, z_i) , y (X_i, Y_i, Z_i) están ubicados en la misma línea que pasa desde la fuente de rayos X 301, hasta el marcador 303, y luego al generador de imágenes 304. La ecuación de esta línea se puede expresar como:

$$\frac{x - x_i}{X_i - x_i} = \frac{y - y_i}{Y_i - y_i} = \frac{z - z_i}{Z_i - z_i}$$

50 Aquí i es un número que va del 0 al 4.

Esta ecuación se puede expresar alternativamente con dos ecuaciones:

$$\begin{cases} (x - x_i) * (Y_i - y_i) - (y - y_i) * (X_i - x_i) = 0 \\ (x - x_i) * (Z_i - z_i) - (z - z_i) * (X_i - x_i) = 0 \end{cases}$$

60 Dado que hay cinco marcadores en la presente realización y hay un par de ecuaciones anteriores para cada uno de los cinco marcadores, hay 10 ecuaciones que describen las distancias entre los marcadores. Se pueden derivar ocho ecuaciones adicionales que involucran posiciones de marcadores utilizando el Teorema de Pitágoras. Como resultado, pueden resultar las siguientes ecuaciones:

65

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

$$\begin{cases}
 (x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_2) * (Z_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x - x_4) * (Y_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 - x_4) = 0 \\
 (x - x_4) * (Z_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 - x_4) = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0
 \end{cases}$$

Sin embargo, este conjunto de ecuaciones no incluye todas las ecuaciones que describen las posiciones de los marcadores entre sí. Por lo tanto, es necesario verificar las soluciones del conjunto de ecuaciones para las posiciones 3D de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 con las siguientes ecuaciones que no se incluyeron en el sistema:

$$\begin{cases}
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0, \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0, \\
 (x_3 - x_4)^2 - (y_3 - y_4)^2 - (z_3 - z_4)^2 - l_{34}^2 = 0.
 \end{cases}$$

Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y del objeto 310 pueden determinarse utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute más adelante, en el que se supone que son las coordenadas de la fuente de rayos X 301 y ('X0,'Y0,'Z0) a ('X4,'Y4,'Z4) son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los cinco marcadores en la segunda radiografía.

$$\begin{cases}
(x - x_0) * (Y'0 - y_0) - (y - y_0) * (X0 - x_0) = 0 \\
(x - x_0) * (Z'0 - z_0) - (z - z_0) * (X0 - x_0) = 0 \\
(x - x_1) * (Y'1 - y_1) - (y - y_1) * (X1 - x_1) = 0 \\
(x - x_1) * (Z'1 - z_1) - (z - z_1) * (X1 - x_1) = 0 \\
(x - x_2) * (Y'2 - y_2) - (y - y_2) * (X2 - x_2) = 0 \\
(x - x_2) * (Z'2 - z_2) - (z - z_2) * (X2 - x_2) = 0 \\
(x - x_3) * (Y'3 - y_3) - (y - y_3) * (X3 - x_3) = 0 \\
(x - x_3) * (Z'3 - z_3) - (z - z_3) * (X3 - x_3) = 0 \\
(x - x_4) * (Y'4 - y_4) - (y - y_4) * (X4 - x_4) = 0 \\
(x - x_4) * (Z'4 - z_4) - (z - z_4) * (X4 - x_4) = 0 \\
(x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l01^2 = 0 \\
(x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l02^2 = 0 \\
(x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l03^2 = 0 \\
(x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l04^2 = 0 \\
(x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l12^2 = 0 \\
(x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l13^2 = 0 \\
(x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l14^2 = 0 \\
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l23^2 = 0
\end{cases}$$

Sin embargo, este conjunto de ecuaciones no incluye todas las ecuaciones que describen las posiciones de los marcadores entre sí. Por lo tanto, es necesario verificar las soluciones del conjunto de ecuaciones para las posiciones 3D de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 con las siguientes ecuaciones que no se incluyeron en el sistema:

$$\begin{cases}
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l23^2 = 0, \\
(x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l24^2 = 0, \\
(x_3 - x_4)^2 - (y_3 - y_4)^2 - (z_3 - z_4)^2 - l34^2 = 0.
\end{cases}$$

De esta manera es posible encontrar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310.

En determinadas situaciones, los cambios en la coordenada Z de la fuente de rayos X 301 pueden provocar cambios proporcionales en las proyecciones de los marcadores en las radiografías. En estas situaciones, la coordenada Z de la fuente de rayos X 301 se puede establecer como un parámetro constante que no necesita resolverse al resolver el conjunto de ecuaciones. Aquí, el parámetro constante para la coordenada Z debe ser un número grande que permita que el objeto encaje entre la fuente de rayos X 301 y la radiografía. Esto permite el uso de menos marcadores para determinar las posiciones 3D de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 como se ilustra en los Modelos 2 a 4 a continuación.

Modelo 2

En la presente realización de las técnicas, la pluralidad de marcadores puede comprender cuatro marcadores. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 pueden determinarse utilizando el modelo matemático que se describe a continuación, en el que se supone que (x, y, z) son coordenadas de la fuente de rayos X 301, (x_0, y_0, z_0) a (x_3, y_3, z_3) son las coordenadas de los cuatro marcadores 303, (X_0, Y_0, Z_0) a (X_3, Y_3, Z_3) son las coordenadas de un primer conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores 303 en una primera radiografía, y $l01, l02, l03, l12, l13, l23$ son distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores 303. Las relaciones entre estas variables se ilustran con más detalle en la FIGURA 4.

Los tres puntos (x, y, z) , (x_i, y_i, z_i) , y (X_i, Y_i, Z_i) están ubicados en la misma línea que pasa desde la fuente de rayos X 301, hasta el marcador 303, y luego al generador de imágenes 304. La ecuación de esta línea se puede expresar como:

5

$$\frac{x - x_i}{X_i - x_i} = \frac{y - y_i}{Y_i - y_i} = \frac{z - z_i}{Z_i - z_i}$$

Esta ecuación se puede expresar alternativamente con dos ecuaciones:

10

$$\begin{cases} (x - x_i) * (Y_i - y_i) - (y - y_i) * (X_i - x_i) = 0 \\ (x - x_i) * (Z_i - z_i) - (z - z_i) * (X_i - x_i) = 0 \end{cases}$$

Aquí i es un número que va del 0 al 3.

15

Dado que hay cuatro marcadores en la presente realización y hay un par de ecuaciones arriba para cada uno de los cuatro marcadores, hay ocho ecuaciones que describen las distancias entre los marcadores. Se pueden derivar seis ecuaciones adicionales que involucran posiciones de marcadores utilizando el Teorema de Pitágoras. Como resultado, pueden resultar las siguientes ecuaciones:

20

25

30

35

40

$$\begin{cases} (x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\ (x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\ (x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\ (x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\ (x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\ (x - x_2) * (Z_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\ (x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\ (x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\ (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\ (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\ (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\ (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\ (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\ (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \end{cases}$$

45

Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y del objeto 310 pueden determinarse utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute más adelante, en el que se supone que ('x','y','z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 301 y ('X0','Y0','Z0) a ('X3','Y3','Z3) son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores en la segunda radiografía.

50

55

60

65

$$\begin{cases}
 (x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_2) * (Z_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0
 \end{cases}$$

De esta manera es posible encontrar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310.

Modelo 3

En otra realización de las técnicas, la pluralidad de marcadores puede ser nuevamente cuatro marcadores. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 pueden determinarse utilizando el modelo matemático que se describe a continuación, en el que se supone que (x,y,z) son coordenadas de la fuente de rayos X 301, (x_0,y_0,z_0) a (x_3,y_3,z_3) son las coordenadas de los cuatro marcadores 303, (X_0,Y_0,Z_0) a (X_3,Y_3,Z_3) son las coordenadas del primer conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores 303 en la primera radiografía, y $l_{01}, l_{02}, l_{03}, l_{12}, l_{13}, l_{23}$ son distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores 303. Las relaciones entre estas variables se ilustran con más detalle en la FIGURA 4.

La presente realización utiliza las siguientes ecuaciones paramétricas:

$$x = x_0 + \alpha * t; y = y_0 + \beta * t; z = z_0 + \gamma * t$$

Aquí, α, β, γ se refieren a vectores direccionales y t es un parámetro que caracteriza el punto (x,y,z) en una línea con respecto a otro punto, por ejemplo (x_0,y_0,z_0) . Y los tres puntos $(x, y, z), (x_i, y_i, z_i)$ y (X_i, Y_i, Z_i) se sitúan sobre la misma línea. Las ecuaciones paramétricas para esta línea se pueden expresar como:

$$x_i = x + \alpha_i * t_i; y_i = y + \beta_i * t_i; z_i = z + \gamma_i * t_i$$

donde:

$$\alpha_i = X_i - x; \beta_i = Y_i - y; \gamma_i = Z_i - z$$

Aquí i es un número que va del 0 al 3.

La presente realización emplea 14 ecuaciones añadiendo un número apropiado de ecuaciones para distancias entre marcadores en el objeto (seis ecuaciones para seis distancias entre puntos de conexión de geometría conocida). Al colocarlos en ecuaciones para distancias entre marcadores, la presente realización proporciona las siguientes seis ecuaciones:

$$\begin{cases} (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\ (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\ (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\ (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\ (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\ (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \end{cases}$$

La realización puede determinar de t0 a t3, x y y resolviendo las seis ecuaciones anteriores. Entonces se pueden determinar las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310. Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 se pueden determinar usando un modelo matemático sustancialmente similar.

Los tres puntos ('x, 'y, 'z), (xi, yi, zi) y ('Xi, 'Yi, 'Zi) se sitúan sobre la misma línea. Las ecuaciones paramétricas para esta línea se pueden expresar como:

$$xi = 'x + \alpha_i * t_i; yi = 'y + \beta_i * t_i; zi = 'z + \gamma_i * t_i$$

donde:

$$\alpha_i = 'Xi - x; \beta_i = 'Yi - y; \gamma_i = 'Zi - z$$

Aquí i es un número que va del 0 al 3.

La presente realización emplea 14 ecuaciones añadiendo un número apropiado de ecuaciones para distancias entre marcadores en el objeto (seis ecuaciones para seis distancias entre puntos de conexión de geometría conocida). Al conectarlos en ecuaciones para distancias entre marcadores, la presente realización proporciona las siguientes seis ecuaciones:

$$\begin{cases} (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\ (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\ (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\ (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\ (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\ (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \end{cases}$$

De esta manera es posible encontrar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 (de t0 a t3,x,y).

Modelo 4

En otra realización de las técnicas, la pluralidad de marcadores puede comprender cuatro marcadores. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 pueden determinarse utilizando el modelo matemático que se describe a continuación, en el que se supone que (x,y,z) son coordenadas de la fuente de rayos X 301, (x0,y0,z0) a (x3,y3,z3) son las coordenadas de los cuatro marcadores 303, (X0,Y0,Z0) a (X3,Y3,Z3) son las coordenadas de un primer conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores 303 en la primera radiografía, y l01, l02, l03, l12, l13, l23 son distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores 303. Las relaciones entre estas variables se ilustran en la FIGURA 4. Además, cada marcador está colocado en un plano que pasa a través de la fuente de rayos X 301, un punto de proyección del marcador y un punto de proyección de un marcador cercano. Por lo tanto, puede determinar dos ecuaciones relevantes para los planos para cada marcador de objeto, creando un sistema de ocho ecuaciones para el objeto 310 con cuatro marcadores como se proporciona a continuación.

5

$$\begin{cases} x_0 - x & y_0 - y & z_0 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \end{cases} = 0$$

10

$$\begin{cases} x_1 - x & y_1 - y & z_1 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \end{cases} = 0$$

15

$$\begin{cases} x_1 - x & y_1 - y & z_1 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \end{cases} = 0$$

20

$$\begin{cases} x_2 - x & y_2 - y & z_2 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \end{cases} = 0$$

25

$$\begin{cases} x_2 - x & y_2 - y & z_2 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \end{cases} = 0$$

30

$$\begin{cases} x_3 - x & y_3 - y & z_3 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \end{cases} = 0$$

35

$$\begin{cases} x_3 - x & y_3 - y & z_3 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_0 - x & y_0 - y & z_0 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \end{cases} = 0$$

Ahora, añadiendo un número apropiado de ecuaciones para las distancias entre marcadores (por ejemplo, seis ecuaciones para seis distancias entre cuatro puntos del fijador de geometría conocida), la realización proporciona el siguiente modelo matemático de 14 ecuaciones:

40

45

50

55

60

65

5

$$\begin{cases} \begin{cases} x_0 - x & y_0 - y & z_0 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

10

$$\begin{cases} \begin{cases} x_1 - x & y_1 - y & z_1 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

15

$$\begin{cases} \begin{cases} x_1 - x & y_1 - y & z_1 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

20

$$\begin{cases} \begin{cases} x_2 - x & y_2 - y & z_2 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

25

$$\begin{cases} \begin{cases} x_2 - x & y_2 - y & z_2 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

30

$$\begin{cases} \begin{cases} x_3 - x & y_3 - y & z_3 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

35

$$\begin{cases} \begin{cases} x_3 - x & y_3 - y & z_3 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

40

$$\begin{cases} \begin{cases} x_0 - x & y_0 - y & z_0 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \end{cases} \\ \end{cases} = 0$$

45

$$\begin{cases} (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\ (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\ (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\ (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\ (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\ (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \end{cases}$$

50

La primera posición tridimensional de la fuente de rayos X 301 y el objeto 310 se puede determinar resolviendo las ecuaciones anteriores. Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 301 y del objeto 310 pueden determinarse utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute más adelante, en el que se supone que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 301 y (X0,Y0,Z0) a (X3,Y3,Z3) son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores en la segunda radiografía.

55

60

65

$$\begin{array}{l}
5 \\
10 \\
15 \\
20 \\
25 \\
30 \\
35 \\
40 \\
45 \\
50
\end{array}
\left\{
\begin{array}{l}
\begin{array}{l}
\left| \begin{array}{ccc} x_0 - 'x & y_0 - 'y & z_0 - 'z \\ 'X_0 - 'x & 'Y_0 - 'x & 'Z_0 - 'z \\ 'X_1 - 'x & 'Y_1 - 'y & 'Z_1 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_1 - 'x & y_1 - 'y & z_1 - 'z \\ 'X_0 - 'x & 'Y_0 - 'x & 'Z_0 - 'z \\ 'X_1 - 'x & 'Y_1 - 'y & 'Z_1 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_1 - 'x & y_1 - 'y & z_1 - 'z \\ 'X_1 - 'x & 'Y_1 - 'x & 'Z_1 - 'z \\ 'X_2 - 'x & 'Y_2 - 'y & 'Z_2 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_2 - 'x & y_2 - 'y & z_2 - 'z \\ 'X_1 - 'x & 'Y_1 - 'x & 'Z_1 - 'z \\ 'X_2 - 'x & 'Y_2 - 'y & 'Z_2 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_2 - 'x & y_2 - 'y & z_2 - 'z \\ 'X_2 - 'x & 'Y_2 - 'x & 'Z_2 - 'z \\ 'X_3 - 'x & 'Y_3 - 'y & 'Z_3 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_3 - 'x & y_3 - 'y & z_3 - 'z \\ 'X_2 - 'x & 'Y_2 - 'x & 'Z_2 - 'z \\ 'X_3 - 'x & 'Y_3 - 'y & 'Z_3 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_3 - 'x & y_3 - 'y & z_3 - 'z \\ 'X_3 - 'x & 'Y_3 - 'x & 'Z_3 - 'z \\ 'X_0 - 'x & 'Y_0 - 'y & 'Z_0 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
\left| \begin{array}{ccc} x_0 - 'x & y_0 - 'y & z_0 - 'z \\ 'X_3 - 'x & 'Y_3 - 'x & 'Z_3 - 'z \\ 'X_0 - 'x & 'Y_0 - 'y & 'Z_0 - 'z \end{array} \right| = 0 \\
(x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
(x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
(x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
(x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
(x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0
\end{array}
\right.$$

De esta manera es posible determinar la primera y segunda posiciones tridimensionales de los rayos X 301 y del objeto.

55 Uso de proyecciones de puntales

Otra realización de las técnicas descritas en la presente descripción incluye recibir la primera y segunda radiografías de un objeto dispuesto entre una fuente de rayos X y un generador de imágenes. La FIGURA 2A es un diagrama esquemático operable para obtener la primera y segunda radiografías en la primera y segunda orientaciones 220, 230, respectivamente. Para obtener la primera y la segunda radiografías, se coloca una parte del cuerpo 201 rodeada por un objeto 210 entre una fuente de rayos X 202 y un generador de imágenes 204. El objeto 210 puede ser un fijador ortopédico, o más específicamente un hexápodo como se muestra en la FIGURA 2A. El objeto 210 incluye una pluralidad de puntales 205 con longitudes predeterminadas, cada uno de los cuales está conectado a al menos dos miembros de fijación 206 con dimensiones predeterminadas. En esta realización, los miembros de fijación 206 son anillos, pero otras realizaciones pueden emplear miembros de fijación de formas diferentes. Para generar la primera radiografía, la parte del cuerpo 201 rodeada por el objeto 210, la fuente de rayos X 202 y el

5 generador de imágenes 204 están en una primera orientación 220 entre sí. La segunda radiografía se puede generar girando la parte del cuerpo 201 rodeada por el objeto 210 a una nueva segunda orientación 230 con respecto a la fuente de rayos X 202 y el generador de imágenes 204, o como se muestra en la FIGURA 2A, girando la fuente de rayos 202 y el generador de imágenes 204 en una nueva segunda orientación 230 alrededor de la parte del cuerpo 201. Luego, la primera radiografía incluye una primera imagen de la parte del cuerpo 201, el objeto 210 y la pluralidad de puntales 205 con longitudes predeterminadas, cada uno de los cuales está conectado a al menos dos miembros de fijación 206 con dimensiones predeterminadas. Asimismo, la segunda radiografía incluye una segunda imagen de la parte del cuerpo 201, el objeto 210 y la pluralidad de puntales 205 con longitudes predeterminadas, cada uno de los cuales está conectado a al menos dos miembros de fijación 206 con dimensiones predeterminadas.

10 La presente realización da como resultado un primer conjunto de proyecciones de la pluralidad de puntales 205 como se ilustra en la primera radiografía y un segundo conjunto de proyecciones de la pluralidad de puntales 205 como se ilustra en la segunda radiografía. En una realización, el primer y segundo conjunto de proyecciones de la pluralidad de puntales 205 implican más específicamente proyecciones de los ejes longitudinales de la pluralidad de puntales 205. En otra realización, el primer y segundo conjuntos de proyecciones de la pluralidad de puntales 205 implican proyecciones de los puntos de conexión de los puntales, donde los puntos de conexión de los puntales se refieren a puntos donde los puntales 205 se encuentran con los miembros de fijación 206. En otra realización, se utilizan ambos conjuntos de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales y proyecciones de los puntos de conexión de los puntales. La FIGURA 2B ilustra la determinación de una proyección de puntal 205 como se ilustra en la primera radiografía 220 y como se ilustra en la segunda radiografía 230. La presente realización puede entonces determinar una primera posición 3D de la fuente de rayos X 202 y una primera posición 3D del objeto 210 con respecto al generador de imágenes de rayos X utilizando las longitudes predeterminadas de la pluralidad de puntales 205 y el primer conjunto de proyecciones de la pluralidad de puntales 205 como se ilustra en la primera radiografía 220. De forma similar, la técnica puede entonces determinar una segunda posición 3D de la fuente de rayos X 202 y una segunda posición 3D del objeto 210 con respecto al generador de imágenes de rayos X utilizando las longitudes predeterminadas de la pluralidad de puntales 205 y el segundo conjunto de proyecciones de la pluralidad de puntales 205 como se ilustra en la segunda imagen de rayos X 230. Se pueden emplear varios modelos matemáticos para determinar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 202 y el objeto 210. Estos modelos se describirán con más detalle más adelante.

30 Una vez que se determinan la primera y segunda posiciones 3D de la fuente de rayos X 202 y el objeto 210, la técnica puede entonces alinear la primera y segunda proyecciones 3D del objeto en un marco de referencia 3D usando las posiciones 3D de la pluralidad de puntales 205 con respecto al generador de imágenes de rayos X 204 en la primera y segunda orientaciones 220, 230. La realización puede entonces crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basándose en la primera y segunda proyecciones 3D del objeto. Otra realización puede crear un modelo 3D del objeto 210 únicamente o además del modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada.

40 Modelo 5

45 En una realización ejemplar de las técnicas descritas en la presente descripción, la pluralidad de puntales puede comprender cinco puntales. La FIGURA 5 ilustra el objeto 510 que incluye dos miembros de fijación 502 y cinco puntales 506 en una orientación. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse mediante el modelo matemático que se expone a continuación, en el que se supone que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, (x_0,y_0,z_0) a (x_9,y_9,z_9) son las coordenadas de los diez puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502, (X_0,Y_0,Z_0) a (X_1,Y_1,Z_1) , ..., (X_8,Y_8,Z_8) a (X_9,Y_9,Z_9) son un primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506 en la primera radiografía, $I_{01}, I_{02}, I_{03}, I_{04}, I_{06}, I_{07}, I_{08}, I_{09}, I_{12}, I_{13}, I_{14}, I_{15}, I_{16}, I_{17}, I_{18}, I_{19}, I_{23}, I_{24}, I_{25}, I_{26}, I_{27}, I_{28}, I_{29}$ son las distancias predeterminadas entre los diez puntos de conexión de los puntales 503, si son relaciones desconocidas y $v_{(i-1)}x, v_{(i-1)}y, v_{(i-1)}z$ son vectores de las proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506, en el que $v_{(i-1)}x=X_i-X_{(i-1)}$, $v_{(i-1)}y=Y_i-Y_{(i-1)}$, $v_{(i-1)}z=Z_i-Z_{(i-1)}$. Aquí i es un número que va del 0 al 9. Entonces, por ejemplo, $v_{01}x=X_1-X_0$, $v_{01}y=Y_1-Y_0$, $v_{01}z=Z_1-Z_0$. Por lo tanto, existen 33 parámetros desconocidos, que requieren un sistema con 33 ecuaciones para determinar las posiciones de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510.

55 Además, las coordenadas de las proyecciones de los puntos de conexión de los puntales se pueden representar mediante las siguientes ecuaciones:

$$60 \text{ coordenada X: } X_0 + v_{01}x * s_0$$

$$\text{coordenada Y: } Y_0 + v_{01}y * s_0$$

$$65 \text{ coordenada Z: } Z_0 + v_{01}z * s_0.$$

De manera similar se determinan las coordenadas de otros puntos de conexión de los puntales 503, lo que da como resultado 43 parámetros desconocidos. Por tanto, se necesitan 43 ecuaciones para resolver el modelo matemático con 43 parámetros desconocidos. Sin embargo, este modelo matemático puede producir un número ilimitado de soluciones. La presente realización puede dar como resultado un único punto distinguible en la proyección para limitar el número de soluciones. Un usuario puede determinar manualmente la proyección de uno de los extremos de puntal. Por ejemplo, el usuario puede determinar la proyección del punto (X9, Y9, Z9) en cuyo caso s9 = 0, permitiendo resolver el modelo matemático de 42 ecuaciones.

En la presente realización, la fuente de rayos X 501, los puntos de conexión de puntal 503 y las proyecciones de los puntos de conexión de puntal se encuentran en la misma línea. Por tanto, para el punto (x0, y0, z0) se pueden determinar el siguiente par de ecuaciones:

$$\begin{cases} (x - x0) * (Y0 + v01y * s0 - y0) - (y - y0) * (X0 + v01x * s0 - x0) = 0 \\ (x - x0) * (Z0 + v01z * s0 - z0) - (z - z0) * (X0 + v01x * s0 - x0) = 0 \end{cases}$$

Dado que hay cinco puntales en la presente realización y hay un par de ecuaciones anteriores para cada puntal, hay 10 ecuaciones que describen los puntos de conexión de los puntales. Utilizando el teorema de Pitágoras se pueden derivar 22 ecuaciones más que implican las posiciones de los puntos de conexión de los puntales. Como resultado, pueden resultar las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned}
& (x - x_0) * (Y_0 + v_{01}y * s_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 + v_{01}x * s_0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_0) * (Z_0 + v_{01}z * s_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 + v_{01}x * s_0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_1) * (Y_1 + v_{01}y * s_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 + v_{01}x * s_1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_1) * (Z_1 + v_{01}z * s_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 + v_{01}x * s_1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_2) * (Y_2 + v_{23}y * s_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 + v_{23}x * s_2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_2) * (Z_2 + v_{23}z * s_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 + v_{23}x * s_2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_3) * (Y_3 + v_{23}y * s_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 + v_{23}x * s_3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_3) * (Z_3 + v_{23}z * s_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 + v_{23}x * s_3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_4) * (Y_4 + v_{45}y * s_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 + v_{45}x * s_4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_4) * (Z_4 + v_{45}z * s_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 + v_{45}x * s_4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_5) * (Y_5 + v_{45}y * s_5 - y_5) - (y - y_5) * (X_5 + v_{45}x * s_5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_5) * (Z_5 + v_{45}z * s_5 - z_5) - (z - z_5) * (X_5 + v_{45}x * s_5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_6) * (Y_6 + v_{67}y * s_6 - y_6) - (y - y_6) * (X_6 + v_{67}x * s_6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_6) * (Z_6 + v_{67}z * s_6 - z_6) - (z - z_6) * (X_6 + v_{67}x * s_6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_7) * (Y_7 + v_{67}y * s_7 - y_7) - (y - y_7) * (X_7 + v_{67}x * s_7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_7) * (Z_7 + v_{67}z * s_7 - z_7) - (z - z_7) * (X_7 + v_{67}x * s_7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_8) * (Y_8 + v_{89}y * s_8 - y_8) - (y - y_8) * (X_8 + v_{89}x * s_8 - x_8) = 0 \\
& (x - x_8) * (Z_8 + v_{89}z * s_8 - z_8) - (z - z_8) * (X_8 + v_{89}x * s_8 - x_8) = 0 \\
& (x - x_9) * (Y_9 + v_{89}y * s_9 - y_9) - (y - y_9) * (X_9 + v_{89}x * s_9 - x_9) = 0 \\
& (x - x_9) * (Z_9 + v_{89}z * s_9 - z_9) - (z - z_9) * (X_9 + v_{89}x * s_9 - x_9) = 0 \\
& (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_{05}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_{06}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_{07}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_8)^2 - (y_0 - y_8)^2 - (z_0 - z_8)^2 - l_{08}^2 = 0 \\
& (x_0 - x_9)^2 - (y_0 - y_9)^2 - (z_0 - z_9)^2 - l_{09}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_{15}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_{16}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_{17}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_8)^2 - (y_1 - y_8)^2 - (z_1 - z_8)^2 - l_{18}^2 = 0 \\
& (x_1 - x_9)^2 - (y_1 - y_9)^2 - (z_1 - z_9)^2 - l_{19}^2 = 0 \\
& (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \\
& (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0 \\
& (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_{25}^2 = 0 \\
& (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_{26}^2 = 0 \\
& (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_{27}^2 = 0
\end{aligned}$$

Sin embargo, este conjunto de ecuaciones no incluye todas las ecuaciones que describen las posiciones de los marcadores entre sí. Por lo tanto, es necesario verificar las soluciones del conjunto de ecuaciones para las posiciones 3D de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510 con las ecuaciones que no se incluyeron en el sistema:

$$\begin{cases} (x_2 - x_8)^2 + (y_2 - y_8)^2 + (z_2 - z_8)^2 - 128^2 = 0 \\ (x_2 - x_9)^2 + (y_2 - y_9)^2 + (z_2 - z_9)^2 - 129^2 = 0 \end{cases}$$

5 Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse
 utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute a continuación, en el que se supone que
 ('x,'y,'z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 301, ('X0,'Y0,'Z0) a ('X1,'Y1,'Z1), ... ('X8,' Y8,' Z8) a ('X9,' Y9,'
 10 Z9) son un segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506 en la segunda
 radiografía, 'si son relaciones desconocidas y 'v(i-1)x', 'v(i-1)y', 'v(i-1)z son vectores de proyecciones de los ejes
 longitudinales de los puntales 506, en el que 'v(i-1)x='Xi-'X(i-1), 'v(i-1)y='Yi-'Y(i-1), 'v(i-1)z='Zi-'Z(i-1). Aquí i es un
 número que va del 0 al 9. Entonces, por ejemplo, 'v01x='X1-'X0, 'v01y='Y1-'Y0, 'v01z='Z1-'Z0.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

$$\begin{aligned}
& (x - x_0) * (Y_0 + v_{01}y * s_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 + v_{01}x * s_0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_0) * (Z_0 + v_{01}z * s_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 + v_{01}x * s_0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_1) * (Y_1 + v_{01}y * s_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 + v_{01}x * s_1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_1) * (Z_1 + v_{01}z * s_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 + v_{01}x * s_1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_2) * (Y_2 + v_{23}y * s_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 + v_{23}x * s_2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_2) * (Z_2 + v_{23}z * s_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 + v_{23}x * s_2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_3) * (Y_3 + v_{23}y * s_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 + v_{23}x * s_3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_3) * (Z_3 + v_{23}z * s_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 + v_{23}x * s_3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_4) * (Y_4 + v_{45}y * s_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 + v_{45}x * s_4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_4) * (Z_4 + v_{45}z * s_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 + v_{45}x * s_4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_5) * (Y_5 + v_{45}y * s_5 - y_5) - (y - y_5) * (X_5 + v_{45}x * s_5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_5) * (Z_5 + v_{45}z * s_5 - z_5) - (z - z_5) * (X_5 + v_{45}x * s_5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_6) * (Y_6 + v_{67}y * s_6 - y_6) - (y - y_6) * (X_6 + v_{67}x * s_6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_6) * (Z_6 + v_{67}z * s_6 - z_6) - (z - z_6) * (X_6 + v_{67}x * s_6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_7) * (Y_7 + v_{67}y * s_7 - y_7) - (y - y_7) * (X_7 + v_{67}x * s_7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_7) * (Z_7 + v_{67}z * s_7 - z_7) - (z - z_7) * (X_7 + v_{67}x * s_7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_8) * (Y_8 + v_{89}y * s_8 - y_8) - (y - y_8) * (X_8 + v_{89}x * s_8 - x_8) = 0 \\
& (x - x_8) * (Z_8 + v_{89}z * s_8 - z_8) - (z - z_8) * (X_8 + v_{89}x * s_8 - x_8) = 0 \\
& (x - x_9) * (Y_9 + v_{89}y * s_9 - y_9) - (y - y_9) * (X_9 + v_{89}x * s_9 - x_9) = 0 \\
& (x - x_9) * (Z_9 + v_{89}z * s_9 - z_9) - (z - z_9) * (X_9 + v_{89}x * s_9 - x_9) = 0 \\
& (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_01^2 = 0 \\
& (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_02^2 = 0 \\
& (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_03^2 = 0 \\
& (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_04^2 = 0 \\
& (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_05^2 = 0 \\
& (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_06^2 = 0 \\
& (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_07^2 = 0 \\
& (x_0 - x_8)^2 - (y_0 - y_8)^2 - (z_0 - z_8)^2 - l_08^2 = 0 \\
& (x_0 - x_9)^2 - (y_0 - y_9)^2 - (z_0 - z_9)^2 - l_09^2 = 0 \\
& (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_12^2 = 0 \\
& (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_13^2 = 0 \\
& (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_14^2 = 0 \\
& (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_15^2 = 0 \\
& (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_16^2 = 0 \\
& (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_17^2 = 0 \\
& (x_1 - x_8)^2 - (y_1 - y_8)^2 - (z_1 - z_8)^2 - l_18^2 = 0 \\
& (x_1 - x_9)^2 - (y_1 - y_9)^2 - (z_1 - z_9)^2 - l_19^2 = 0 \\
& (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_23^2 = 0 \\
& (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_24^2 = 0 \\
& (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_25^2 = 0 \\
& (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_26^2 = 0 \\
& (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_27^2 = 0
\end{aligned}$$

Sin embargo, este conjunto de ecuaciones no incluye todas las ecuaciones que describen las posiciones de los puntales 506 y los puntos de conexión de los puntales 503. Por lo tanto, es necesario verificar las soluciones del conjunto de ecuaciones para las posiciones 3D de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510 con las ecuaciones que no se incluyeron en el sistema:

$$\begin{cases} (x_2 - x_8)^2 - (y_2 - y_8)^2 - (z_2 - z_8)^2 - l_{28}^2 = 0 \\ (x_2 - x_9)^2 - (y_2 - y_9)^2 - (z_2 - z_9)^2 - l_{29}^2 = 0 \end{cases}$$

5 De esta manera es posible encontrar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510.

En determinadas situaciones, los cambios en la coordenada Z de la fuente de rayos X 501 dan como resultado cambios proporcionales en las proyecciones de los marcadores en las radiografías. En estas situaciones, la coordenada Z de la fuente de rayos X 501 se puede establecer como un parámetro constante que no necesita resolverse al resolver el conjunto de ecuaciones. Aquí, el parámetro constante para la coordenada Z debe ser un número grande que permita que el objeto 510 encaje entre la fuente de rayos X 501 y la radiografía. Esto permite el uso de menos marcadores para determinar las posiciones 3D de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510 como se ilustra en los Modelos 6 a 8 a continuación.

15

Modelo 6

En la presente realización de las técnicas, la pluralidad de puntales 506 puede comprender cuatro puntales 506. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse mediante el modelo matemático que se expone a continuación, en el que se supone que (x, y, z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, (x_0, y_0, z_0) a (x_7, y_7, z_7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales 503, (X_0, Y_0, Z_0) a (X_1, Y_1, Z_1) , ..., (X_6, Y_6, Z_6) a (X_7, Y_7, Z_7) son un primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales en la primera radiografía, $l_{01}, l_{02}, l_{03}, l_{04}, l_{06}, l_{07}, l_{12}, l_{13}, l_{14}, l_{15}, l_{16}, l_{17}, l_{23}, l_{24}, l_{25}, l_{26}, l_{27}$ son las distancias predeterminadas entre los ocho puntos de conexión de los puntales 503, si son relaciones desconocidas y $v(i-1)x, v(i-1)y, v(i-1)z$ son vectores de las proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que $v(i-1)x = X_i - X(i-1)$, $v(i-1)y = Y_i - Y(i-1)$, $v(i-1)z = Z_i - Z(i-1)$. Aquí i es un número que va del 0 al 7. Entonces, por ejemplo, $v_{01}x = X_1 - X_0$, $v_{01}y = Y_1 - Y_0$, $v_{01}z = Z_1 - Z_0$. Estas relaciones variables se ilustran con más detalle en la FIGURA 6.

Además, se supone que $(X'0, Y'0, Z'0)$ a $(X'7, Y'7, Z'7)$ son un primer conjunto de proyecciones de los ocho puntos de conexión de los puntales 503 en la primera radiografía, que se puede representar de la siguiente manera:

35

$$X'0 = X0 + v_{01}x * s0;$$

$$Y'0 = Y0 + v_{01}y * s0;$$

$$Z'0 = Z0 + v_{01}z * s0.$$

40

Se determinan ecuaciones similares para otros puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502.

Los tres puntos (x, y, z) , (x_i, y_i, z_i) y $(X'i, Y'i, Z'i)$ se encuentran sobre la misma línea. La ecuación de esta línea se puede expresar como:

45

$$\frac{x - x_i}{X' i - x_i} = \frac{y - y_i}{Y' i - y_i} = \frac{z - z_i}{Z' i - z_i}$$

50

Esta ecuación se puede expresar alternativamente con dos ecuaciones:

55

$$\begin{cases} (x - x_i) * (Y'i - y_i) - (y - y_i) * (X'i - x_i) = 0 \\ (x - x_i) * (Z'i - z_i) - (z - z_i) * (X'i - x_i) = 0 \end{cases}$$

Dado que hay ocho puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502 y hay un par de las ecuaciones anteriores para cada punto de conexión de los puntales 503, hay 16 ecuaciones que describen las longitudes de los puntales 506. Se pueden derivar dieciocho ecuaciones adicionales que involucran las posiciones de las conexiones de los puntales utilizando el Teorema de Pitágoras.

60

65

$$\begin{aligned}
& (x - x_0) * (Y'0 - y_0) - (y - y_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_0) * (Z'0 - z_0) - (z - z_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
5 & (x - x_1) * (Y'1 - y_1) - (y - y_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_1) * (Z'1 - z_1) - (z - z_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_2) * (Y'2 - y_2) - (y - y_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
10 & (x - x_2) * (Z'2 - z_2) - (z - z_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_3) * (Y'3 - y_3) - (y - y_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_3) * (Z'3 - z_3) - (z - z_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
15 & (x - x_4) * (Y'4 - y_4) - (y - y_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_4) * (Z'4 - z_4) - (z - z_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_5) * (Y'5 - y_5) - (y - y_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
20 & (x - x_5) * (Z'5 - z_5) - (z - z_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_6) * (Y'6 - y_6) - (y - y_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_6) * (Z'6 - z_6) - (z - z_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
25 & (x - x_7) * (Y'7 - y_7) - (y - y_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_7) * (Z'7 - z_7) - (z - z_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
& (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l01^2 = 0 \\
30 & (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l02^2 = 0 \\
& (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l03^2 = 0 \\
& (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l04^2 = 0 \\
35 & (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l05^2 = 0 \\
& (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l06^2 = 0 \\
& (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l07^2 = 0 \\
40 & (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l12^2 = 0 \\
& (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l13^2 = 0 \\
& (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l14^2 = 0 \\
45 & (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l15^2 = 0 \\
& (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l16^2 = 0 \\
& (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l17^2 = 0 \\
50 & (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l23^2 = 0 \\
& (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l24^2 = 0 \\
& (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l25^2 = 0 \\
55 & (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l26^2 = 0 \\
& (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l27^2 = 0
\end{aligned}$$

Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute a continuación, en el que se supone que ('x','y','z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, ('X0','Y0','Z0) a ('X1','Y1','Z1), ... ('X6','Y6','Z6) a ('X7','Y7','Z7) son un segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506 en la segunda radiografía, ('X'0','Y'0','Z'0) a ('X'7','Y'7','Z'7) son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los ocho puntos de conexión de los puntales 503 en la segunda radiografía y l01, l02, l03, l04, l06, l07, l12, l13, l14, l15, l16, l17, l23, l24, l25, l26, l27 son las distancias predeterminadas entre los ocho puntos de conexión de los puntales 503, si son relaciones desconocidas y 'v(i-1)x, 'v(i-1)y, 'v(i-1)z son vectores de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que 'v(i-1)x='Xi-'X(i-1), 'v(i-1)y='Yi-'Y(i-1), 'v0iz='Zi-'Z(i-1). Aquí i es un número que va del 0 al 7. Entonces, por ejemplo, v01x=X1-X0, v01y=Y1-Y0, v01z=Z1-Z0.

$$\begin{aligned}
& (x - x_0) * (Y'0 - y_0) - (y - y_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_0) * (Z'0 - z_0) - (z - z_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
5 & (x - x_1) * (Y'1 - y_1) - (y - y_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_1) * (Z'1 - z_1) - (z - z_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
10 & (x - x_2) * (Y'2 - y_2) - (y - y_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_2) * (Z'2 - z_2) - (z - z_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_3) * (Y'3 - y_3) - (y - y_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_3) * (Z'3 - z_3) - (z - z_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
15 & (x - x_4) * (Y'4 - y_4) - (y - y_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_4) * (Z'4 - z_4) - (z - z_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_5) * (Y'5 - y_5) - (y - y_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
20 & (x - x_5) * (Z'5 - z_5) - (z - z_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_6) * (Y'6 - y_6) - (y - y_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_6) * (Z'6 - z_6) - (z - z_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
25 & (x - x_7) * (Y'7 - y_7) - (y - y_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_7) * (Z'7 - z_7) - (z - z_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
& (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_01^2 = 0 \\
30 & (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_02^2 = 0 \\
& (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_03^2 = 0 \\
& (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_04^2 = 0 \\
35 & (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_05^2 = 0 \\
& (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_06^2 = 0 \\
& (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_07^2 = 0 \\
40 & (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_12^2 = 0 \\
& (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_13^2 = 0 \\
& (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_14^2 = 0 \\
45 & (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_15^2 = 0 \\
& (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_16^2 = 0 \\
& (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_17^2 = 0 \\
50 & (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_23^2 = 0 \\
& (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_24^2 = 0 \\
& (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_25^2 = 0 \\
55 & (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_26^2 = 0 \\
& (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_27^2 = 0
\end{aligned}$$

De esta manera es posible encontrar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510.

60 Modelo 7

En otra realización de la técnica, la pluralidad de marcadores puede comprender cuatro puntales. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse mediante el modelo matemático que se expone a continuación, en el que se supone que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, (x_0,y_0,z_0) a (x_7,y_7,z_7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502, (X_0,Y_0,Z_0) a (X_1,Y_1,Z_1) , (X_6,Y_6,Z_6) a (X_7,Y_7,Z_7)

son un primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506 en la primera radiografía, I01, I02, I03, I04, I06, I07, I12, I13, I14, I15, I16, I17, I23, I24, I25, I26, I27 son las distancias predeterminadas entre los ocho puntos de conexión de los puntales 503, si son relaciones desconocidas y $v(i-1)ix$, $v(i-1)iy$, $v(i-1)iz$ son vectores de las proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que $v(i-1)ix=Xi-X(i-1)$, $v(i-1)iy=Yi-Y(i-1)$, $v(i-1)iz=Zi-Z(i-1)$. Aquí i es un número que va del 0 al 7. Entonces, por ejemplo, $v01x=X1-X0$, $v01y=Y1-Y0$, $v01z=Z1-Z0$. Estas relaciones variables se ilustran en la FIGURA 6.

Además, se supone que $(X'0, Y'0, Z'0)$ a $(X'7, Y'7, Z'7)$ son un primer conjunto de proyecciones de los ocho puntos de conexión de los puntales 503 en la primera radiografía, que se puede representar de la siguiente manera:

$$X'0 = X0 + v01x * s0;$$

$$Y'0 = Y0 + v01y * s0;$$

$$Z'0 = Z0 + v01z * s0.$$

Se determinan ecuaciones similares para otros puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502.

La presente realización utiliza las siguientes ecuaciones paramétricas:

$$x = x0 + \alpha * t; y = y0 + \beta * t; z = z0 + \gamma * t$$

Aquí, α , β , γ se refieren a vectores direccionales y t es un parámetro que caracteriza el punto (x,y,z) en una línea con respecto a otro punto, por ejemplo $(x0,y0,z0)$. Y los tres puntos (x, y, z) , (xi, yi, zi) y $(X'i, Y'i, Z'i)$ están ubicados en la misma línea que pasa desde la fuente de rayos X 601, hasta el marcador 603, y luego al generador de imágenes 604. Aquí i es un número que va del 0 al 7. Las ecuaciones paramétricas para esta línea se pueden expresar como:

$$xi = x + \alpha_i * t_i; yi = y + \beta_i * t_i; zi = z + \gamma_i * t_i$$

donde:

$$\alpha_i = X'i - x; \beta_i = Y'i - y; \gamma_i = Z'i - z$$

La presente realización determina 18 ecuaciones sumando un número apropiado de ecuaciones para las distancias entre los puntos de conexión de los puntales 503 en los miembros de fijación 502 (18 ecuaciones para 18 distancias entre 8 puntos de conexión de los puntales 503 de cuatro puntales 506 del fijador de geometría conocida). Las 18 ecuaciones resultantes se dan a continuación:

$$\begin{cases}
(x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
(x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
(x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
(x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\
(x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_{05}^2 = 0 \\
(x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_{06}^2 = 0 \\
(x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_{07}^2 = 0 \\
(x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
(x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
(x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\
(x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_{15}^2 = 0 \\
(x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_{16}^2 = 0 \\
(x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_{17}^2 = 0 \\
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \\
(x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0 \\
(x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_{25}^2 = 0 \\
(x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_{26}^2 = 0 \\
(x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_{27}^2 = 0
\end{cases}$$

La realización puede determinar de t_0 a t_7 , de s_0 a s_7 y la primera posición 3D de la fuente de rayos X 501, seguido del cálculo de las coordenadas de los puntos de conexión de los puntales 503. Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute a continuación, en el que se supone que (x, y, z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, (X_0, Y_0, Z_0) a (X_1, Y_1, Z_1) , ... (X_6, Y_6, Z_6) a (X_7, Y_7, Z_7) son un segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506 en la segunda radiografía.

Además, se supone que (X_0, Y_0, Z_0) a (X_7, Y_7, Z_7) son coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los ocho puntos de conexión de los puntales 503 en la segunda radiografía, que se pueden representar de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
X_0 &= X_0 + v_0 x * s_0; \\
Y_0 &= Y_0 + v_0 y * s_0; \\
Z_0 &= Z_0 + v_0 z * s_0.
\end{aligned}$$

Se determinan ecuaciones similares para otros puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502.

La presente realización utiliza las siguientes ecuaciones paramétricas:

$$x = x_0 + \alpha * t; y = y_0 + \beta * t; z = z_0 + \gamma * t$$

Los tres puntos (x, y, z) , (x_i, y_i, z_i) y (X_i, Y_i, Z_i) están ubicados en la misma línea que pasa desde la fuente de rayos X 601, hasta el marcador 603, y luego al generador de imágenes 604. Las ecuaciones paramétricas para esta línea se pueden expresar como:

$$x_i = x + \alpha_i * t_i; y_i = y + \beta_i * t_i; z_i = z + \gamma_i * t_i$$

donde:

$$\alpha_i = 'X'i - 'x; \beta_i = 'Y'i - 'y; \gamma_i = 'Z'i - 'z$$

La presente realización determina 18 ecuaciones sumando un número apropiado de ecuaciones para las distancias entre los puntos de conexión de los puntales en el anillo. Las 18 ecuaciones resultantes se dan a continuación:

5

10

15

20

25

30

35

$$\left\{ \begin{array}{l} (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\ (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\ (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\ (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\ (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_{05}^2 = 0 \\ (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_{06}^2 = 0 \\ (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_{07}^2 = 0 \\ (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\ (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\ (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\ (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_{15}^2 = 0 \\ (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_{16}^2 = 0 \\ (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_{17}^2 = 0 \\ (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \\ (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0 \\ (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_{25}^2 = 0 \\ (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_{26}^2 = 0 \\ (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_{27}^2 = 0 \end{array} \right.$$

De esta manera es posible encontrar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X y del objeto.

40

Modelo 8

En otra realización de la técnica, la pluralidad de puntales 506 puede comprender cuatro puntales. En la presente realización, las primeras posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse mediante el modelo matemático que se expone a continuación, en el que se supone que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, (x0,y0,z0) a (x7,y7,z7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales 503 a los miembros de fijación 502, (X0,Y0,Z0) a (X1,Y1,Z1), (X6,Y6,Z6) a (X7,Y7,Z7) son un primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales 506 en la primera radiografía, y l01, l02, l03, l04, l06, l07, l12, l13, l14, l15, l16, l17, l23, l24, l25, l26, l27 son las distancias predeterminadas entre los ocho puntos de conexión de los puntales 503. Estas relaciones variables se ilustran en la FIGURA 6.

50

Además, cada punto de conexión de los puntales 503 está dispuesto en un plano que pasa por la fuente de rayos X 501 y la proyección del eje longitudinal del puntal. Por lo tanto, se puede determinar una ecuación relevante para el plano para cada punto de conexión de los puntales 503, creando un sistema de ocho ecuaciones para el fijador de cuatro puntales 506 como se proporciona a continuación.

55

60

65

5

$$\begin{cases} |x_0 - x & y_0 - y & z_0 - z| \\ |X_0 - x & Y_0 - x & Z_0 - z| \\ |X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z| \end{cases} \equiv 0$$

10

$$\begin{cases} |x_1 - x & y_1 - y & z_1 - z| \\ |X_0 - x & Y_0 - x & Z_0 - z| \\ |X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z| \end{cases} \equiv 0$$

15

$$\begin{cases} |x_2 - x & y_2 - y & z_2 - z| \\ |X_2 - x & Y_2 - x & Z_2 - z| \\ |X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z| \end{cases} \equiv 0$$

20

$$\begin{cases} |x_3 - x & y_3 - y & z_3 - z| \\ |X_2 - x & Y_2 - x & Z_2 - z| \\ |X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z| \end{cases} \equiv 0$$

25

$$\begin{cases} |x_4 - x & y_4 - y & z_4 - z| \\ |X_4 - x & Y_4 - x & Z_4 - z| \\ |X_5 - x & Y_5 - y & Z_5 - z| \end{cases} \equiv 0$$

30

$$\begin{cases} |x_5 - x & y_5 - y & z_5 - z| \\ |X_4 - x & Y_4 - x & Z_4 - z| \\ |X_5 - x & Y_5 - y & Z_5 - z| \end{cases} \equiv 0$$

35

$$\begin{cases} |x_6 - x & y_6 - y & z_6 - z| \\ |X_6 - x & Y_6 - x & Z_6 - z| \\ |X_7 - x & Y_7 - y & Z_7 - z| \end{cases} \equiv 0$$

Ahora, añadiendo un número apropiado de ecuaciones para distancias entre puntos de conexión de puntales (por ejemplo, 18 ecuaciones para 18 distancias entre ocho puntos de conexión de puntales para cuatro puntales del fijador de geometría conocida), la realización proporciona el siguiente modelo matemático de 26 ecuaciones:

40

45

50

55

60

65

5

$$\begin{cases} x_0 - x & y_0 - y & z_0 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \end{cases} = 0$$

10

$$\begin{cases} x_1 - x & y_1 - y & z_1 - z \\ X_0 - x & Y_0 - y & Z_0 - z \\ X_1 - x & Y_1 - y & Z_1 - z \end{cases} = 0$$

15

$$\begin{cases} x_2 - x & y_2 - y & z_2 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \end{cases} = 0$$

20

$$\begin{cases} x_3 - x & y_3 - y & z_3 - z \\ X_2 - x & Y_2 - y & Z_2 - z \\ X_3 - x & Y_3 - y & Z_3 - z \end{cases} = 0$$

25

$$\begin{cases} x_4 - x & y_4 - y & z_4 - z \\ X_4 - x & Y_4 - y & Z_4 - z \\ X_5 - x & Y_5 - y & Z_5 - z \end{cases} = 0$$

30

$$\begin{cases} x_5 - x & y_5 - y & z_5 - z \\ X_4 - x & Y_4 - y & Z_4 - z \\ X_5 - x & Y_5 - y & Z_5 - z \end{cases} = 0$$

35

$$\begin{cases} x_6 - x & y_6 - y & z_6 - z \\ X_6 - x & Y_6 - y & Z_6 - z \\ X_7 - x & Y_7 - y & Z_7 - z \end{cases} = 0$$

40

$$\begin{cases} x_7 - x & y_7 - y & z_7 - z \\ X_6 - x & Y_6 - y & Z_6 - z \\ X_7 - x & Y_7 - y & Z_7 - z \end{cases} = 0$$

45

$$(x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_01^2 = 0$$

50

$$(x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_02^2 = 0$$

55

$$(x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_03^2 = 0$$

60

$$(x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_04^2 = 0$$

$$(x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_05^2 = 0$$

$$(x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_06^2 = 0$$

$$(x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_07^2 = 0$$

$$(x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_12^2 = 0$$

$$(x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_13^2 = 0$$

$$(x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_14^2 = 0$$

$$(x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_15^2 = 0$$

$$(x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_16^2 = 0$$

$$(x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_17^2 = 0$$

$$(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_23^2 = 0$$

$$(x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_24^2 = 0$$

$$(x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_25^2 = 0$$

$$(x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_26^2 = 0$$

$$(x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_27^2 = 0$$

La primera posición tridimensional de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510 se puede determinar resolviendo las ecuaciones anteriores. Las segundas posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y del objeto 510 pueden determinarse utilizando un modelo matemático sustancialmente similar que se discute a continuación, en el que se supone que (x, y, z) son las coordenadas de la fuente de rayos X 501, (X_0, Y_0, Z_0) a (X_1, Y_1, Z_1) , ... da (X_6, Y_6, Z_6) a (X_7, Y_7, Z_7) son un segundo conjunto de proyecciones de los cuatro puntales en la segunda

radiografía:

$$\begin{array}{l}
 5 \\
 10 \\
 15 \\
 20 \\
 25 \\
 30 \\
 35 \\
 40 \\
 45 \\
 50 \\
 55 \\
 60 \\
 65
 \end{array}
 \left\{
 \begin{array}{l}
 \begin{array}{l}
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_0 - 'x & y_0 - 'y & z_0 - 'z \\
 'X_0 - 'x & 'Y_0 - 'x & 'Z_0 - 'z \\
 'X_1 - 'x & 'Y_1 - 'y & 'Z_1 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_1 - 'x & y_1 - 'y & z_1 - 'z \\
 'X_0 - 'x & 'Y_0 - 'x & 'Z_0 - 'z \\
 'X_1 - 'x & 'Y_1 - 'y & 'Z_1 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_2 - 'x & y_2 - 'y & z_2 - 'z \\
 'X_2 - 'x & 'Y_2 - 'x & 'Z_2 - 'z \\
 'X_3 - 'x & 'Y_3 - 'y & 'Z_3 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_3 - 'x & y_3 - 'y & z_3 - 'z \\
 'X_2 - 'x & 'Y_2 - 'x & 'Z_2 - 'z \\
 'X_3 - 'x & 'Y_3 - 'y & 'Z_3 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_4 - 'x & y_4 - 'y & z_4 - 'z \\
 'X_4 - 'x & 'Y_4 - 'x & 'Z_4 - 'z \\
 'X_5 - 'x & 'Y_5 - 'y & 'Z_5 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_5 - 'x & y_5 - 'y & z_5 - 'z \\
 'X_4 - 'x & 'Y_4 - 'x & 'Z_4 - 'z \\
 'X_5 - 'x & 'Y_5 - 'y & 'Z_5 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_6 - 'x & y_6 - 'y & z_6 - 'z \\
 'X_6 - 'x & 'Y_6 - 'x & 'Z_6 - 'z \\
 'X_7 - 'x & 'Y_7 - 'y & 'Z_7 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 \left| \begin{array}{ccc}
 x_7 - 'x & y_7 - 'y & z_7 - 'z \\
 'X_6 - 'x & 'Y_6 - 'x & 'Z_6 - 'z \\
 'X_7 - 'x & 'Y_7 - 'y & 'Z_7 - 'z
 \end{array} \right| = 0 \\
 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_01^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_02^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_03^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_04^2 = 0 \\
 (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_05^2 = 0 \\
 (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_06^2 = 0 \\
 (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_07^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_12^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_13^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_14^2 = 0 \\
 (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_15^2 = 0 \\
 (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_16^2 = 0 \\
 (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_17^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_23^2 = 0 \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_24^2 = 0 \\
 (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_25^2 = 0 \\
 (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_26^2 = 0 \\
 (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_27^2 = 0
 \end{array}
 \right.$$

De esta manera es posible determinar la primera y segunda posiciones tridimensionales de la fuente de rayos X 501 y el objeto 510.

Aproximación de la ubicación de la fuente de rayos X.

5 Cabe señalar que en algunos casos la resolución de la primera y segunda radiografías puede no ser suficiente para permitir identificar con precisión las posiciones de las sombras creadas por los marcadores en las respectivas radiografías. Con referencia a la FIGURA 2B, puede haber pequeños errores que causen desalineación y falla en la intersección de los vectores/trayectorias (por ejemplo, 242 y 244). En tales casos, la ubicación de la fuente de rayos X 202 se puede determinar usando un modelo de aproximación. Según un modelo de aproximación ilustrativo, se puede determinar la orientación y posición de un segmento entre los vectores/trayectorias 242 y 244, y se puede elegir un punto en el segmento para representar la posición de la fuente de rayos X 202. En una realización, el segmento elegido puede ser una perpendicular común de los vectores/trayectorias 242 y 244, y el punto medio de la perpendicular común puede elegirse para representar la ubicación de la fuente de rayos X 202. Cabe señalar que si bien una perpendicular común de ambos vectores/trayectorias 242 y 244 puede ser el segmento más corto entre los vectores/trayectorias 242 y 244 y puede permitir una aproximación precisa de la fuente de rayos X 202, también se pueden elegir otros segmentos, dependiendo de la precisión deseada del modelo de aproximación.

15 En una realización ilustrativa, la perpendicular común de los vectores/trayectorias 242 y 244 se puede determinar usando el modelo matemático analizado a continuación, donde se supone que (x^1, y^1, z^1) son las coordenadas de la sombra del marcador 1 (250), (x^2, y^2, z^2) son las coordenadas del marcador 1 (252), (x^1, y^1, z^1) son las coordenadas de sombra del marcador 2 (254), (x^2, y^2, z^2) son las coordenadas del marcador 2 (256). La ecuación de la primera línea 242 se puede expresar como:

25
$$\frac{x - x_2^1}{x_2^1 - x_1^1} = \frac{y - y_2^1}{y_2^1 - y_1^1} = \frac{z - z_2^1}{z_2^1 - z_1^1}$$

y la ecuación de la segunda línea 244 se puede expresar como:

30
$$\frac{x - x_2^2}{x_2^2 - x_1^2} = \frac{y - y_2^2}{y_2^2 - y_1^2} = \frac{z - z_2^2}{z_2^2 - z_1^2}$$

35 Los vectores resultantes de la primera línea 242 y la segunda línea 244 se pueden representar respectivamente como:

40
$$\vec{a} = (a_1, a_2, a_3)$$
$$\vec{b} = (b_1, b_2, b_3)$$

donde:

45
$$a_1 = x_2^1 - x_1^1$$
$$a_2 = y_2^1 - y_1^1$$

50
$$a_3 = z_2^1 - z_1^1$$
$$b_1 = x_2^2 - x_1^2$$

55
$$b_2 = y_2^2 - y_1^2$$
$$b_3 = z_2^2 - z_1^2$$

60 Multiplicando los vectores a y b según la siguiente ecuación daría un vector c perpendicular a ambas líneas 242 y 244:

65

$$\vec{c} = [\vec{a} \times \vec{b}] = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \end{vmatrix} = \vec{i} * (a_2 * b_3 - b_2 * a_3) + \vec{j} * (b_1 * a_3 - a_1 * b_3) + \vec{k} * (a_1 * b_2 - b_1 * a_2)$$

donde i, j y k son vectores unitarios dirigidos a lo largo de los ejes de coordenadas x, y y z.

$$\begin{aligned} \vec{c} &= (c_1, c_2, c_3) \\ c_1 &= (a_2 * b_3 - b_2 * a_3) \\ c_2 &= (b_1 * a_3 - a_1 * b_3) \\ c_3 &= (a_1 * b_2 - b_1 * a_2) \end{aligned}$$

En una realización, aproximar la ubicación de la fuente de rayos X 202 puede implicar definir un segmento S que está ubicado en el vector c y conecta las líneas 242 y 244. Como tal, el segmento S es una perpendicular común a las líneas 242 y 244. Una forma de hacer esto es construir un plano D que incluya la sombra del marcador 1 (250), la primera línea 242 y el vector c. Un vector perpendicular a este plano D es el producto de la multiplicación de vectores $[\vec{a} \times \vec{c}]$, y se puede expresar como:

$$\vec{n} = [\vec{a} \times \vec{c}] = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ a_1 & a_2 & a_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{vmatrix} = \vec{i} * (a_2 * c_3 - c_2 * a_3) + \vec{j} * (c_1 * a_3 - a_1 * c_3) + \vec{k} * (a_1 * c_2 - c_1 * a_2)$$

$$\begin{aligned} n_1 &= (a_2 * c_3 - c_2 * a_3) \\ n_2 &= (c_1 * a_3 - a_1 * c_3) \\ n_3 &= (a_1 * c_2 - c_1 * a_2) \end{aligned}$$

Este vector se puede normalizar a una unidad de longitud y expresar como:

$$\begin{aligned} \vec{n} &= \frac{\vec{n}'}{\|\vec{n}'\|} \\ \|\vec{n}'\| &= \sqrt{(n_1')^2 + (n_2')^2 + (n_3')^2} \\ n_1 &= \frac{(a_2 * c_3 - c_2 * a_3)}{\|\vec{n}'\|} \\ n_2 &= \frac{(c_1 * a_3 - a_1 * c_3)}{\|\vec{n}'\|} \\ n_3 &= \frac{(a_1 * c_2 - c_1 * a_2)}{\|\vec{n}'\|} \end{aligned}$$

Por lo tanto, un plano D que pasa por la sombra del marcador 1 (250) tiene coordenadas (x_1^1, y_1^1, z_1^1) y tiene un vector perpendicular $n = (n_1, n_2, n_3)$ mediante las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} n_1 * x + n_2 * y + n_3 * z + D &= 0 \\ D &= n_1 * x_1^1 + n_2 * y_1^1 + n_3 * z_1^1 \end{aligned}$$

Uno de los puntos finales del segmento S puede ser el punto de cruce donde el plano D se cruza con la línea 244.

Para determinar la ubicación de este punto de cruce, se puede dibujar un triángulo rectángulo tal que su hipotenusa G se extienda a lo largo de la línea 244 y conecte la sombra del marcador 2 254 y el punto de cruce donde la línea 244 cruza el plano D. Además, un primer cateto R del triángulo rectángulo puede definirse mediante un vector r perpendicular al plano D y que se extiende desde la sombra del marcador 2 254 hasta el plano D. El segundo cateto del triángulo rectángulo se puede definir mediante la proyección de la hipotenusa G sobre el plano D.

La longitud del primer cateto R, que es la distancia entre la sombra del marcador 2 254 y el plano D, se puede determinar mediante una multiplicación escalar del vector perpendicular normalizado n del plano D y el vector r. En este caso, el producto de esta multiplicación escalar se puede expresar en términos de las coordenadas de la "sombra del marcador 2 254" como se ilustra en la siguiente ecuación:

$$R = (\vec{n} \cdot \vec{r}) = n_1 \cdot x_1^2 + n_2 \cdot y_1^2 + n_3 \cdot z_1^2$$

Además, el coseno del ángulo ϕ entre el vector r y el vector b se puede expresar como:

$$\cos \phi = \frac{(\vec{b} \cdot \vec{n})}{|\vec{b}| \cdot |\vec{n}|} = \frac{b_1 \cdot n_1 + b_2 \cdot n_2 + b_3 \cdot n_3}{\sqrt{(b_1)^2 + (b_2)^2 + (b_3)^2} \cdot \sqrt{(n_1)^2 + (n_2)^2 + (n_3)^2}}$$

En consecuencia, la longitud de la hipotenusa G se puede determinar dividiendo la longitud del primer cateto R por el coseno del ángulo entre el primer cateto R y la hipotenusa G:

$$G = \frac{R}{\cos \phi}$$

Para encontrar las coordenadas del punto de cruce donde la línea 244 interseca el plano D, se puede definir un vector L que se extiende a lo largo de la línea 244 mediante la sombra del marcador 2 254 y una longitud de G:

$$\vec{L} = G \cdot \frac{\vec{b}}{|\vec{b}|} = \vec{i} \cdot \frac{G \cdot b_1}{\sqrt{(b_1)^2 + (b_2)^2 + (b_3)^2}} + \vec{j} \cdot \frac{G \cdot b_2}{\sqrt{(b_1)^2 + (b_2)^2 + (b_3)^2}} + \vec{k} \cdot \frac{G \cdot b_3}{\sqrt{(b_1)^2 + (b_2)^2 + (b_3)^2}}$$

$$\vec{L} = \vec{i} \cdot L_1 + \vec{j} \cdot L_2 + \vec{k} \cdot L_3$$

donde

$$x' = x_1^2 + L_1$$

$$y' = y_1^2 + L_2$$

$$z' = z_1^2 + L_3$$

Estas coordenadas definen uno de los puntos finales del segmento S. Para encontrar las coordenadas del segundo punto final del segmento S, se pueden realizar cálculos similares. En una realización, a lo largo de la línea 244 se puede definir un plano y el punto de cruce de este plano se puede encontrar en la línea 244. En una realización, después de definir los puntos finales del segmento S, el posicionamiento de la fuente de rayos X 202 puede aproximarse al centro del segmento S y calcularse como el promedio de esas coordenadas:

$$x_{\text{huz}} = \frac{x' + x''}{2}$$

$$y_{\text{huz}} = \frac{y' + y''}{2}$$

$$z_{\text{huz}} = \frac{z' + z''}{2}$$

Cabe señalar que en otras realizaciones, la ubicación aproximada de la fuente de rayos X 202 puede estar en cualquier lugar entre los puntos finales del segmento S. También cabe señalar que, aunque el modelo matemático ilustrativo discutido anteriormente proporciona un método eficiente y preciso para aproximar la ubicación de la fuente de rayos X 202, también se pueden usar otros modelos adecuados según los principios de la presente divulgación para aproximar la ubicación de la fuente de rayos X 202.

Una vez que se ha identificado la posición 3D de la fuente de rayos X 202 en las orientaciones de formación de imágenes primera y segunda (220, 230), se puede utilizar una variedad de técnicas diferentes para crear un modelo 3D del objeto fotografiado. Según una realización, se conoce la cantidad de desplazamiento angular alrededor del eje de formación de imágenes I entre la primera orientación de formación de imágenes 220 y la segunda orientación de formación de imágenes 230. Las ilustraciones correspondientes a esta realización se muestran en las FIGURAS 12A-12G. La FIGURA 12A ilustra objetos 1201 de los que se obtienen imágenes en dos orientaciones (1220, 1230). Las imágenes en las dos orientaciones relativas (1220, 1230) se pueden preparar girando el objeto 1201 de la imagen alrededor de un eje de formación de imágenes I mediante un desplazamiento angular α , o girando la fuente de rayos X y el generador de imágenes alrededor del eje de formación de imágenes I de un desplazamiento angular α . Preferiblemente, pero no necesariamente, el eje I de formación de imágenes es paralelo al plano del generador de imágenes de rayos X (no mostrado) en la primera orientación 1220 y al plano del generador de imágenes de rayos X en la segunda orientación 1230. La creación de estas imágenes con dos orientaciones dará como resultado dos radiografías (1202, 1204) correspondientes a las orientaciones 1220, 1230 respectivamente. También se muestran en la FIGURA 12A las posiciones relativas de las fuentes de rayos X 1212 con respecto a las radiografías (1202, 1204). Las posiciones tridimensionales de estas fuentes de rayos X 1212 pueden determinarse basándose en las sombras creadas por los marcadores de referencia en las radiografías (1202, 1204), como se ha descrito anteriormente, o mediante cualquier otra técnica conocida en la industria, como la medición física de la posición de la fuente de rayos X 1212 con respecto al generador de imágenes 104.

Otro paso en la creación de un modelo 3D de objetos 1201 es determinar el contorno de los objetos fotografiados 1201 en las radiografías. Este concepto se ilustra en la FIGURA 12B, donde los contornos del objeto fotografiado en la primera radiografía 1202 se han identificado como contornos 1213. De manera similar, los contornos del objeto fotografiado en la segunda radiografía de 1204 fueron identificados como 1215 contornos. Cuando las radiografías son imágenes digitales almacenadas en un sistema informático, este proceso se puede realizar automáticamente utilizando un software de procesamiento de imágenes. Según otra realización, este proceso se puede realizar manualmente trazando el contorno del objeto fotografiado en los rayos X con un ratón, un lápiz óptico o cualquier otro dispositivo de seguimiento. Después de determinar el contorno del objeto fotografiado y la posición 3D de la fuente de rayos X 1212, puede crear una proyección del contorno del objeto fotografiado. La proyección del contorno del objeto 1213 en la primera orientación 120 se representa en la FIGURA 12B mediante las líneas de proyección 308, que pasan desde el contorno 1213 en la primera radiografía 1202 hasta la posición 3D de la fuente de rayos X 1212 en la primera orientación 1220. De manera similar, la proyección del contorno del objeto 1215 en la segunda orientación 1230 se representa en la FIGURA 12B mediante las líneas de proyección 1216, que pasan desde el contorno 1215 en la segunda radiografía 1204 hasta la posición 3D de la fuente de rayos X 1212 en la segunda orientación 1230.

Una vez que se crean las proyecciones de los objetos fotografiados para la primera y segunda orientaciones (1220, 1230), la posición relativa de las orientaciones (1220, 1230) entre sí se puede usar para determinar cómo esas proyecciones se cruzan entre sí. Esto puede hacerse de varias maneras. Según una realización, las proyecciones 3D se pueden combinar en un único marco de referencia 3D correspondiente al marco de referencia x, y, z 1250 ilustrado en las FIGURAS 12A-12E. El origen del marco de referencia x, y, z 1250 se puede ubicar a lo largo del eje de imagen I en el punto 1251 donde los rayos X de la fuente de rayos X 1212 en la primera orientación 1220 intersecan ortogonalmente el eje de imagen y desde la fuente de rayos X 1212 en la segunda orientación 1230 cruza el eje de formación de imágenes ortogonalmente. Como se analizó anteriormente, en este marco de referencia 1250, el ángulo α corresponde al desplazamiento angular entre las dos orientaciones (1220, 1230) alrededor del eje x, o el eje de imagen I. Este ángulo α se puede determinar de varias maneras. En la realización en la que la fuente de rayos X 1212 y el generador de imágenes están fijos y el objeto se gira, el ángulo α corresponde a la cantidad de rotación del objeto alrededor del eje x o eje de imágenes I, como se muestra en las FIGURAS 2A y 2B. En una realización alternativa donde el objeto permanece estacionario, pero la fuente de rayos X 1212 y el generador de imágenes giran alrededor del objeto, el ángulo α corresponde a la cantidad de rotación de la fuente de rayos X 1212 y el generador de imágenes alrededor del eje de formación de imágenes I que se muestra en las FIGURAS 2A y 2B. Al girar la fuente de rayos X 1212 y el generador de imágenes alrededor de los objetos fotografiados 1201, puede ser preferible, aunque no necesario, que la posición de la fuente de rayos X 1212 sea fija con respecto a la posición del generador de imágenes. Además, puede ser preferible, pero no necesario, que las radiografías (1202, 1204) se tomen en orientaciones (1220, 1230) que sean sustancialmente ortogonales entre sí. Usando el desplazamiento angular α y las proyecciones de contorno descritas anteriormente, es posible alinear las posiciones relativas de las radiografías (1202, 1204) y sus proyecciones correspondientes entre sí.

Los ángulos β y γ corresponden al desplazamiento angular de la primera radiografía 1202 con respecto a las segundas radiografías 1204 alrededor de los ejes z y y, respectivamente. Como se analizó anteriormente, en algunas realizaciones, la primera y segunda orientaciones relativas 1220 y 1230 son sustancialmente ortogonales

entre sí, y en estas realizaciones, los ángulos β y γ pueden ser sustancialmente cero. En realizaciones donde la primera y segunda orientaciones relativas 1220 y 1230 no son sustancialmente ortogonales, la primera y segunda radiografías (1202, 1204) pueden alinearse adicionalmente con los ángulos β y γ usando una variedad de estrategias, incluidas las estrategias de pasos iterativos que se describen en esta divulgación. Cabe señalar que aunque es opcional alinear las radiografías (1202, 1204) con los ángulos β y γ , esto puede permitir un modelo 3D más preciso del objeto 1201.

La FIGURA 12C ilustra que las radiografías (1202, 1204) de los objetos 1201 con imágenes, así como las proyecciones de objetos 3D de los objetos 1201 con imágenes, pueden intersectarse por una pluralidad de planos, incluidos los planos 1231, 1232 y 1234. Cada uno de estos planos pasa a través de una primera posición 3D en el marco de referencia 3D correspondiente a la posición de la fuente de rayos X 1212 en la primera orientación 1220 y una segunda posición 3D en el marco de referencia 3D correspondiente a la posición de la fuente de rayos X 1212 en la segunda orientación 1230. La FIGURA 12C también ilustra un eje de inclinación 1236 que pasa entre la primera y segunda posiciones 3D en el marco de referencia 3D. Cada uno de los planos 1231, 1232 y 1234 tiene una inclinación diferente alrededor del eje de inclinación 1236, de manera que interseca los contornos del objeto fotografiado 1201 en la primera y segunda radiografías (1202, 1204). La ubicación de las intersecciones entre el plano 1231 y los contornos de la imagen en la primera y segunda radiografías (1202, 1204) está marcada por los puntos 318. La ubicación de las intersecciones entre el plano 1232 y los contornos de la imagen en la primera y segunda radiografías (1202, 1204) está marcada por los puntos 1240. La ubicación de las intersecciones entre el plano 1234 y los contornos de la imagen en la primera y segunda radiografías (1202, 1204) está marcada por los puntos 1244.

En la FIGURA 12D, cada uno de los puntos de intersección 1238, 1240 y 1242 está conectado a la ubicación de la fuente de rayos X 1212 en el marco de referencia 3D 1250 en las orientaciones correspondientes (120, 150). Por consiguiente, los puntos de intersección 1238, 1240 y 1242 en la radiografía 1202 se conectan mediante líneas 324 a la primera posición 3D en el marco de referencia 3D 1250, que corresponde a la posición de la fuente de rayos X 1212 en la primera orientación 1220. De manera similar, los puntos de intersección 1238, 1240 y 1242 en la radiografía 1204 están conectados por líneas 1256 a la segunda posición 3D en el marco de referencia 3D 1250, que corresponde a la posición de la fuente de rayos X 1212 en la segunda orientación 1230. Las cuatro líneas que intersecan el conjunto de puntos 1238 en la primera y segunda radiografías (1202, 1204) también se intersecan entre sí para formar un polígono 1258 en el marco de referencia 3D 1250. De manera similar, las cuatro líneas que intersecan el conjunto de puntos 1240 en la primera y segunda radiografías (1202, 1204) también se intersecan entre sí para formar un polígono 1258 en el marco de referencia 3D 1250. Además, las cuatro líneas que intersecan el conjunto de puntos 1242 en la primera y segunda radiografías (1202, 1204) también se intersecan entre sí para formar un polígono 1258 en el marco de referencia 3D 1250.

En la FIGURA 12E, el proceso de definir polígonos 1258 se puede repetir para uno o más planos alineados con el eje de inclinación 1236 hasta que se logre una resolución suficiente o hasta que no se identifiquen intersecciones adicionales con los objetos 1201 en imágenes. Cada uno de estos polígonos 1258 corresponde a la intersección entre las proyecciones de los objetos 3D en la primera y segunda orientaciones (1202, 1204) en el marco de referencia 3D 1250.

Después de crear un conjunto de polígonos 1258 correspondientes a las intersecciones de las proyecciones 3D, los polígonos 1258 se pueden convertir en curvas cerradas (por ejemplo, elipses) 1290 que corresponden a la forma de la sección transversal de los objetos 1201 representados en la FIGURA 12F. Es preferible, pero no necesario, que se conozca la forma general y la orientación de los objetos 1201 representados antes de convertir el conjunto de polígonos 1258 en curvas cerradas 1290. Por ejemplo, si el objeto fotografiado, tal como un hueso, tiene una forma de sección transversal generalmente elíptica, entonces los polígonos 1258 pueden reemplazarse con curvas cerradas 1290, tales como elipses, ubicadas dentro de cada uno de los polígonos. Por otro lado, si el objeto de la imagen tiene una forma no simétrica, se puede utilizar otra información sobre el objeto de la imagen (por ejemplo, su forma, sección transversal, orientación, etc.) para crear un modelo 3D preciso del objeto. Una vez que los polígonos 1258 han sido reemplazados con las formas correspondientes (por ejemplo, curvas cerradas o elipses) 1290, se puede preparar una superficie que conecte estas formas. Esta superficie puede representar un modelo 3D 1292 preciso del objeto fotografiado, como se muestra en la FIGURA 12G. En algunas realizaciones, la precisión del modelo 3D 332 se puede mejorar modificando el modelo 1292 según formas conocidas almacenadas en una biblioteca de imágenes.

Como se analizó anteriormente, si la primera y segunda orientaciones relativas 1220 y 1230 no son sustancialmente ortogonales, los ángulos β y γ pueden determinarse usando una estrategia iterativa de acuerdo con los principios de la presente divulgación. En una realización ilustrativa, las radiografías (1202, 1204) pueden orientarse según los ángulos β y γ alineando primero las radiografías (1202, 1204) con un α conocido, y luego creando varios modelos de prueba 3D de los objetos 1201 con imágenes alineando los rayos X (1202, 1204) en varios ángulos β y γ , y finalmente identificar un modelo 3D que produciría proyecciones 2D que corresponden esencialmente a los contornos del objeto fotografiado 1201 en la primera y segunda radiografías 1202 y 1204. Los patrones de prueba de objetos 1201 se pueden crear de acuerdo con la estrategia descrita anteriormente con respecto a las FIGURAS 12C - 12G para proporcionar una mejor precisión. Sin embargo, cabe señalar que los diversos patrones de prueba

pueden generarse según cualquier técnica de modelado adecuada conocida en la técnica.

5 Según otra realización, se puede crear un modelo 3D de un objeto en un marco de referencia fijo incluso cuando no se conoce el desplazamiento angular α entre dos orientaciones de imagen (1220, 1230). Las ilustraciones correspondientes a esta realización se muestran en las FIGURAS 13A-13E. Al igual que en el proceso descrito anteriormente en el que se conoce el desplazamiento angular α , se preparan dos radiografías del objeto con diferentes orientaciones. Cada una de estas radiografías incluye una imagen del objeto 1301 con marcadores de objeto adjuntos. El al menos un marcador de objeto 1342 puede unirse al objeto 1301 directa o indirectamente, y el número de marcadores de objeto 1342 puede variar dependiendo del número de fiduciales que contiene cada uno.

10 En una realización ilustrativa, se incluyen un total de al menos tres fiduciales en al menos un marcador de objeto 1342. Los al menos tres fiduciales pueden estar encerrados en un marcador de objeto 1342, o distribuidos entre una pluralidad de marcadores de objeto 1342, tales como dos o tres marcadores de objeto 1342. En otra realización ilustrativa, se incluyen un total de cuatro o más fiduciales en al menos un marcador de objeto 1342, y los cuatro o más fiduciales pueden estar encerrados en un marcador 1342 o distribuidos entre una pluralidad de marcadores de objeto 1342, tales como, dos, tres, cuatro o más, dependiendo del número específico de fiduciales.

15

En la FIGURA 13A se muestra una ilustración de los objetos 1301 con marcadores de objetos representativos 1342 unidos a ellos. En la FIGURA 13A, los objetos 1301 representados en imágenes incluyen cada uno cuatro marcadores de objetos 1342 unidos a ellos, y cada uno de estos marcadores de objetos 1342 incluye un fiducial 1344. Según una primera estrategia de usar el marcador de objetos 1342 para crear un modelo de objetos 1301 en un marco de referencia fijo, el número y tipo del marcador de objetos 1342 puede variar siempre que haya al menos tres fiduciales 1344 conectados directa o indirectamente a al menos uno de los objetos fotografiados 1301. Por ejemplo, en una realización, un marcador de objeto 1342 puede comprender tres fiduciales 1344. En otra realización ilustrativa, se pueden usar dos marcadores de objetos 1342, cada uno de los cuales comprende dos fiduciales 1344.

20

25 Aún en otra realización ilustrativa, se pueden usar tres marcadores de objetos 1342, cada uno de los cuales comprende un fiducial 1344. Si bien en algunas realizaciones se pueden usar tres fiduciales 1344, cabe señalar que las realizaciones que utilizan cuatro o más fiduciales 1344 pueden ser más deseables por razones que se analizarán a continuación. Debe apreciarse además que según la primera estrategia de usar el marcador de objetos 1342 para crear un modelo de objetos 1301 en un marco de referencia fijo, las posiciones de los fiduciales 1344 entre sí están predeterminadas. En una realización ilustrativa, se pueden tomar medidas para determinar la longitud y orientación de los segmentos entre los fiduciales 1344. En otra realización, los marcadores de objetos 1342 pueden colocarse en orientaciones predeterminadas de modo que las posiciones de los fiduciales 1344 entre sí puedan estar predeterminadas. Por lo tanto, los segmentos entre los fiduciales 1344 se pueden determinar matemáticamente.

30

35 En la realización ilustrada en la FIGURA 13A, las imágenes de los marcadores de objetos 1342 se representan en las radiografías correspondientes 1302 y 1304. Después de recibir las dos radiografías, la posición 3D de la fuente de rayos X 1312 con respecto al generador de imágenes de rayos X se puede determinar para cada orientación de imágenes (1320, 1330) de acuerdo con los principios divulgados en la presente divulgación. En particular, estas determinaciones pueden basarse en el uso de marcadores de referencia y fiduciales de la misma manera que se describe con respecto a realizaciones anteriores. Asimismo, los contornos de los objetos 1301 representados y los puntos 1306 de sombra de los fiduciales 1344 en la primera y segunda radiografías (1302, 1304) se pueden identificar usando las mismas técnicas descritas en la realización anterior. En este punto, se pueden usar varios pasos para preparar un modelo 3D de los objetos 1301 con imágenes usando marcadores de objetos 1342 y fiduciales 1344.

40

45

Generalmente, la primera estrategia de usar el marcador de objetos 1342 para crear un modelo de objetos 1301 en un marco de referencia fijo incluye construir líneas de proyección 1340 que conectan los puntos de sombra 1306 en las radiografías (1302, 1304) y la ubicación de la fuente de rayos X. 1312 en sus respectivas orientaciones de imágenes (1320, 1330), como se ilustra en la FIGURA 13B. Las posiciones 3D de los fiduciales 1344 con respecto a cada radiografía (1302, 1304) se pueden determinar matemáticamente en función de las orientaciones de las líneas de proyección 1340 y los segmentos predeterminados entre los fiduciales 1344. A su vez, el desplazamiento angular α entre las dos orientaciones de imagen 220, 230 se puede determinar alineando las posiciones 3D de los fiduciales 1344 en un marco de referencia fijo. Una vez que se ha identificado el ángulo de desplazamiento α , el proceso de creación de un modelo 3D del objeto fotografiado puede proceder de la misma manera que se describe con respecto a las FIGURAS 12C-12G.

50

55

Cabe señalar que la determinación de las posiciones 3D de los fiduciales 1344 con respecto a cada radiografía (1302, 1304) se puede realizar según una variedad de estrategias matemáticas. Se explora un ejemplo de estrategia matemática con referencia a la FIGURA 13C. Como se analizó anteriormente, los marcadores (no mostrados) se pueden unir a un objeto (no mostrado) de manera que las posiciones de tres fiduciales 1344 entre sí se pueden predeterminar. En la realización ilustrada en la FIGURA 13C, los puntos de sombra 1306 de los fiduciales 1344 en la radiografía 304 se pueden usar para construir líneas de proyección 1340, que geoméricamente pueden cooperar para formar una pirámide de tres lados. Además, dado que las posiciones de los fiduciales correspondientes 1344 entre sí han sido predeterminadas, las dimensiones de un triángulo 1308 formado conectando las posiciones 3D de los fiduciales 1344 también se pueden determinar matemáticamente. Por lo tanto, es posible establecer los siguientes elementos geométricos como se muestra en la FIGURA 13C: coordenadas (L) de la fuente de luz 1312,

60

65

5 coordenadas (K, M, N) de los puntos de sombra 406 y longitudes de los catéteres (a, b, c) del triángulo 1308. Para determinar la posición y orientación 3D del triángulo 1308, la estrategia ilustrativa de la FIGURA 13C puede incluir rotar y «desplazar» el triángulo 1308 dentro de la pirámide a una posición en la que las dimensiones del triángulo 1308 y el contorno exterior de la pirámide se correspondan. Basado en las conocidas técnicas de triangulación y trigonometría, la posición del triángulo 1308 puede corresponder a la solución del siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{cases} a^2 = x^2 + y^2 - 2xy \cos \alpha \\ b^2 = y^2 + z^2 - 2yz \cos \beta \\ c^2 = z^2 + x^2 - 2zx \cos \gamma \end{cases}$$

15 donde los ángulos KLM, MLN, KLN corresponden a α , β y γ respectivamente y x, y, z corresponden a la distancia entre la fuente de luz 1312 y los fiduciales 1344. Matemáticamente, este sistema de ecuaciones tiene ocho soluciones diferentes, pero algunas de ellas pueden incluir números complejos y negativos y por tanto pueden eliminarse. Por lo tanto, pueden quedar dos soluciones que podrían reflejar correctamente la ubicación de los fiduciales 1344. Sin embargo, es difícil determinar matemáticamente cuál de las dos soluciones restantes es la correcta. En una realización, se pueden presentar modelos 3D del objeto de imagen basados en ambas soluciones a una persona, quien luego puede determinar y seleccionar visualmente el modelo que corresponde a la orientación del objeto de imagen. En la aplicación ortopédica, quien selecciona el modelo correspondiente puede ser un médico.

25 Para acelerar mejor el proceso de modelado, la participación de una persona en la selección de un modelo correcto como se discutió anteriormente se puede reducir o eliminar de acuerdo con las estrategias descritas con respecto a las FIGURAS 13D y 13E. En general, el modelo matemático analizado anteriormente se puede modificar para incluir la consideración de fiduciales adicionales. Según la estrategia ilustrada, se usa un fiduciario adicional 1344 de modo que se usan cuatro fiduciales 1344 en lugar de tres y, como resultado, se pueden construir cuatro pirámides de tres lados diferentes basándose en cuatro conjuntos diferentes de puntos de sombra de triplete 1306. Pueden estar disponibles diferentes soluciones para cada pirámide de tres lados. En una realización, las diferentes soluciones se pueden comparar entre sí y la solución final se puede elegir según una medida matemática conocida en la técnica. Por ejemplo, se puede elegir la solución que tenga la desviación más pequeña de las otras soluciones para determinar las posiciones 3D de los fiduciales 1344 con respecto a la radiografía 1304. En otro ejemplo, puede elegir un promedio de todas las soluciones para determinar las posiciones 3D de los fiduciales 1344.

35 Las estrategias discutidas anteriormente se pueden repetir para determinar las posiciones 3D de los fiduciales 1344 en relación con la otra radiografía 1302. De este modo, las posiciones 3D de los fiduciales 1344 se pueden determinar con respecto a dos sistemas de coordenadas diferentes según la estrategia anterior. Además, al alinear los fiduciales en los dos sistemas de coordenadas, la traslación y la orientación rotacional (x, y, z, α , β , γ) de la primera y segunda radiografías se pueden determinar en un único sistema de referencia fijo como se ilustra en la FIGURA 13B. En algunas realizaciones, al determinar las posiciones 3D de los fiduciales 1344 en un marco de referencia fijo, y dada la orientación relativa predeterminada de los fiduciales 1344 con respecto al objeto en el espacio 3D, la posición 3D del objeto ahora se puede determinar en el referencia fija del sistema.

45 Cabe señalar que, si bien las estrategias de ejemplo anteriores se pueden implementar utilizando tres o cuatro fiduciales 1344 para proporcionar un método eficiente y preciso para tener en cuenta la traslación y la orientación rotacional (x, y, z, α , β , γ) de la primera radiografía 1302 en comparación con la segunda radiografía 1304, se pueden usar otros números fiduciales 1344 en otras estrategias de acuerdo con el principio de la presente divulgación. Para permitir una mayor exactitud y/o precisión, se pueden utilizar cinco o más fiduciales. Por ejemplo, se pueden usar ocho fiduciales en una realización como se muestra en la FIGURA 13A. En ese caso, puede haber 56 combinaciones de tríadas fiduciales. Con al menos dos soluciones posibles para cada combinación, puede haber al menos 112 soluciones posibles diferentes para las ubicaciones de los fiduciales 1344. Se puede elegir una solución final según el siguiente algoritmo de ejemplo, que se basa en un análisis matemático de todas las posiciones posibles de los fiduciales 1344:

- 55 1) Determinar todas las posiciones 3D potenciales de cada fiducial 1344 basándose en todas las soluciones posibles obtenidas como se ha comentado anteriormente.
- 2) Determinar las posiciones medias en 3D de cada fiducial 1344.
- 3) Determinar las desviaciones de todas las posiciones 3D potenciales de cada fiducial 1344 con respecto a la posición 3D media respectiva determinada en el paso 2.
- 60 4) Identificar una posición 3D menos probable correspondiente a la posición 3D que más se desvíe de la respectiva posición 3D media determinada en la etapa 2.
- 5) Eliminar la solución que se encontraba en la posición 3D menos probable.
- 6) Repetir los pasos 1 a 5 hasta que la desviación de cada posición 3D potencial restante del fiducial 1344 tenga una desviación de la posición 3D media respectiva inferior a un criterio (por ejemplo, 2 mm, 5 mm, 10 mm, etc.).
- 65 7) Aproximar la posición 3D de cada fiducial 1344 de modo que sea la media de cada posición 3D potencial

restante de los fiduciales 1344.

Debe apreciarse que el algoritmo anterior permite una aproximación precisa para las posiciones fiduciales 1344 y puede modificarse de acuerdo con los principios discutidos aquí y cualquier técnica matemática conocida en la técnica. Por ejemplo, en una realización a modo de ejemplo, el algoritmo puede modificarse para incluir además la determinación de la varianza entre las posibles posiciones de cada fiducial 1344 y eliminar las soluciones potenciales basándose en las desviaciones tanto de la media como de la varianza.

Consideraciones prácticas

Una vez que el dispositivo ortopédico se ha representado en la radiografía con un objeto, el contorno del dispositivo ortopédico puede determinarse manualmente o mediante un software gráfico adecuado. Por ejemplo, un médico puede delinear manualmente el dispositivo ortopédico e ingresar esa información en un ordenador. En otra realización, el contorno del dispositivo ortopédico puede generarse automáticamente mediante un software de reconocimiento de patrones. El contorno del dispositivo ortopédico puede, a su vez, usarse para determinar un modelo 3D del objeto según la presente divulgación.

Cabe señalar que en algunas realizaciones, una sombra visible puede abarcar más de un píxel en una radiografía digital. Como resultado, la ubicación precisa de la sombra visible se puede aproximar mediante un modelo de aproximación. La FIGURA 7 es un diagrama de flujo que ilustra la estrategia de un modelo de aproximación 700 ilustrativo. El modelo de aproximación 700 incluye un paso 702 para definir una pluralidad de regiones de píxeles controladas, comprendiendo cada una de ellas una pluralidad de píxeles. La pluralidad de píxeles de cada región de píxeles controlada puede corresponder a las ubicaciones donde es más probable que se coloque cada sombra visible. Por ejemplo, una región de píxeles controlada definida puede incluir una cuadrícula de 3x3 de nueve píxeles alrededor de una sombra visible. En otro ejemplo, una región de píxeles controlada definida puede incluir una cuadrícula de 4x4 de 16 píxeles alrededor de una sombra visible. El modelo ilustrativo 700 puede incluir un paso 704 para asignar arbitrariamente múltiples combinaciones de posibles posiciones de sombra basadas en diferentes conjuntos de píxeles, comprendiendo cada conjunto de píxeles un píxel de cada región de píxeles controlada definida. El modelo ilustrativo 700 puede incluir un paso 706 para determinar una ubicación para un punto de referencia deseado para cada combinación asignada de ubicaciones de sombra. Por ejemplo, el punto de referencia deseado puede ser el centro de un anillo. En una realización, todas las combinaciones de posiciones de sombra se asignan y se utilizan para determinar una posición para el punto de referencia deseado. En otra realización, sólo se asignan y utilizan combinaciones seleccionadas de posiciones de sombra para determinar una posición para el punto de referencia deseado. El modelo ilustrativo 700 puede incluir además un paso 708 para procesar la primera y segunda ubicaciones del punto de referencia deseado usando un criterio objetivo para determinar una ubicación aproximada para el centro del anillo. En una realización ilustrativa, el criterio objetivo del paso 708 puede incluir una o más medidas matemáticas conocidas en la técnica, tales como media, mediana, varianza, desviación estándar o cualquier combinación de las mismas. En un ejemplo de realización se pueden filtrar todas las posiciones con diferencias superiores a 0,01 mm. En los casos en los que ninguna de las combinaciones de las regiones elegidas proporcione tal precisión, se puede utilizar la combinación con la menor diferencia en el posicionamiento del centro del anillo.

La FIGURA 8 es un diagrama esquemático que muestra un modelo de un aparato en un sistema de coordenadas 3D combinado 850. Como se analizó anteriormente con respecto a las FIGURAS 2A-B, el primer y segundo sistema de coordenadas 3D se crean individualmente basándose en dos radiografías y comprenden el primer y segundo plano 801 y 802, respectivamente. El primer y segundo sistemas de coordenadas 3D se combinan para crear el sistema de coordenadas 3D combinado 850. El primero y segundo planos 801 y 802 están alineados en un ángulo tal que coinciden las coordenadas del primer y segundo puntos de referencia en el primer y segundo sistema de coordenadas 3D.

La FIGURA 9 es un modelo de un primer segmento de objeto 910 acoplado al primer anillo 901 de un dispositivo 900 y un segundo segmento de objeto 920 acoplado al segundo anillo 902 del dispositivo 900. El modelo se basa en el sistema de coordenadas 3D combinado de 850 generado utilizando el método discutido anteriormente. En algunas realizaciones, el modelo de la FIGURA 8 permite la determinación de la orientación del primer segmento óseo 910 con respecto a la orientación del segundo segmento 920. En particular, el modelo permite determinar matemáticamente la orientación relativa del primer y segundo segmento óseo 910 y 920 basándose en diversas orientaciones del primer anillo 901 con respecto al segundo anillo 902.

Esta divulgación describió el uso de dos orientaciones de imágenes que son sustancialmente ortogonales entre sí u orientaciones no ortogonales. La elección entre estas dos realizaciones puede depender de una variedad de factores, incluidas las limitaciones del equipo y el interés o la falta de interés en obtener imágenes de ciertas orientaciones. Además, se pueden usar más de dos orientaciones de imagen de acuerdo con el alcance de esta divulgación. Al utilizar más de dos orientaciones de imágenes, se puede mejorar la precisión del modelo 3D de la estructura y el tejido.

Una vez creado un modelo 3D de la estructura y los segmentos de tejido, un médico o cirujano puede comprender

más fácilmente la naturaleza de la fractura y el grado de fijación, compresión o distracción (u otra fuerza) que se aplicará a los segmentos de tejido para lograr la resultado deseado. Se prevé que el modelo 3D de un fijador de anillo hexápodo pueda acoplarse con un controlador de marco automatizado de modo que los comandos deseados de fijación, compresión o distracción puedan implementarse automáticamente.

5

Como se analizó anteriormente, se puede generar un modelo 3D de un objeto a partir de radiografías del objeto. La FIGURA 10 es un diagrama esquemático de un sistema 1000 operable para generar digitalmente un modelo 3D de un objeto fotografiado (no mostrado) de acuerdo con los principios de la presente divulgación. El sistema 1000 puede incluir una estación de trabajo informática 1002 operable para recibir radiografías del objeto fotografiado, y la estación de trabajo informática 1002 puede incluir uno o más microprocesadores/controladores en comunicación con una variedad de dispositivos auxiliares. En una realización, el sistema 1000 puede incluir un generador de imágenes de rayos X 1004 en comunicación con la estación de trabajo informática 1002, y el generador de imágenes de rayos X 1004 puede usarse para recibir luz de rayos X desde una fuente de rayos X 1006 que pasa a través del objeto fotografiado. El generador de imágenes de rayos X 1004 puede ser operable para generar directamente una radiografía, o puede ser operable para transmitir datos de imagen a la estación de trabajo de ordenador 1002, que puede entonces generar la imagen de rayos X. En otra realización, el sistema 1000 puede incluir un escáner 1008 en comunicación con la estación de trabajo 1002, y el escáner 1008 puede ser utilizable para escanear una película de rayos X en una radiografía digitalizada. En algunas realizaciones, el sistema 1000 también puede incluir una pantalla 1010 en comunicación con la estación de trabajo 1002, y la pantalla 1010 puede ser una pantalla LCD, una pantalla CRT o cualquier otro dispositivo de visualización conocido en el arte. La estación de trabajo 1002 puede configurarse para mostrar la radiografía digitalizada a un usuario en la pantalla 1010, y el usuario puede ingresar una variedad de datos relacionados con la radiografía mostrada como en la presente divulgación, tales como la posición de marcadores o puntales, el valor predeterminado posición de los marcadores o puntales entre sí. En una realización ilustrativa, el sistema 1000 incluye uno o más dispositivos de entrada 1012, tales como un ratón, lápiz óptico y/o teclado, en comunicación con la estación de trabajo 1002, y el usuario puede ingresar datos usando el dispositivo de entrada 1012. Basándose en los datos de entrada del usuario y los datos de la imagen, el microprocesador o controlador de la estación de trabajo 1002 puede generar un modelo 3D del objeto fotografiado de acuerdo con la presente divulgación. En algunas realizaciones, el sistema 1000 puede incluir además un dispositivo de salida 1014, tal como una impresora, operable para proporcionar diversos datos de modelo, resultados de cálculo, imágenes o gráficos al usuario. El sistema 1000 puede incluir además un módulo de almacenamiento 1016 para almacenar diversos datos de modelo, resultados de cálculo, imágenes o gráficos para su uso posterior.

10

15

20

25

30

La FIGURA 11 es un diagrama esquemático de una aplicación del sistema ilustrado en la FIGURA 10. La presente realización genera digitalmente un modelo 3D de un objeto fotografiado de acuerdo con los principios de la presente divulgación. Un paciente puede estar sentado o acostado en una mesa 1101. En otras realizaciones, el paciente puede estar sentado en una silla en lugar de en la mesa 1101. La superficie de la mesa 1101 puede ser del mismo material que un generador de imágenes. Alternativamente, se puede colocar un generador de imágenes sobre la superficie de la mesa 1101 y debajo del paciente. Un área a examinar con rayos X y radiografías, una pierna en la presente realización, está rodeada por un fijador ortopédico 1109. La pierna rodeada por el fijador ortopédico 1109 se radiografía con un dispositivo de rayos X 1102 de acuerdo con los principios de la presente divulgación. La pierna rodeada por el fijador ortopédico 1109 puede ser radiografiada desde diferentes orientaciones con el dispositivo de rayos X 1102, que puede girar en las direcciones x, y y z.

35

40

Los datos de rayos X se transmiten a la máquina local 1107 del usuario mediante cables (no mostrados) o de forma inalámbrica a través de Internet o cualquier otra red adecuada. La máquina local del usuario 1107 es una computadora de escritorio normal en la presente realización, pero puede ser cualquier dispositivo informático como se ilustra como la estación de trabajo informática 1002 de la FIGURA 10. La máquina local del usuario 1107 puede estar equipada con un procesador y una memoria para recibir, procesar y almacenar los datos de rayos X. La máquina local del usuario 1107 puede estar conectada a una pantalla 1103 que muestra los datos de rayos X como imágenes. La máquina local 1107 del usuario puede estar conectada a un ratón 1104, un teclado (no mostrado) y un escáner/impresora 1108. El escáner/impresora 1108 se puede utilizar para escanear imágenes radiográficas o imprimir datos radiográficos transmitidos. Los datos de rayos X también pueden introducirse en la máquina local del usuario 1107 con un CD, una unidad de bus serie universal (USB) 1105 o cualquier otro dispositivo de almacenamiento tal como disquetes.

45

50

55

La posición tridimensional de la pierna y el fijador del paciente se determinará según los métodos descritos. Luego, el usuario puede procesar los datos radiográficos transmitidos y determinar los ajustes necesarios que se realizarán en el fijador ortopédico 1109. En base a estas determinaciones, el usuario puede usar una llave programable 1106 que está conectada a la máquina local 1107 del usuario para ajustar automáticamente el fijador ortopédico 1109 apretando o aflojando sus puntos de conexión. Alternativamente, el usuario, probablemente un médico o un miembro del personal médico, puede ajustar manualmente el fijador ortopédico 1109 basándose en los datos radiográficos transmitidos. Los expertos en la técnica reconocerán, o podrán determinar utilizando únicamente experimentación rutinaria, numerosos equivalentes a los procedimientos específicos descritos en la presente descripción. Se considera que dichos equivalentes están dentro del alcance de la presente invención según lo cubierto por las reivindicaciones.

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un método para crear un modelo 3D de una parte del cuerpo (201), estando acoplada la parte del cuerpo a un fijador ortopédico (210), comprendiendo el fijador ortopédico al menos cuatro marcadores (203) a distancias escalares predeterminadas a lo largo del fijador ortopédico, incluyendo el método:
- 5
- recibir una primera radiografía de la parte del cuerpo y el fijador ortopédico dispuesto entre una fuente de rayos X (202) y un generador de imágenes de rayos X (204) en una primera orientación (220), en donde la primera radiografía incluye una imagen:
- 10
- de la parte del cuerpo,
del fijador ortopédico, y
de al menos cuatro marcadores;
- 15
- recibir una segunda radiografía de la parte del cuerpo y el fijador ortopédico dispuesto entre la fuente de rayos X y el generador de imágenes de rayos X en una segunda orientación (230), en donde la segunda radiografía incluye una imagen:
- 20
- de la parte del cuerpo,
del fijador ortopédico, y
de al menos cuatro marcadores;
- 25
- determinar un primer conjunto de proyecciones de al menos cuatro marcadores en la primera radiografía;
determinar una primera posición 3D de la fuente de rayos X y una primera posición 3D del fijador ortopédico con respecto al generador de imágenes de rayos X en la primera orientación utilizando las distancias escalares predeterminadas entre los al menos cuatro marcadores y el primer conjunto de proyecciones de los al menos cuatro marcadores en la primera radiografía;
- 30
- determinar un segundo conjunto de proyecciones de al menos cuatro marcadores en la segunda radiografía;
determinar una segunda posición 3D de la fuente de rayos X y una segunda posición 3D del fijador ortopédico en relación con el generador de imágenes de rayos X en la segunda orientación utilizando las distancias a escala predeterminadas entre los al menos cuatro marcadores y el segundo conjunto de proyecciones de los al menos cuatro marcadores en la segunda radiografía;
- 35
- alinear la primera y segunda proyecciones 3D del fijador ortopédico en un marco de referencia 3D usando las posiciones 3D de al menos cuatro marcadores con respecto al generador de imágenes de rayos X en la primera y segunda orientaciones; y
crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basado en la primera y segunda proyecciones 3D del fijador ortopédico.
- 40
2. El método según la reivindicación 1, en el que el paso de alinear la primera y segunda proyecciones 3D del fijador ortopédico en un marco de referencia 3D determina un desplazamiento angular (α) entre la primera y segunda radiografías; y en el que el paso de crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D (1250) se basa en el desplazamiento angular (α) y comprende:
- 45
- identificar un primer contorno de la parte del cuerpo (1213) de la parte del cuerpo fotografiada en la primera radiografía;
identificar un segundo contorno de la parte del cuerpo (1215) de la parte del cuerpo fotografiada en la segunda radiografía;
- 50
- preparar una primera proyección 3D de la parte del cuerpo desde el primer contorno de la parte del cuerpo hasta la primera posición 3D de la fuente de rayos X;
preparar una segunda proyección 3D de la parte del cuerpo desde el segundo contorno de la parte del cuerpo hasta la segunda posición 3D de la fuente de rayos X;
crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basado en la primera y segunda proyecciones de la parte del cuerpo.
- 55
3. El método según la reivindicación 2, en el que la etapa de crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D comprende además:
- 60
- identificar un eje de inclinación (1236) en el marco de referencia 3D, donde el eje de inclinación pasa entre una primera posición 3D en el marco de referencia 3D que corresponde a la primera posición de la fuente de rayos X en la primera orientación y una segunda posición 3D en el marco de referencia 3D que corresponde a la segunda posición de la fuente de rayos X en la segunda orientación;
- 65
- identificar uno o más planos de intersección (1231, 1232, 1234) que pasan a través del eje de inclinación y a través de la primera y segunda proyecciones 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D;
para cada uno del uno o más planos de intersección, realizar los siguientes pasos, de a) a c):

- 5 a) identificar uno o más puntos de intersección (1238, 1240, 1242) entre la primera y segunda proyecciones 3D de parte del cuerpo y dicho plano de intersección en el marco de referencia 3D;
 b) preparar uno o más polígonos (1258) que conectan los puntos de intersección en dicho plano de intersección;
 c) preparar una o más curvas cerradas (1290) dentro de cada uno del uno o más polígonos, en donde la una o más curvas cerradas corresponden a una vista en sección transversal de la parte del cuerpo fotografiada en dicho plano de intersección; y

10 preparar una superficie en el marco de referencia 3D que conecta cada una de las curvas cerradas para formar un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada.

4. El método según la reivindicación 1, en el que los al menos cuatro marcadores comprenden una pluralidad de uniones en las que una pluralidad de puntales (205) están conectados a al menos un sujetador (206).
- 15 5. El método según la reivindicación 1, en el que al menos cuatro marcadores comprenden cinco marcadores (303), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (301) y el fijador ortopédico (310) están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_2) * (Z_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x - x_4) * (Y_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 - x_4) = 0 \\
 (x - x_4) * (Z_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 - x_4) = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I_01^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I_02^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I_03^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - I_04^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I_12^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I_13^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - I_14^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_23^2 = 0
 \end{cases}$$

45 satisfaciendo además una de las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_23^2 = 0, \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - I_24^2 = 0, \\
 (x_3 - x_4)^2 - (y_3 - y_4)^2 - (z_3 - z_4)^2 - I_34^2 = 0.
 \end{cases}$$

55 en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x₀,y₀,z₀) a (x₄,y₄,z₄) son las coordenadas de los cinco marcadores, (X₀,Y₀,Z₀) a (X₄, Y₄,Z₄) son las coordenadas del primer conjunto de proyecciones de los cinco marcadores en la primera radiografía, y I₀₁, I₀₂, I₀₃, I₀₄, I₁₂, I₁₃, I₁₄, I₂₃, I₂₄, I₃₄ son las distancias predeterminadas entre los cinco marcadores; y además en el que las segundas posiciones 3D de la fuente de rayos X y el fijador ortopédico están determinadas por las siguientes relaciones:

60

65

$$\begin{cases}
(x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
(x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
(x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
(x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
(x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
(x - x_2) * (Z_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
(x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
(x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
(x - x_4) * (Y_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 - x_4) = 0 \\
(x - x_4) * (Z_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 - x_4) = 0 \\
(x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I_{01}^2 = 0 \\
(x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I_{02}^2 = 0 \\
(x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I_{03}^2 = 0 \\
(x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - I_{04}^2 = 0 \\
(x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I_{12}^2 = 0 \\
(x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I_{13}^2 = 0 \\
(x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - I_{14}^2 = 0 \\
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_{23}^2 = 0
\end{cases}$$

satisfaciendo además una de las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_{23}^2 = 0, \\
(x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - I_{24}^2 = 0, \\
(x_3 - x_4)^2 - (y_3 - y_4)^2 - (z_3 - z_4)^2 - I_{34}^2 = 0.
\end{cases}$$

en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x₀,y₀,z₀) a (x₄,y₄,z₄) son las coordenadas de los cinco marcadores, (X₀,Y₀ , Z₀) a (X₄,Y₄,Z₄) son las coordenadas del segundo conjunto de proyecciones de los cinco marcadores en la segunda radiografía, y I₀₁, I₀₂, I₀₃, I₀₄, I₁₂, I₁₃, I₁₄, I₂₃, I₂₄, I₃₄ son las distancias predeterminadas entre los cinco marcadores.

6. El método según la reivindicación 1, en el que los al menos cuatro marcadores comprenden cuatro marcadores (303), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (301) y el fijador ortopédico (310) están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
(x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
(x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
(x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
(x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
(x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
(x - x_2) * (Z_1 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
(x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
(x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
(x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I_{01}^2 = 0 \\
(x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I_{02}^2 = 0 \\
(x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I_{03}^2 = 0 \\
(x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I_{12}^2 = 0 \\
(x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I_{13}^2 = 0 \\
(x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_{23}^2 = 0
\end{cases}$$

en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x3,y3,z3) son las coordenadas de los cuatro marcadores, (X0,Y0,Z0) a (X3, Y3,Z3) son las coordenadas del primer conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores en la primera radiografía, y I01, I02, I03, I04, I12, I13, I14, I23, I24, I34 son las distancias

5 predeterminadas entre los cuatro marcadores; y además en el que las segundas posiciones 3D de la fuente de rayos X y el fijador ortopédico están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x - x_0) * (Y_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_0) * (Z_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 - x_0) = 0 \\
 (x - x_1) * (Y_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_1) * (Z_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 - x_1) = 0 \\
 (x - x_2) * (Y_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_2) * (Z_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 - x_2) = 0 \\
 (x - x_3) * (Y_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x - x_3) * (Z_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 - x_3) = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I_{03}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I_{13}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_{23}^2 = 0
 \end{cases}$$

en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x3,y3,z3) son las coordenadas de los cuatro marcadores, (X0,Y0,Z0) a (X3,Y3,Z3) son las coordenadas del segundo conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores en la segunda radiografía, y I01, I02, I03, I04, I12, I13, I14, I23, I24, I34 son las distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores.

7. El método según la reivindicación 1, en el que los al menos cuatro marcadores comprenden cuatro marcadores (303), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (301) y el fijador ortopédico (310) están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I_{03}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I_{13}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_{23}^2 = 0
 \end{cases}$$

en el que (x0,y0,z0) a (x3,y3,z3) son las coordenadas de los cuatro marcadores y I01, I02, I03, I12, I13, I23 son las distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores; y además en el que las segundas posiciones 3D de la fuente de rayos X y el fijador ortopédico están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I_{03}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I_{13}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I_{23}^2 = 0
 \end{cases}$$

en el que (x0,y0,z0) a (x3,y3,z3) son las coordenadas de los cuatro marcadores y I01, I02, I03, I12, I13, I23 son las distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores.

$$\begin{array}{l}
 5 \\
 10 \\
 15 \\
 20 \\
 25 \\
 30 \\
 35 \\
 40 \\
 45
 \end{array}
 \left\{ \begin{array}{l}
 \begin{array}{l}
 x_0 - 'x \quad y_0 - 'y \quad z_0 - 'z \\
 'X_0 - 'x \quad 'Y_0 - 'y \quad 'Z_0 - 'z \\
 'X_1 - 'x \quad 'Y_1 - 'y \quad 'Z_1 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_1 - 'x \quad y_1 - 'y \quad z_1 - 'z \\
 'X_0 - 'x \quad 'Y_0 - 'y \quad 'Z_0 - 'z \\
 'X_1 - 'x \quad 'Y_1 - 'y \quad 'Z_1 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_1 - 'x \quad y_1 - 'y \quad z_1 - 'z \\
 'X_1 - 'x \quad 'Y_1 - 'x \quad 'Z_1 - 'z \\
 'X_2 - 'x \quad 'Y_2 - 'y \quad 'Z_2 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_2 - 'x \quad y_2 - 'y \quad z_2 - 'z \\
 'X_1 - 'x \quad 'Y_1 - 'x \quad 'Z_1 - 'z \\
 'X_2 - 'x \quad 'Y_2 - 'y \quad 'Z_2 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_2 - 'x \quad y_2 - 'y \quad z_2 - 'z \\
 'X_2 - 'x \quad 'Y_2 - 'x \quad 'Z_2 - 'z \\
 'X_3 - 'x \quad 'Y_3 - 'y \quad 'Z_3 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_3 - 'x \quad y_3 - 'y \quad z_3 - 'z \\
 'X_2 - 'x \quad 'Y_2 - 'x \quad 'Z_2 - 'z \\
 'X_3 - 'x \quad 'Y_3 - 'y \quad 'Z_3 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_3 - 'x \quad y_3 - 'y \quad z_3 - 'z \\
 'X_3 - 'x \quad 'Y_3 - 'x \quad 'Z_3 - 'z \\
 'X_0 - 'x \quad 'Y_0 - 'y \quad 'Z_0 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_0 - 'x \quad y_0 - 'y \quad z_0 - 'z \\
 'X_3 - 'x \quad 'Y_3 - 'x \quad 'Z_3 - 'z \\
 'X_0 - 'x \quad 'Y_0 - 'y \quad 'Z_0 - 'z
 \end{array} = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0
 \end{array} \right.$$

en el que ('x,'y,'z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x3,y3,z3) son las coordenadas de los cuatro marcadores, ('X0,'Y0,'Z0) a ('X3,'Y3,'Z3) son las coordenadas del segundo conjunto de proyecciones de los cuatro marcadores en la segunda radiografía, y l01, l02, l03, l12, l13, l23 son las distancias predeterminadas entre los cuatro marcadores.

9. El método para crear un modelo 3D de una parte del cuerpo (201), estando acoplada la parte del cuerpo a un fijador ortopédico (210), comprendiendo el fijador ortopédico al menos cuatro puntales (506) con longitudes predeterminadas que están conectadas cada una a al menos dos elementos fijación con dimensiones predeterminadas, incluyendo el método:

recibir una primera radiografía de la parte del cuerpo y el fijador ortopédico dispuesto entre una fuente de rayos X (202) y un generador de imágenes de rayos X (204) en una primera orientación (220), en el que la primera radiografía incluye una imagen:

de la parte del cuerpo,
 del fijador ortopédico, e
 de los al menos cuatro puntales con longitudes predeterminadas, cada uno de los cuales está conectado con los al menos dos miembros de fijación en dos puntos de conexión, en el que las distancias entre los dos puntos de conexión están predeterminadas;

recibir una segunda radiografía de la parte del cuerpo y el fijador ortopédico dispuesto entre la fuente de

rayos X y el generador de imágenes de rayos X en una segunda orientación (230), en el que la segunda radiografía incluye una imagen:

- 5 de la parte del cuerpo,
del fijador ortopédico, e
de los al menos cuatro puntales con longitudes predeterminadas, cada uno de los cuales está conectado con los al menos dos miembros de fijación en dos puntos de conexión, en el que las distancias entre los dos puntos de conexión están predeterminadas;
- 10 determinar un primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de al menos cuatro puntales en la primera radiografía;
determinar una primera posición 3D de la fuente de rayos X y una primera posición 3D del fijador ortopédico con respecto al generador de imágenes de rayos X utilizando las distancias a escala predeterminadas entre los puntos de conexión de los al menos cuatro puntales y el primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los al menos cuatro puntales en la primera radiografía;
- 15 determinar un segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de al menos cuatro puntales en la segunda radiografía;
determinar una segunda posición 3D de la fuente de rayos X y una segunda posición 3D del fijador ortopédico con respecto al generador de imágenes de rayos X utilizando las distancias a escala predeterminadas entre los puntos de conexión de los al menos cuatro puntales y el segundo conjunto de proyecciones del eje longitudinal de los al menos cuatro puntales en la segunda radiografía;
- 20 alinear la primera y segunda proyecciones 3D del fijador ortopédico en un marco de referencia 3D usando las posiciones 3D de al menos cuatro puntales con respecto al generador de imágenes de rayos X en la primera y segunda orientaciones; y
- 25 crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basado en la primera y segunda proyecciones 3D del fijador ortopédico.
10. El método según la reivindicación 9, en el que el paso de alinear la primera y segunda proyecciones 3D del fijador ortopédico en un marco de referencia 3D (1250) determina un desplazamiento angular (α) entre la primera y segunda radiografías; y en el que el paso de crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D se basa en el desplazamiento angular (α) y comprende:
- 30 identificar un primer contorno de la parte del cuerpo (1213) de la parte del cuerpo fotografiada en la primera radiografía;
- 35 identificar un segundo contorno de la parte del cuerpo (1215) de la parte del cuerpo fotografiada en la segunda radiografía;
- preparar una primera proyección 3D de la parte del cuerpo desde el primer contorno de la parte del cuerpo hasta la primera posición 3D de la fuente de rayos X;
- 40 preparar una segunda proyección 3D de la parte del cuerpo desde el segundo contorno de la parte del cuerpo hasta la segunda posición 3D de la fuente de rayos X;
- crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D basado en la primera y segunda proyecciones de la parte del cuerpo.
11. El método según la reivindicación 10, en el que la etapa de crear un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D comprende además:
- 45 identificar un eje de inclinación (1236) en el marco de referencia 3D, en el que el eje de inclinación pasa entre una primera posición 3D en el marco de referencia 3D que corresponde a la primera posición de la fuente de rayos X en la primera orientación y una segunda posición 3D en el marco de referencia 3D que corresponde a la segunda posición de la fuente de rayos X en la segunda orientación;
- 50 identificar uno o más planos de intersección (1231, 1232, 1234) que pasan a través del eje de inclinación y a través de la primera y segunda proyecciones 3D de la parte del cuerpo fotografiada en el marco de referencia 3D;
- 55 para cada uno del uno o más planos de intersección, realizar los siguientes pasos, de a) a c):
- a) identificar uno o más puntos de intersección (1238, 1240, 1242) entre la primera y segunda proyecciones 3D de la parte del cuerpo y dicho plano de intersección en el marco de referencia 3D;
- 60 b) preparar uno o más polígonos (1258) que conectan los puntos de intersección en dicho plano de intersección;
- c) preparar una o más curvas cerradas (1290) dentro de cada uno del uno o más polígonos, en donde la una o más curvas cerradas corresponden a una vista en sección transversal de la parte del cuerpo fotografiada en dicho plano de intersección; y
- 65 preparar una superficie en el marco de referencia 3D que conecta cada una de las curvas cerradas para formar un modelo 3D de la parte del cuerpo fotografiada.

12. El método según la reivindicación 9, en el que las al menos cuatro puntales comprenden cinco puntales (506), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (501) y el fijador ortopédico (510) están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{aligned}
 & (x - x_0) * (Y_0 + v_{01}y * s_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 + v_{01}x * s_0 - x_0) = 0 \\
 & (x - x_0) * (Z_0 + v_{01}z * s_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 + v_{01}x * s_0 - x_0) = 0 \\
 & (x - x_1) * (Y_1 + v_{01}y * s_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 + v_{01}x * s_1 - x_1) = 0 \\
 & (x - x_1) * (Z_1 + v_{01}z * s_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 + v_{01}x * s_1 - x_1) = 0 \\
 & (x - x_2) * (Y_2 + v_{23}y * s_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 + v_{23}x * s_2 - x_2) = 0 \\
 & (x - x_2) * (Z_2 + v_{23}z * s_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 + v_{23}x * s_2 - x_2) = 0 \\
 & (x - x_3) * (Y_3 + v_{23}y * s_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 + v_{23}x * s_3 - x_3) = 0 \\
 & (x - x_3) * (Z_3 + v_{23}z * s_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 + v_{23}x * s_3 - x_3) = 0 \\
 & (x - x_4) * (Y_4 + v_{45}y * s_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 + v_{45}x * s_4 - x_4) = 0 \\
 & (x - x_4) * (Z_4 + v_{45}z * s_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 + v_{45}x * s_4 - x_4) = 0 \\
 & (x - x_5) * (Y_5 + v_{45}y * s_5 - y_5) - (y - y_5) * (X_5 + v_{45}x * s_5 - x_5) = 0 \\
 & (x - x_5) * (Z_5 + v_{45}z * s_5 - z_5) - (z - z_5) * (X_5 + v_{45}x * s_5 - x_5) = 0 \\
 & (x - x_6) * (Y_6 + v_{67}y * s_6 - y_6) - (y - y_6) * (X_6 + v_{67}x * s_6 - x_6) = 0 \\
 & (x - x_6) * (Z_6 + v_{67}z * s_6 - z_6) - (z - z_6) * (X_6 + v_{67}x * s_6 - x_6) = 0 \\
 & (x - x_7) * (Y_7 + v_{67}y * s_7 - y_7) - (y - y_7) * (X_7 + v_{67}x * s_7 - x_7) = 0 \\
 & (x - x_7) * (Z_7 + v_{67}z * s_7 - z_7) - (z - z_7) * (X_7 + v_{67}x * s_7 - x_7) = 0 \\
 & (x - x_8) * (Y_8 + v_{89}y * s_8 - y_8) - (y - y_8) * (X_8 + v_{89}x * s_8 - x_8) = 0 \\
 & (x - x_8) * (Z_8 + v_{89}z * s_8 - z_8) - (z - z_8) * (X_8 + v_{89}x * s_8 - x_8) = 0 \\
 & (x - x_9) * (Y_9 + v_{89}y * s_9 - y_9) - (y - y_9) * (X_9 + v_{89}x * s_9 - x_9) = 0 \\
 & (x - x_9) * (Z_9 + v_{89}z * s_9 - z_9) - (z - z_9) * (X_9 + v_{89}x * s_9 - x_9) = 0 \\
 & (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_{05}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_{06}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_{07}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_8)^2 - (y_0 - y_8)^2 - (z_0 - z_8)^2 - l_{08}^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_9)^2 - (y_0 - y_9)^2 - (z_0 - z_9)^2 - l_{09}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_{15}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_{16}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_{17}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_8)^2 - (y_1 - y_8)^2 - (z_1 - z_8)^2 - l_{18}^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_9)^2 - (y_1 - y_9)^2 - (z_1 - z_9)^2 - l_{19}^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_{25}^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_{26}^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_{27}^2 = 0
 \end{aligned}$$

satisfiriendo además una de las siguientes relaciones:

65

$$\begin{cases} (x_2 - x_8)^2 - (y_2 - y_8)^2 - (z_2 - z_8)^2 - l_{28}^2 = 0 \\ (x_2 - x_9)^2 - (y_2 - y_9)^2 - (z_2 - z_9)^2 - l_{29}^2 = 0 \end{cases}$$

5 en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x9,y9,z9) son las coordenadas de los diez puntos de conexión de los puntales (503) a los miembros de fijación (502), (X0,Y0,Z0) a (X1,Y1,Z1),... (X8,Y8,Z8) a (X9,Y9,Z9) son las coordenadas del primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales en la primera radiografía, y l01, l02, l03, l04, l06, l07, l08, l09, l12, l13, l14, l15, l16, l17, l18, l19, l23, l24, l25, l26, l27, l28, l29 son las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los cinco puntales, si son relaciones desconocidas y v(i-1)x, v(i-1)y, v(i-1)z son vectores de las proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que v(i-1)x=Xi-X(i-1), v(i-1)y=Yi-Y(i-1), v0iz=Zi-Z(i-1); y además en el que las segundas posiciones 3D de la fuente de rayos X y el fijador ortopédico están determinadas por las siguientes relaciones:

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

$$\begin{aligned}
& (x - x_0) * (Y_0 + 'v01y * 's_0 - y_0) - (y - y_0) * (X_0 + 'v01x * 's_0 - x_0) = 0 \\
& (x - x_0) * (Z_0 + 'v01z * 's_0 - z_0) - (z - z_0) * (X_0 + 'v01x * 's_0 - x_0) = 0 \\
5 & (x - x_1) * (Y_1 + 'v01y * 's_1 - y_1) - (y - y_1) * (X_1 + 'v01x * 's_1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_1) * (Z_1 + 'v01z * 's_1 - z_1) - (z - z_1) * (X_1 + 'v01x * 's_1 - x_1) = 0 \\
& (x - x_2) * (Y_2 + 'v23y * 's_2 - y_2) - (y - y_2) * (X_2 + 'v23x * 's_2 - x_2) = 0 \\
& (x - x_2) * (Z_2 + 'v23z * 's_2 - z_2) - (z - z_2) * (X_2 + 'v23x * 's_2 - x_2) = 0 \\
10 & (x - x_3) * (Y_3 + 'v23y * 's_3 - y_3) - (y - y_3) * (X_3 + 'v23x * 's_3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_3) * (Z_3 + 'v23z * 's_3 - z_3) - (z - z_3) * (X_3 + 'v23x * 's_3 - x_3) = 0 \\
& (x - x_4) * (Y_4 + 'v45y * 's_4 - y_4) - (y - y_4) * (X_4 + 'v45x * 's_4 - x_4) = 0 \\
& (x - x_4) * (Z_4 + 'v45z * 's_4 - z_4) - (z - z_4) * (X_4 + 'v45x * 's_4 - x_4) = 0 \\
15 & (x - x_5) * (Y_5 + 'v45y * 's_5 - y_5) - (y - y_5) * (X_5 + 'v45x * 's_5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_5) * (Z_5 + 'v45z * 's_5 - z_5) - (z - z_5) * (X_5 + 'v45x * 's_5 - x_5) = 0 \\
& (x - x_6) * (Y_6 + 'v67y * 's_6 - y_6) - (y - y_6) * (X_6 + 'v67x * 's_6 - x_6) = 0 \\
& (x - x_6) * (Z_6 + 'v67z * 's_6 - z_6) - (z - z_6) * (X_6 + 'v67x * 's_6 - x_6) = 0 \\
20 & (x - x_7) * (Y_7 + 'v67y * 's_7 - y_7) - (y - y_7) * (X_7 + 'v67x * 's_7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_7) * (Z_7 + 'v67z * 's_7 - z_7) - (z - z_7) * (X_7 + 'v67x * 's_7 - x_7) = 0 \\
& (x - x_8) * (Y_8 + 'v89y * 's_8 - y_8) - (y - y_8) * (X_8 + 'v89x * 's_8 - x_8) = 0 \\
25 & (x - x_8) * (Z_8 + 'v89z * 's_8 - z_8) - (z - z_8) * (X_8 + 'v89x * 's_8 - x_8) = 0 \\
& (x - x_9) * (Y_9 + 'v89y * 's_9 - y_9) - (y - y_9) * (X_9 + 'v89x * 's_9 - x_9) = 0 \\
& (x - x_9) * (Z_9 + 'v89z * 's_9 - z_9) - (z - z_9) * (X_9 + 'v89x * 's_9 - x_9) = 0 \\
30 & (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l01^2 = 0 \\
& (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l02^2 = 0 \\
& (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l03^2 = 0 \\
& (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l04^2 = 0 \\
35 & (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l05^2 = 0 \\
& (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l06^2 = 0 \\
& (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l07^2 = 0 \\
& (x_0 - x_8)^2 - (y_0 - y_8)^2 - (z_0 - z_8)^2 - l08^2 = 0 \\
40 & (x_0 - x_9)^2 - (y_0 - y_9)^2 - (z_0 - z_9)^2 - l09^2 = 0 \\
& (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l12^2 = 0 \\
& (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l13^2 = 0 \\
45 & (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l14^2 = 0 \\
& (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l15^2 = 0 \\
& (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l16^2 = 0 \\
& (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l17^2 = 0 \\
50 & (x_1 - x_8)^2 - (y_1 - y_8)^2 - (z_1 - z_8)^2 - l18^2 = 0 \\
& (x_1 - x_9)^2 - (y_1 - y_9)^2 - (z_1 - z_9)^2 - l19^2 = 0 \\
& (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l23^2 = 0 \\
55 & (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l24^2 = 0 \\
& (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l25^2 = 0 \\
& (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l26^2 = 0 \\
& (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l27^2 = 0
\end{aligned}$$

60 satisfaciendo además una de las siguientes relaciones:

$$\begin{aligned}
& \{(x_2 - x_8)^2 - (y_2 - y_8)^2 - (z_2 - z_8)^2 - l28^2 = 0 \\
65 & \{(x_2 - x_9)^2 - (y_2 - y_9)^2 - (z_2 - z_9)^2 - l29^2 = 0
\end{aligned}$$

en el que ('x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x9,y9,z9) son las coordenadas de los diez puntos de conexión de los puntales a los miembros de fijación, ('X0,Y0,Z0) a ('X1,Y1,Z1),... ('X8,Y8,Z8) a ('X9,Y9,Z9) son las coordenadas del segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales en la segunda radiografía, y I01, I02, I03, I04, I06, I07, I08, I09, I12, I13, I14, I15, I16, I17, I18, I19, I23, I24, I25, I26, I27, I28, I29 son las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los puntales de los cinco puntales, si son relaciones desconocidas y 'v(i-1)ix, 'v(i-1)iy, 'v(i-1)iz son los vectores de las proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que 'v(i-1)ix = 'Xi-'X(i-1), 'v(i-1)iy = 'Yi-'Y(i-1), 'v0iz = 'Zi-'Z(i-1)).

13. El método según la reivindicación 9, en el que las al menos cuatro puntales comprenden cuatro puntales (506), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (501) y el fijador ortopédico (510) están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{aligned}
 & (x - x_0) * (Y'0 - y_0) - (y - y_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
 & (x - x_0) * (Z'0 - z_0) - (z - z_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
 & (x - x_1) * (Y'1 - y_1) - (y - y_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
 & (x - x_1) * (Z'1 - z_1) - (z - z_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
 & (x - x_2) * (Y'2 - y_2) - (y - y_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
 & (x - x_2) * (Z'1 - z_2) - (z - z_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
 & (x - x_3) * (Y'3 - y_3) - (y - y_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
 & (x - x_3) * (Z'3 - z_3) - (z - z_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
 & (x - x_4) * (Y'4 - y_4) - (y - y_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
 & (x - x_4) * (Z'4 - z_4) - (z - z_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
 & (x - x_5) * (Y'5 - y_5) - (y - y_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
 & (x - x_5) * (Z'5 - z_5) - (z - z_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
 & (x - x_6) * (Y'6 - y_6) - (y - y_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
 & (x - x_6) * (Z'6 - z_6) - (z - z_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
 & (x - x_7) * (Y'7 - y_7) - (y - y_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
 & (x - x_7) * (Z'7 - z_7) - (z - z_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
 & (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I01^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I02^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I03^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - I04^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - I05^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - I06^2 = 0 \\
 & (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - I07^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I12^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I13^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - I14^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - I15^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - I16^2 = 0 \\
 & (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - I17^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I23^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - I24^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - I25^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - I26^2 = 0 \\
 & (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - I27^2 = 0
 \end{aligned}$$

en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x7,y7,z7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales (503) a los miembros de fijación (502), (X0,Y0,Z0) a (X1,Y1,Z1),... (X6,Y6,Z6) a (X7,Y7,Z7) son las coordenadas de un primer conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales en la primera radiografía, ('X0,Y0,Z0) a ('X7,Y7,Z7) son las coordenadas de un primer conjunto de proyecciones de los ocho puntos de conexión de los puntales en la primera radiografía, y I01, I02, I03, I04, I06,

I07, I12, I13, I14, I15, I16, I17, I23, I24, I25, I26, I27 son las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los cuatro puntales, si son relaciones desconocidas y $v(i-1)ix$, $v(i-1)iy$, $v(i-1)iz$ son vectores de las proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que $v(i-1)ix=Xi-X(i-1)$, $v(i-1)iy=Yi-Y(i-1)$, $v(i-1)iz=Zi-Z(i-1)$; y además en el que

5

las segundas posiciones 3D de la fuente de rayos X y el fijador ortopédico están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x-x_0) * (Y'0 - y_0) - (y-y_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
 (x-x_0) * (Z'0 - z_0) - (z-z_0) * (X'0 - x_0) = 0 \\
 (x-x_1) * (Y'1 - y_1) - (y-y_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
 (x-x_1) * (Z'1 - z_1) - (z-z_1) * (X'1 - x_1) = 0 \\
 (x-x_2) * (Y'2 - y_2) - (y-y_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
 (x-x_2) * (Z'1 - z_2) - (z-z_2) * (X'2 - x_2) = 0 \\
 (x-x_3) * (Y'3 - y_3) - (y-y_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
 (x-x_3) * (Z'3 - z_3) - (z-z_3) * (X'3 - x_3) = 0 \\
 (x-x_4) * (Y'4 - y_4) - (y-y_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
 (x-x_4) * (Z'4 - z_4) - (z-z_4) * (X'4 - x_4) = 0 \\
 (x-x_5) * (Y'5 - y_5) - (y-y_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
 (x-x_5) * (Z'5 - z_5) - (z-z_5) * (X'5 - x_5) = 0 \\
 (x-x_6) * (Y'6 - y_6) - (y-y_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
 (x-x_6) * (Z'6 - z_6) - (z-z_6) * (X'6 - x_6) = 0 \\
 (x-x_7) * (Y'7 - y_7) - (y-y_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
 (x-x_7) * (Z'7 - z_7) - (z-z_7) * (X'7 - x_7) = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - I01^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - I02^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - I03^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - I04^2 = 0 \\
 (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - I05^2 = 0 \\
 (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - I06^2 = 0 \\
 (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - I07^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - I12^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - I13^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - I14^2 = 0 \\
 (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - I15^2 = 0 \\
 (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - I16^2 = 0 \\
 (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - I17^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - I23^2 = 0 \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - I24^2 = 0 \\
 (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - I25^2 = 0 \\
 (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - I26^2 = 0 \\
 (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - I27^2 = 0
 \end{cases}$$

55

en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x_0,y_0,z_0) a (x_7,y_7,z_7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales a los miembros de fijación, (X_0,Y_0,Z_0) a (X_1,Y_1,Z_1) ,... (X_6,Y_6,Z_6) a (X_7,Y_7,Z_7) son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales en la segunda radiografía, $(X'0,Y'0,Z'0)$ a $(X'7,Y'7,Z'7)$ son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los ocho puntos de conexión de los puntales en la segunda radiografía y I01, I02, I03, I04, I06, I07, I12, I13, I14, I15, I16, I17, I23, I24, I25, I26, I27 son las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los cuatro puntales, si son relaciones desconocidas y $v(i-1)ix$, $v(i-1)iy$, $v(i-1)iz$ son vectores de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales, en el que $v(i-1)ix=Xi-X(i-1)$, $v(i-1)iy=Yi-Y(i-1)$, $v(i-1)iz=Zi-Z(i-1)$.

60

65

14. El método según la reivindicación 9, en el que las al menos cuatro puntales comprenden cuatro puntales (506), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (501) y el fijador ortopédico (510) están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_{05}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_{06}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_{07}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_{15}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_{16}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_{17}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_{25}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_{26}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_{27}^2 = 0
 \end{cases}$$

en el que (x_0, y_0, z_0) a (x_7, y_7, z_7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales (503) a los miembros de fijación (502) y $l_{01}, l_{02}, l_{03}, l_{04}, l_{06}, l_{07}, l_{12}, l_{13}, l_{14}, l_{15}, l_{16}, l_{17}, l_{23}, l_{24}, l_{25}, l_{26}, l_{27}$ son las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los cuatro puntales; y además en el que las segundas posiciones 3D de la fuente de rayos X y el fijador ortopédico están determinadas por las siguientes relaciones:

$$\begin{cases}
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_{01}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_{02}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_{03}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_{04}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_{05}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_{06}^2 = 0 \\
 (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_{07}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_{12}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_{13}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_{14}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_{15}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_{16}^2 = 0 \\
 (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_{17}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_{23}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_{24}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_{25}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_{26}^2 = 0 \\
 (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_{27}^2 = 0
 \end{cases}$$

en el que (x_0, y_0, z_0) a (x_7, y_7, z_7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales a los miembros de fijación y $l_{01}, l_{02}, l_{03}, l_{04}, l_{06}, l_{07}, l_{12}, l_{13}, l_{14}, l_{15}, l_{16}, l_{17}, l_{23}, l_{24}, l_{25}, l_{26}, l_{27}$ son las

distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los cuatro puntales.

15. El método según la reivindicación 9, en el que los al menos cuatro puntales comprenden cuatro puntales (506), y además en el que las primeras posiciones 3D de la fuente de rayos X (501) y el fijador ortopédico (510) están determinadas por las siguientes relaciones:

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

$$\left. \begin{array}{l}
 \begin{array}{l}
 \left. \begin{array}{l}
 \begin{array}{l}
 x_0 - x \quad y_0 - y \quad z_0 - z \\
 X_0 - x \quad Y_0 - y \quad Z_0 - z \\
 X_1 - x \quad Y_1 - y \quad Z_1 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_1 - x \quad y_1 - y \quad z_1 - z \\
 X_0 - x \quad Y_0 - y \quad Z_0 - z \\
 X_1 - x \quad Y_1 - y \quad Z_1 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_2 - x \quad y_2 - y \quad z_2 - z \\
 X_2 - x \quad Y_2 - y \quad Z_2 - z \\
 X_3 - x \quad Y_3 - y \quad Z_3 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_3 - x \quad y_3 - y \quad z_3 - z \\
 X_2 - x \quad Y_2 - y \quad Z_2 - z \\
 X_3 - x \quad Y_3 - y \quad Z_3 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_4 - x \quad y_4 - y \quad z_4 - z \\
 X_4 - x \quad Y_4 - y \quad Z_4 - z \\
 X_5 - x \quad Y_5 - y \quad Z_5 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_5 - x \quad y_5 - y \quad z_5 - z \\
 X_4 - x \quad Y_4 - y \quad Z_4 - z \\
 X_5 - x \quad Y_5 - y \quad Z_5 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_6 - x \quad y_6 - y \quad z_6 - z \\
 X_6 - x \quad Y_6 - y \quad Z_6 - z \\
 X_7 - x \quad Y_7 - y \quad Z_7 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 \begin{array}{l}
 x_7 - x \quad y_7 - y \quad z_7 - z \\
 X_6 - x \quad Y_6 - y \quad Z_6 - z \\
 X_7 - x \quad Y_7 - y \quad Z_7 - z
 \end{array} \right\} = 0 \\
 (x_0 - x_1)^2 - (y_0 - y_1)^2 - (z_0 - z_1)^2 - l_01^2 = 0 \\
 (x_0 - x_2)^2 - (y_0 - y_2)^2 - (z_0 - z_2)^2 - l_02^2 = 0 \\
 (x_0 - x_3)^2 - (y_0 - y_3)^2 - (z_0 - z_3)^2 - l_03^2 = 0 \\
 (x_0 - x_4)^2 - (y_0 - y_4)^2 - (z_0 - z_4)^2 - l_04^2 = 0 \\
 (x_0 - x_5)^2 - (y_0 - y_5)^2 - (z_0 - z_5)^2 - l_05^2 = 0 \\
 (x_0 - x_6)^2 - (y_0 - y_6)^2 - (z_0 - z_6)^2 - l_06^2 = 0 \\
 (x_0 - x_7)^2 - (y_0 - y_7)^2 - (z_0 - z_7)^2 - l_07^2 = 0 \\
 (x_1 - x_2)^2 - (y_1 - y_2)^2 - (z_1 - z_2)^2 - l_12^2 = 0 \\
 (x_1 - x_3)^2 - (y_1 - y_3)^2 - (z_1 - z_3)^2 - l_13^2 = 0 \\
 (x_1 - x_4)^2 - (y_1 - y_4)^2 - (z_1 - z_4)^2 - l_14^2 = 0 \\
 (x_1 - x_5)^2 - (y_1 - y_5)^2 - (z_1 - z_5)^2 - l_15^2 = 0 \\
 (x_1 - x_6)^2 - (y_1 - y_6)^2 - (z_1 - z_6)^2 - l_16^2 = 0 \\
 (x_1 - x_7)^2 - (y_1 - y_7)^2 - (z_1 - z_7)^2 - l_17^2 = 0 \\
 (x_2 - x_3)^2 - (y_2 - y_3)^2 - (z_2 - z_3)^2 - l_23^2 = 0 \\
 (x_2 - x_4)^2 - (y_2 - y_4)^2 - (z_2 - z_4)^2 - l_24^2 = 0 \\
 (x_2 - x_5)^2 - (y_2 - y_5)^2 - (z_2 - z_5)^2 - l_25^2 = 0 \\
 (x_2 - x_6)^2 - (y_2 - y_6)^2 - (z_2 - z_6)^2 - l_26^2 = 0 \\
 (x_2 - x_7)^2 - (y_2 - y_7)^2 - (z_2 - z_7)^2 - l_27^2 = 0
 \end{array} \right\}
 \end{array}$$

65

en el que (x,y,z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x7,y7,z7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales (503) a los miembros de fijación (502), (X0,Y0,Z0) a (X1,Y1,Z1),... (X6,Y6,Z6) a (X7,Y7,Z7) son las coordenadas de un primer conjunto de proyecciones de los

en el que ('x,'y,'z) son las coordenadas de la fuente de rayos X, (x0,y0,z0) a (x7,y7,z7) son las coordenadas de los ocho puntos de conexión de los puntales a los miembros de fijación, ('X0,'Y0,'Z0) a ('X1,'Y1,'Z1),... ('X6,'Y6,'Z6) a ('X7,'Y7,'Z7) son las coordenadas de un segundo conjunto de proyecciones de los ejes longitudinales de los puntales en la segunda radiografía, y I01, I02, I03, I04, I06, I07, I12, I13, I14, I15, I16, I17, I23, I24, I25, I26, I27 son las distancias predeterminadas entre los puntos de conexión de los cuatro puntales.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

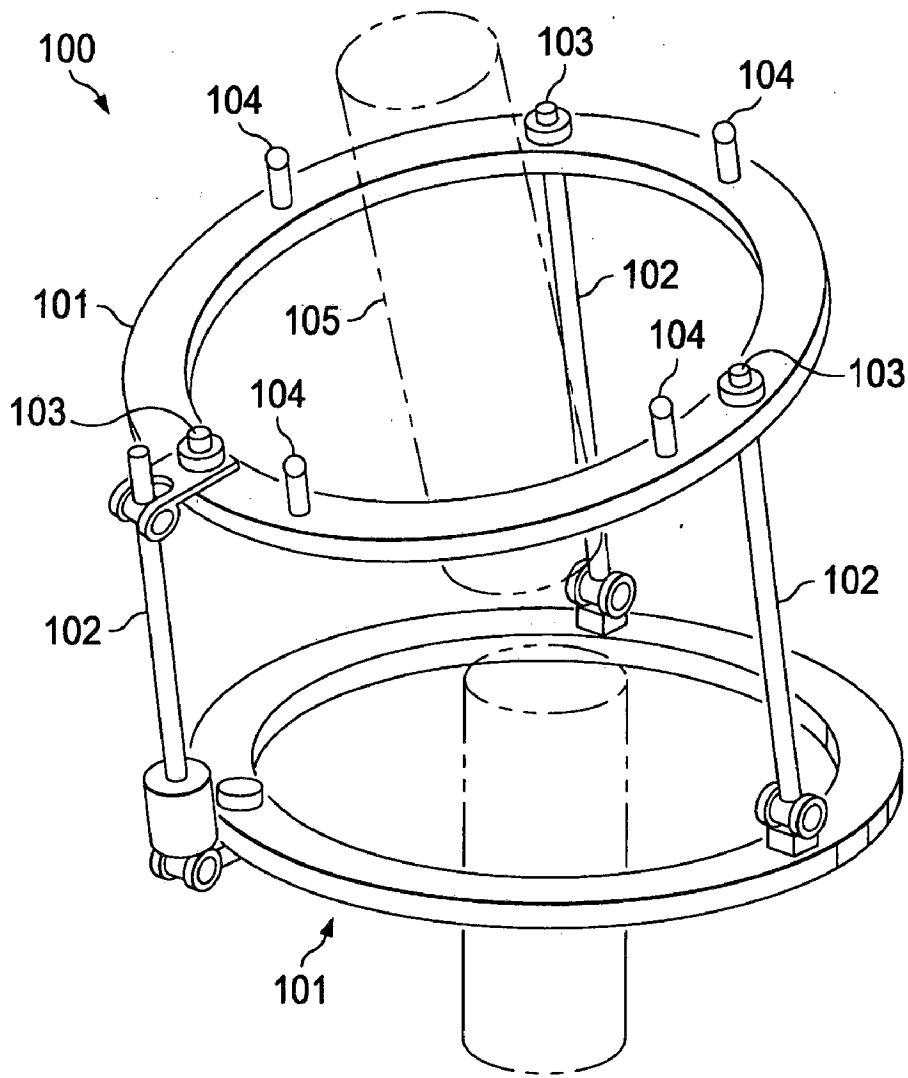


FIGURA 1A

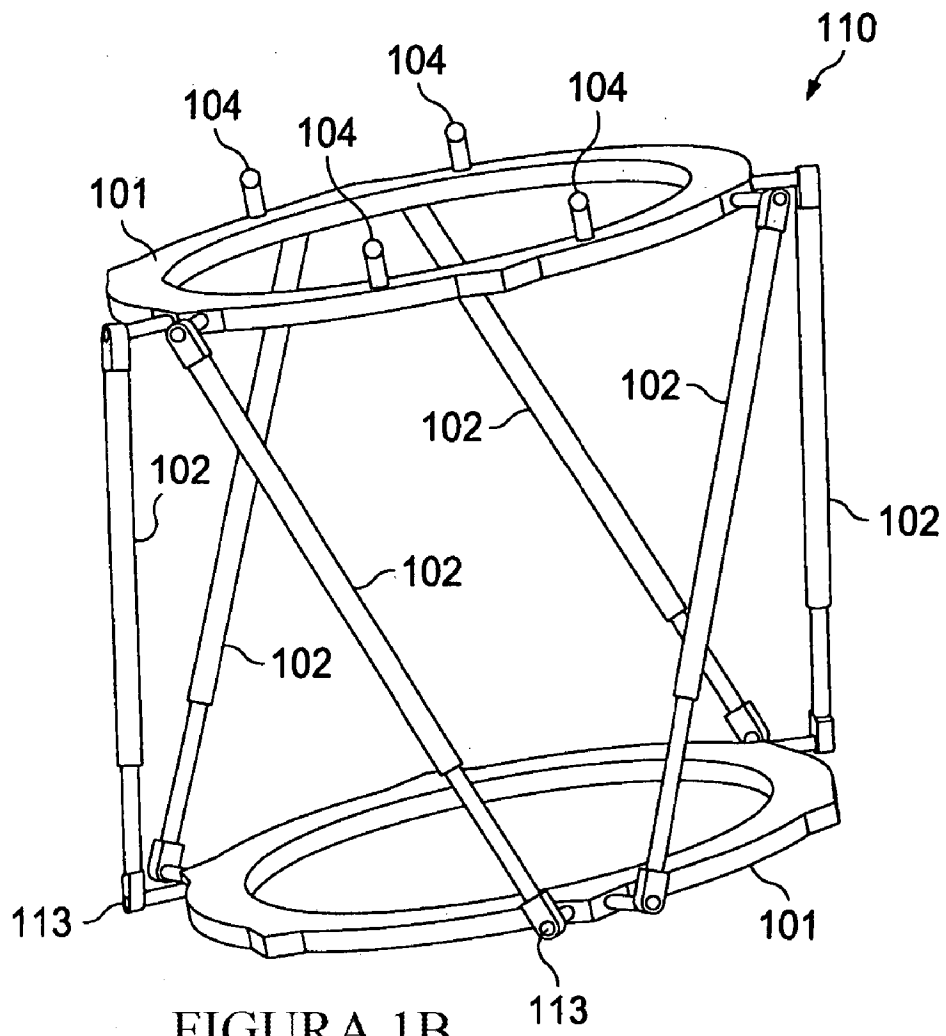


FIGURA 1B

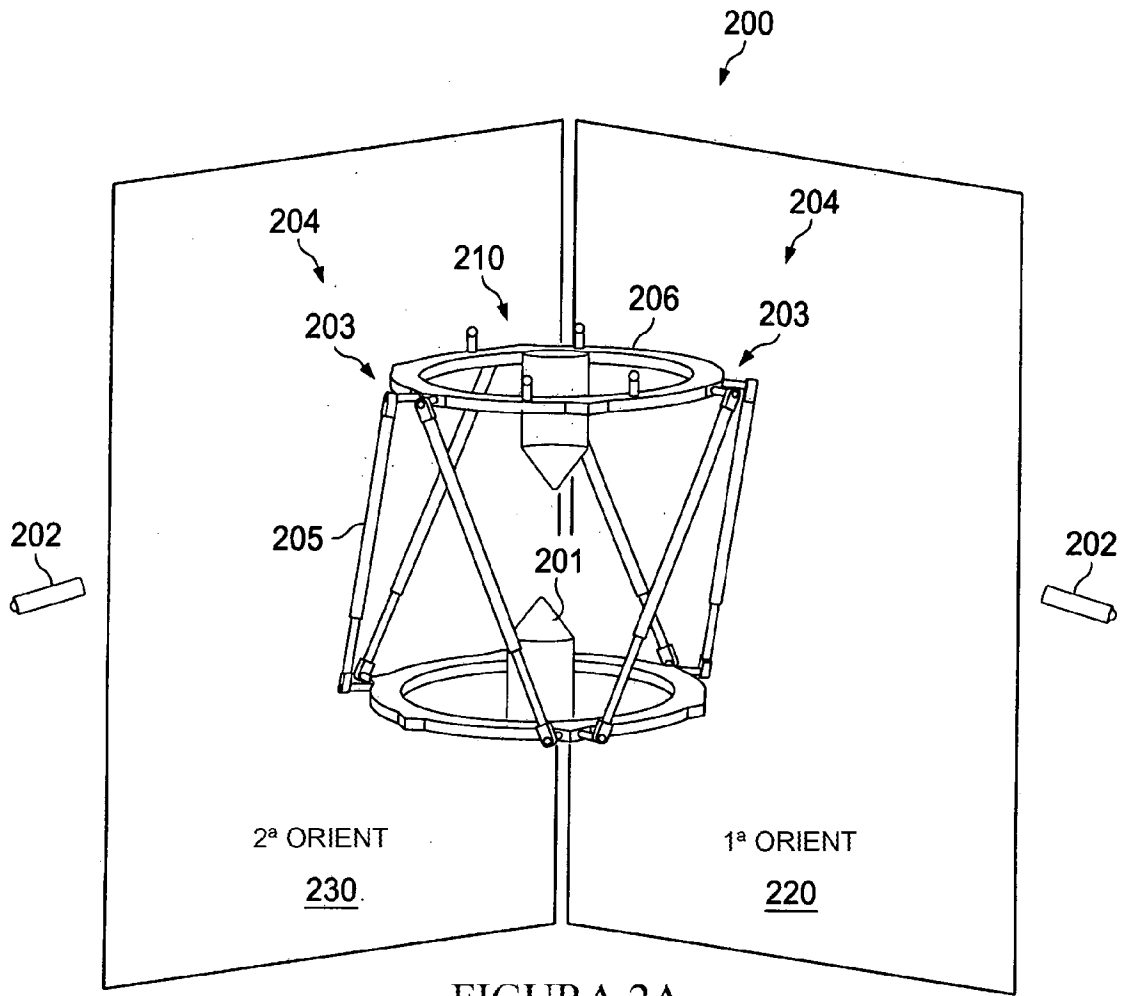
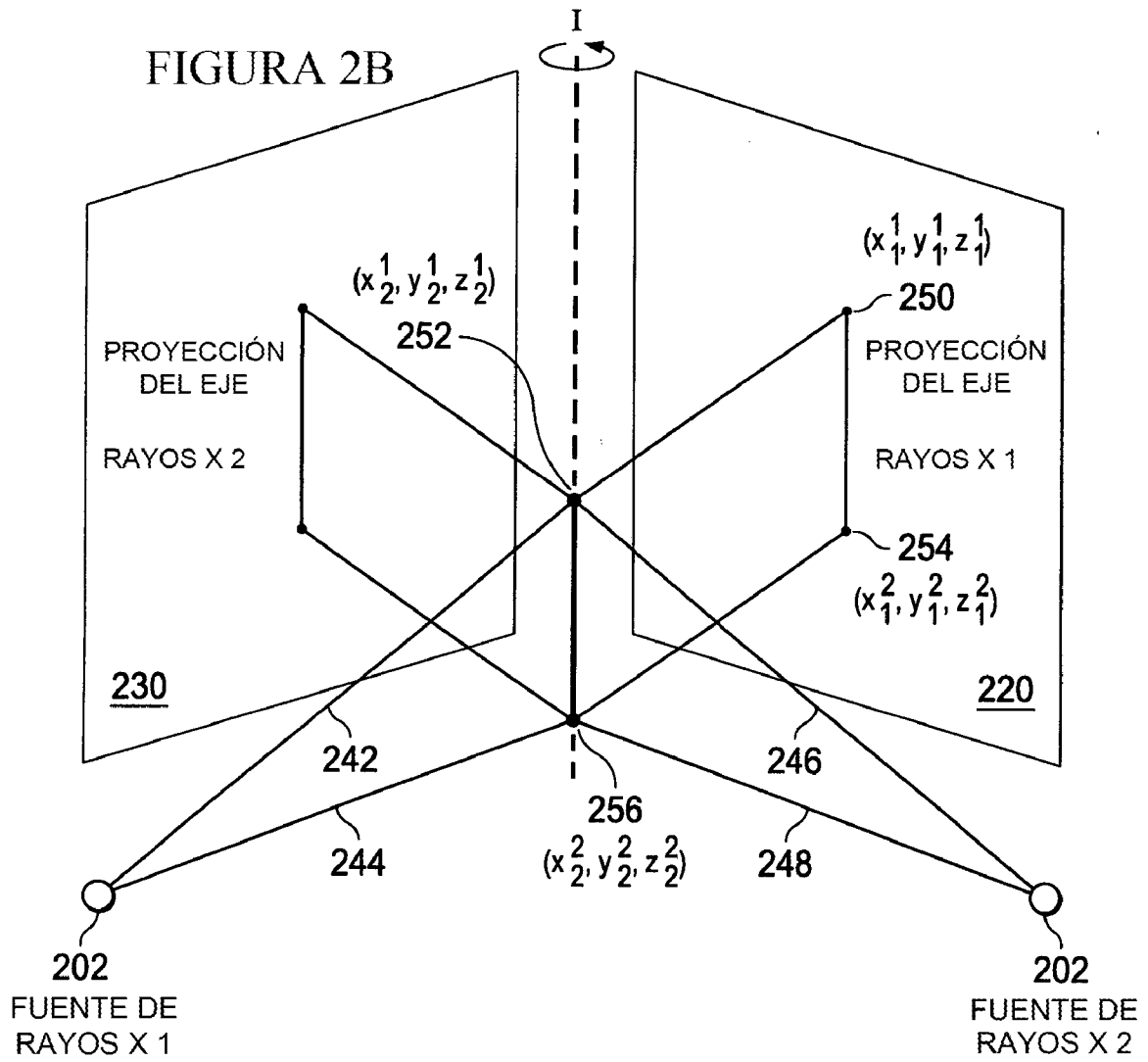
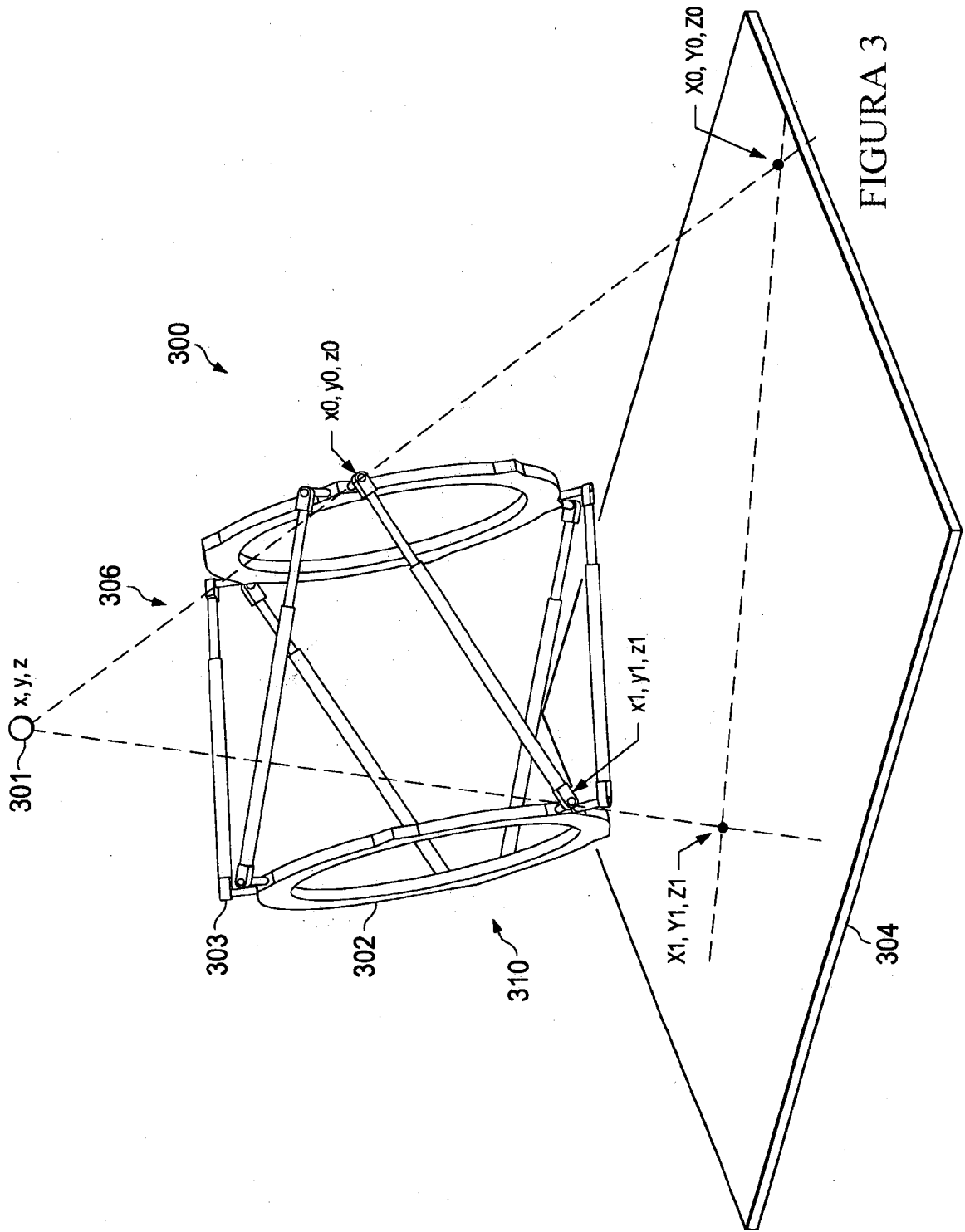


FIGURE 2A

FIGURA 2B





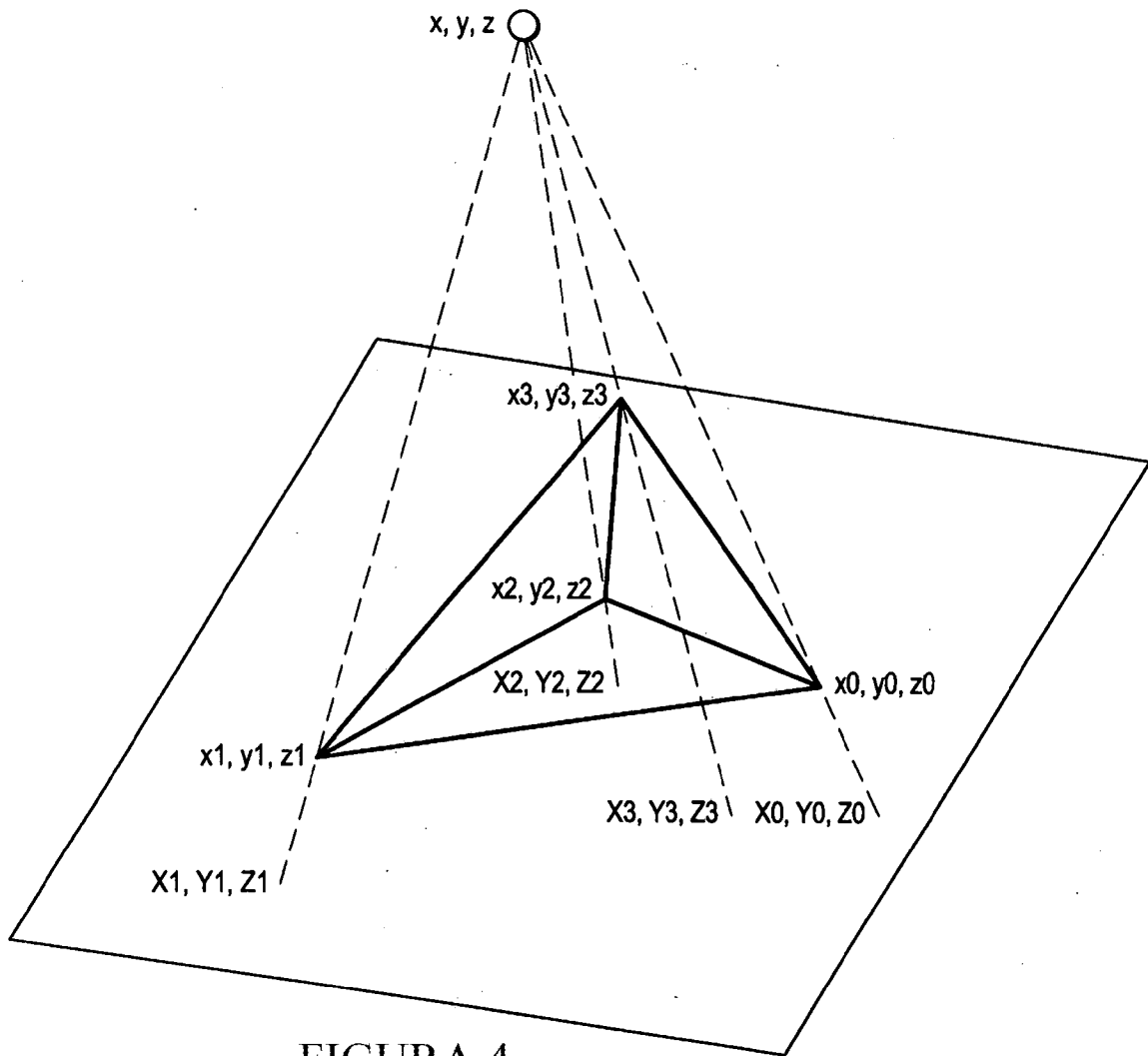


FIGURA 4

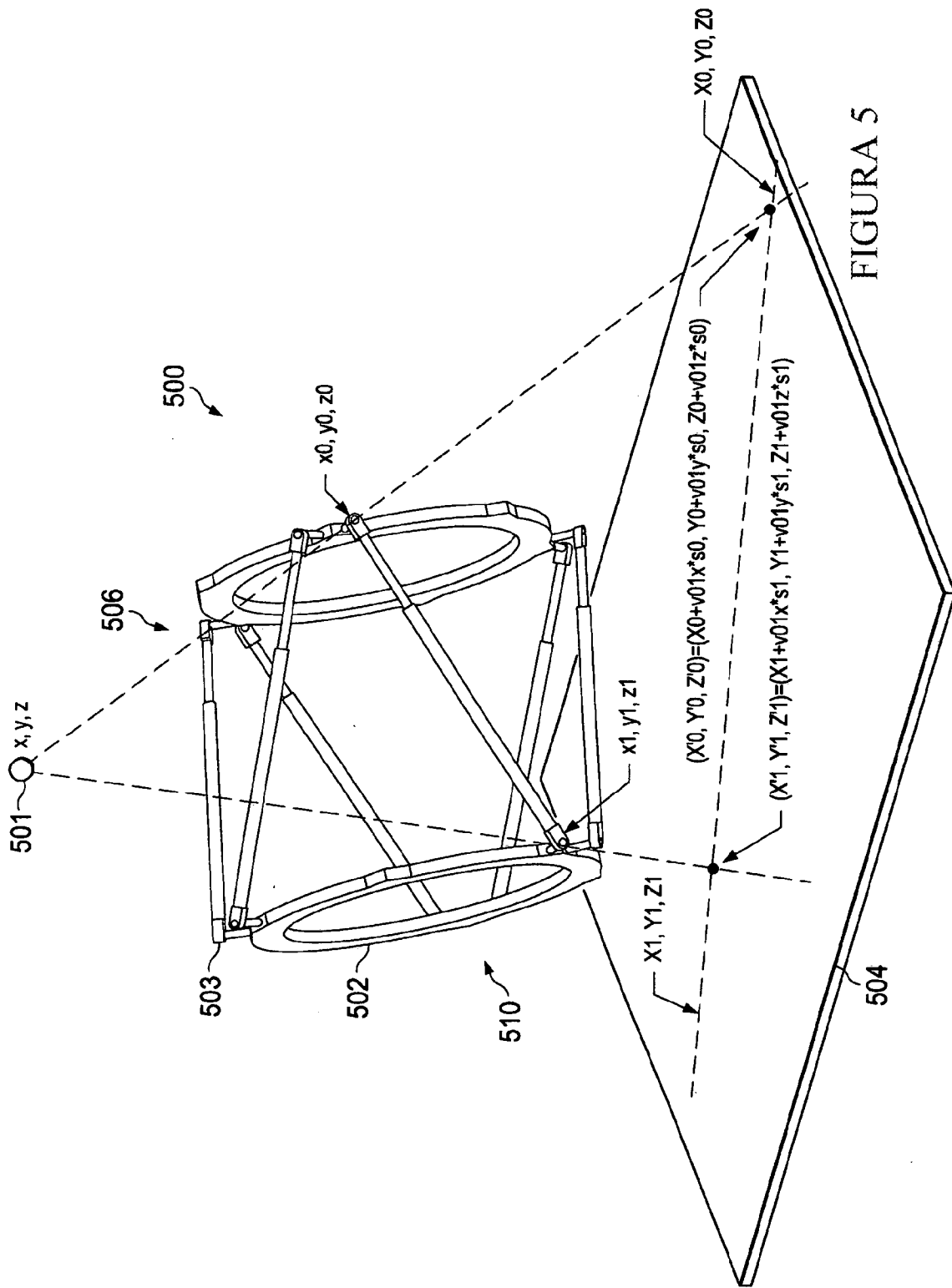


FIGURA 5

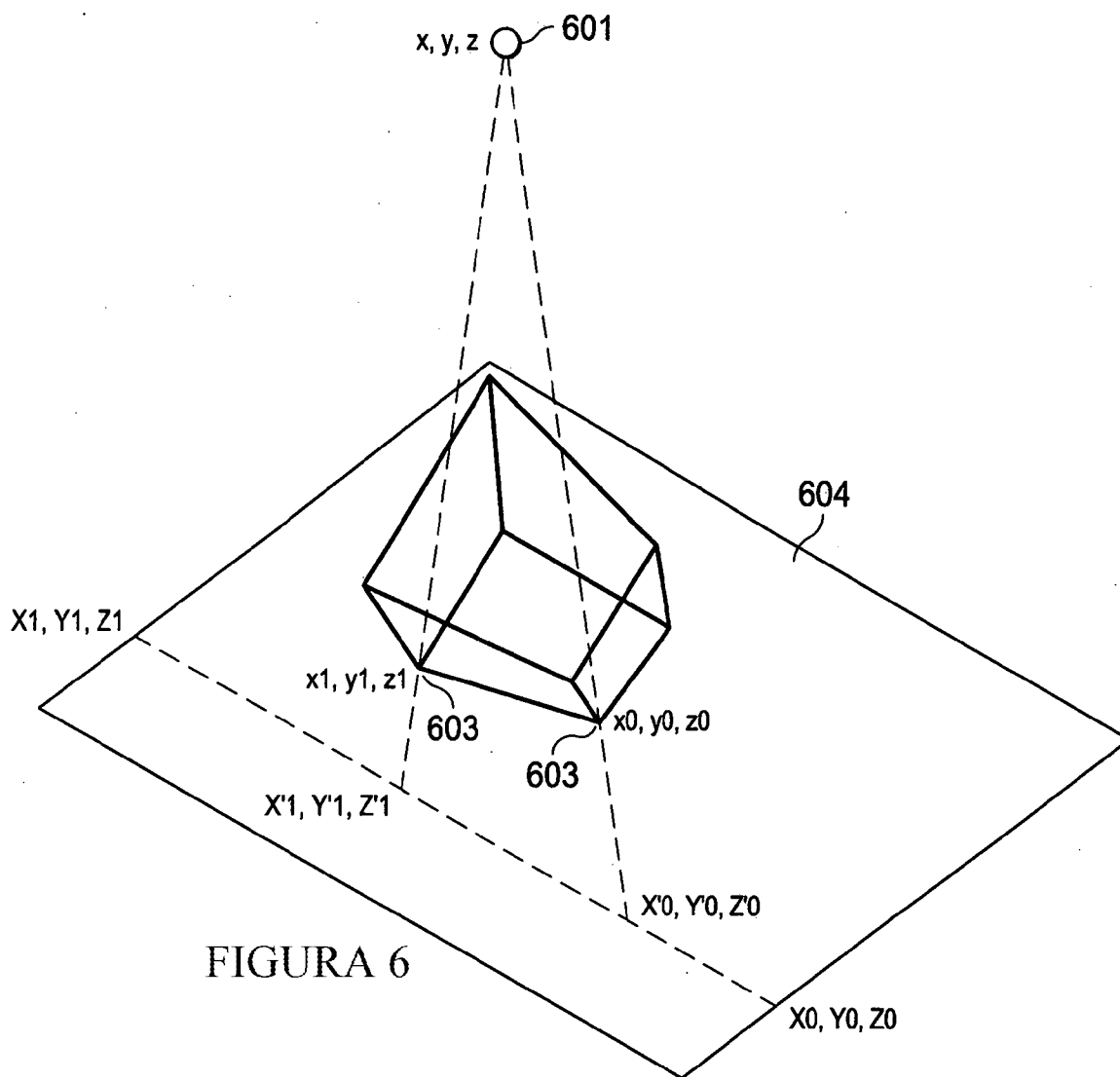


FIGURA 6

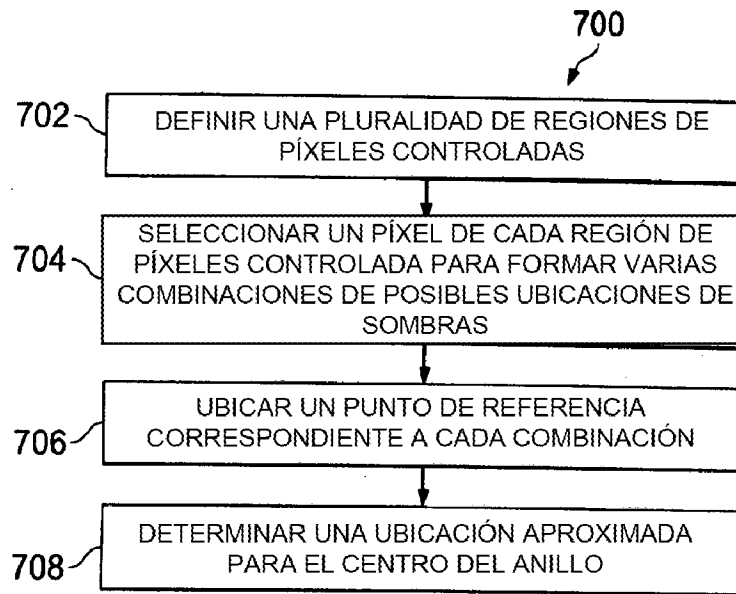
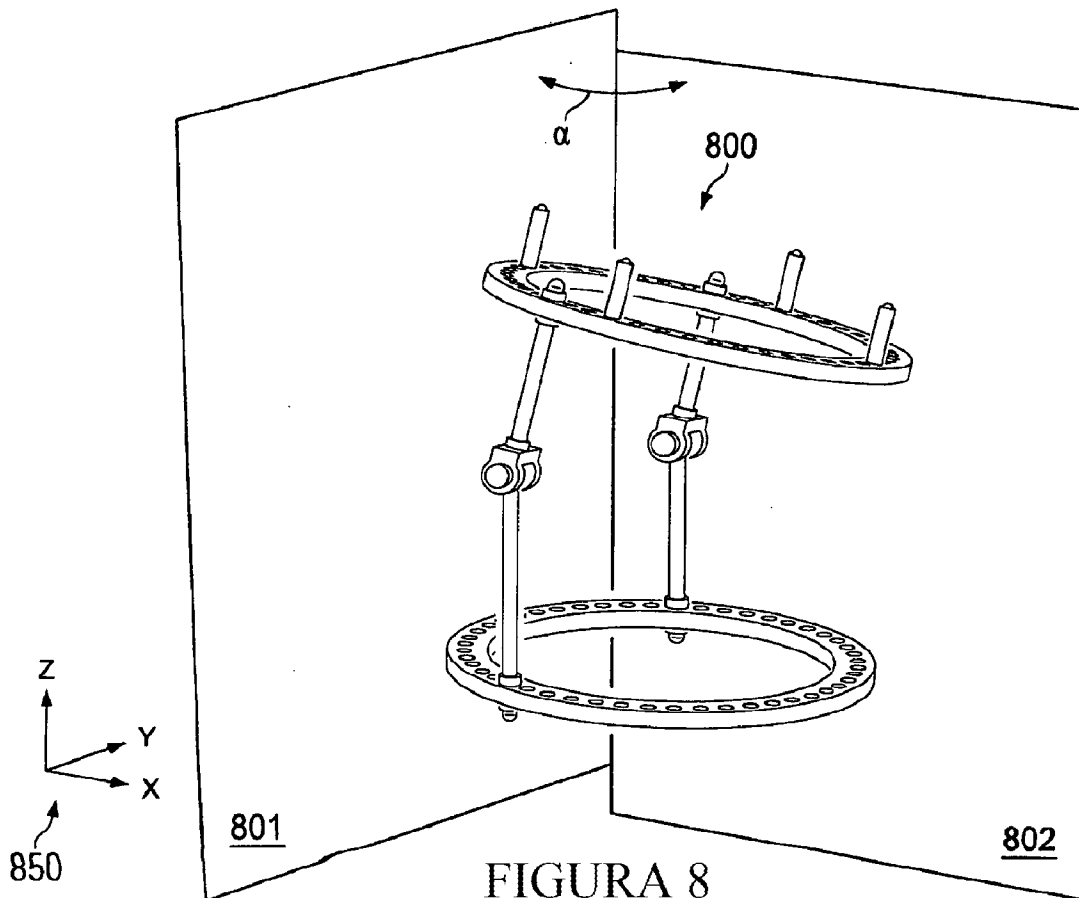


FIGURA 7



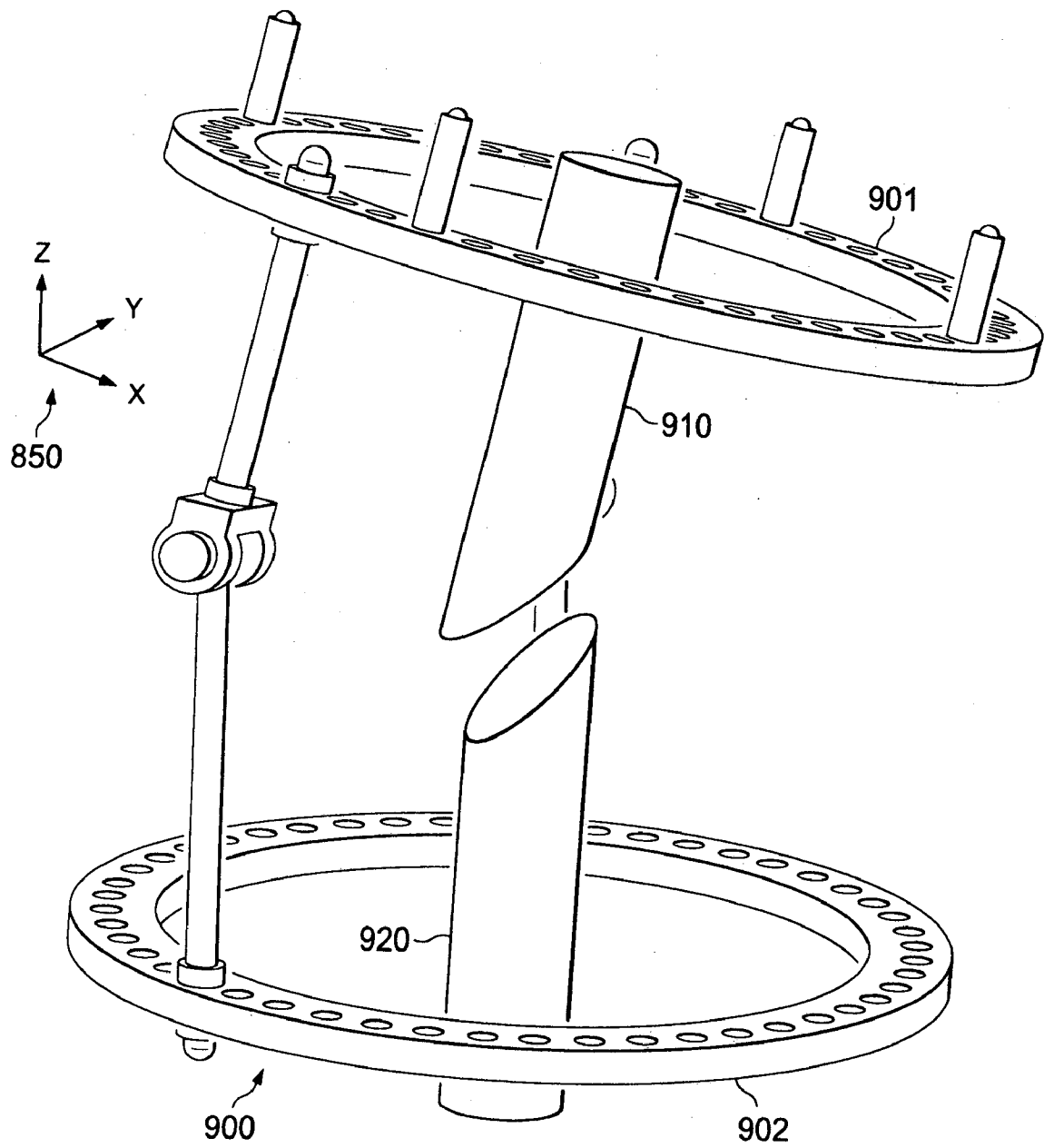


FIGURA 9

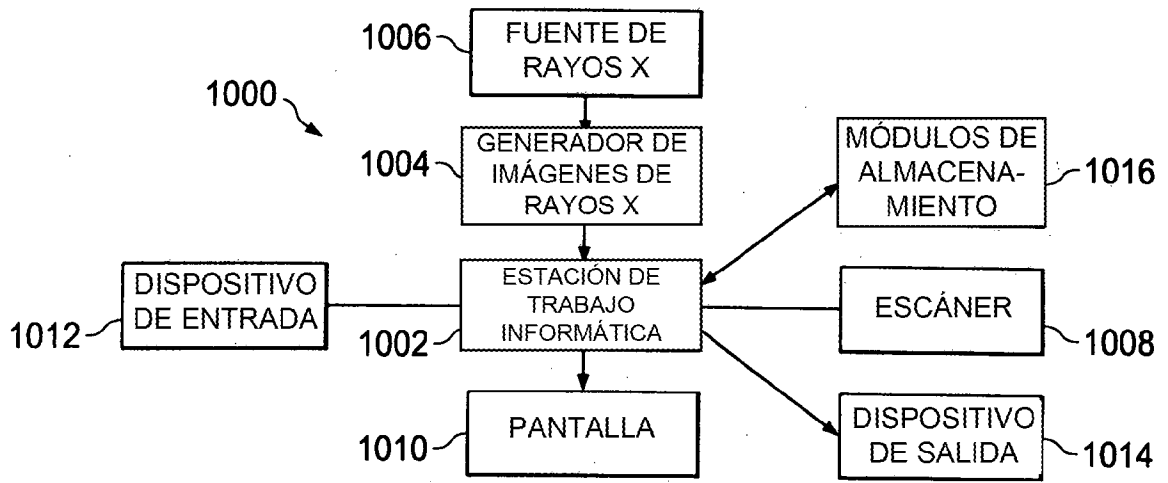


FIGURA 10

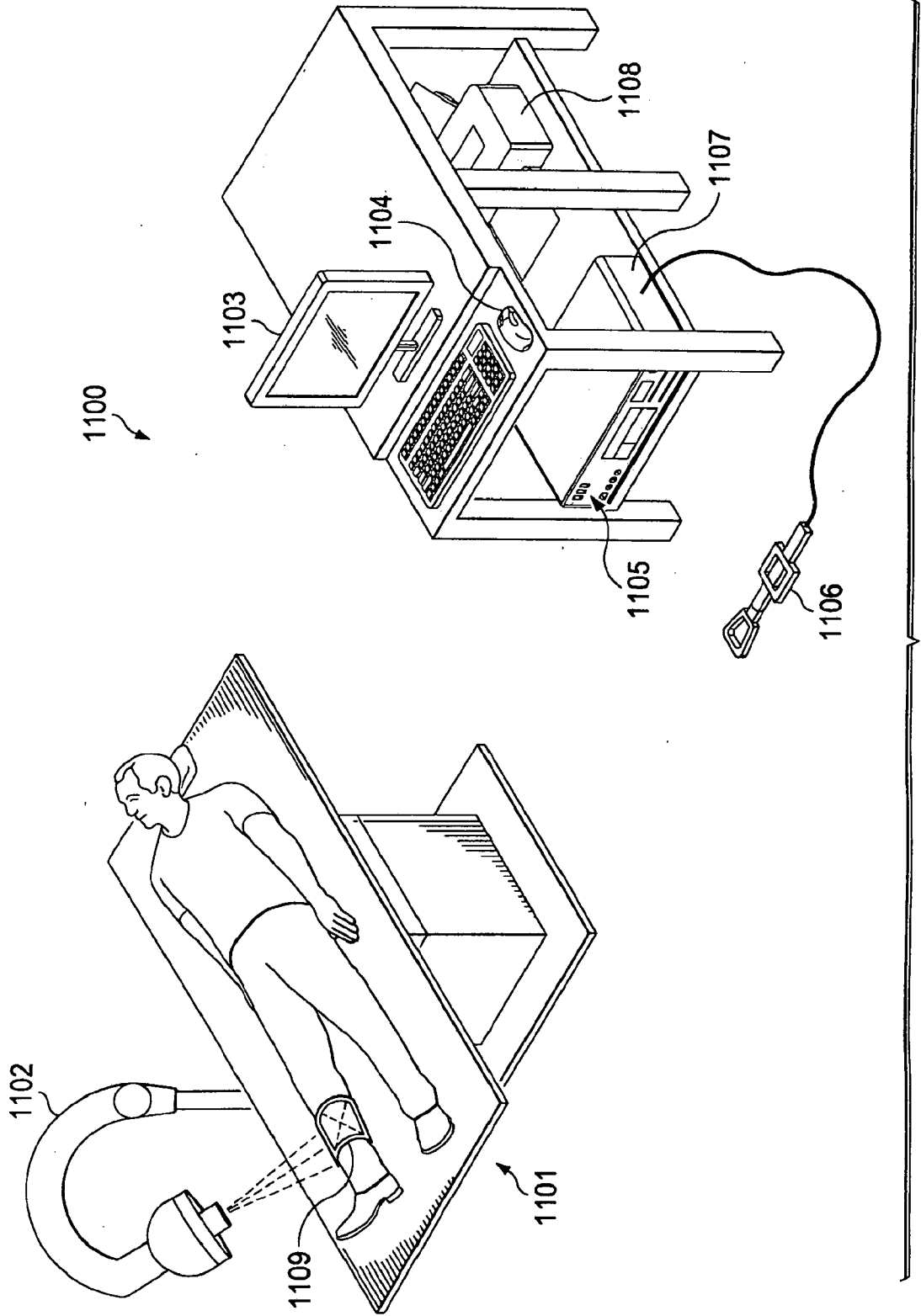


FIGURA 11

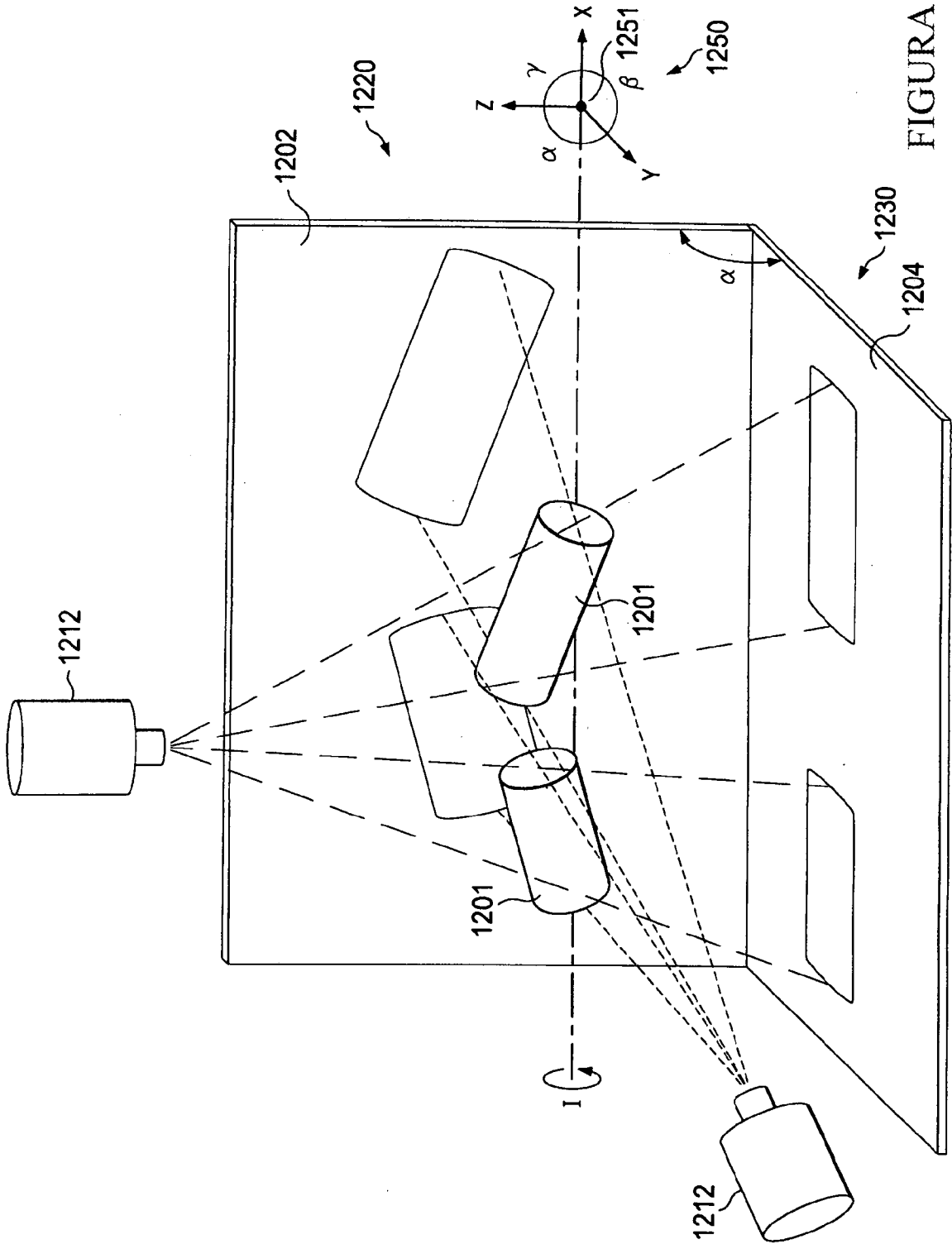
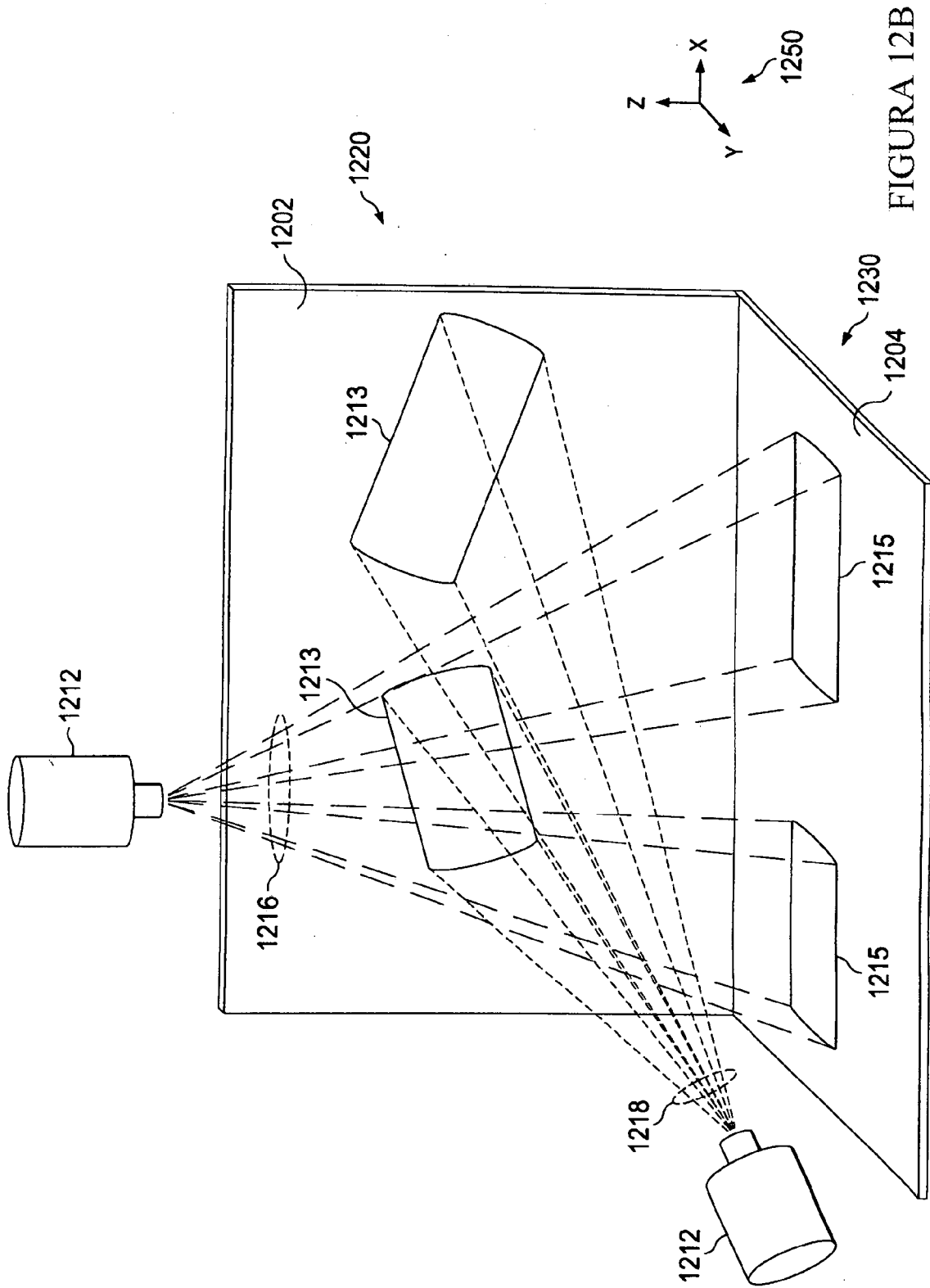


FIGURA 12A



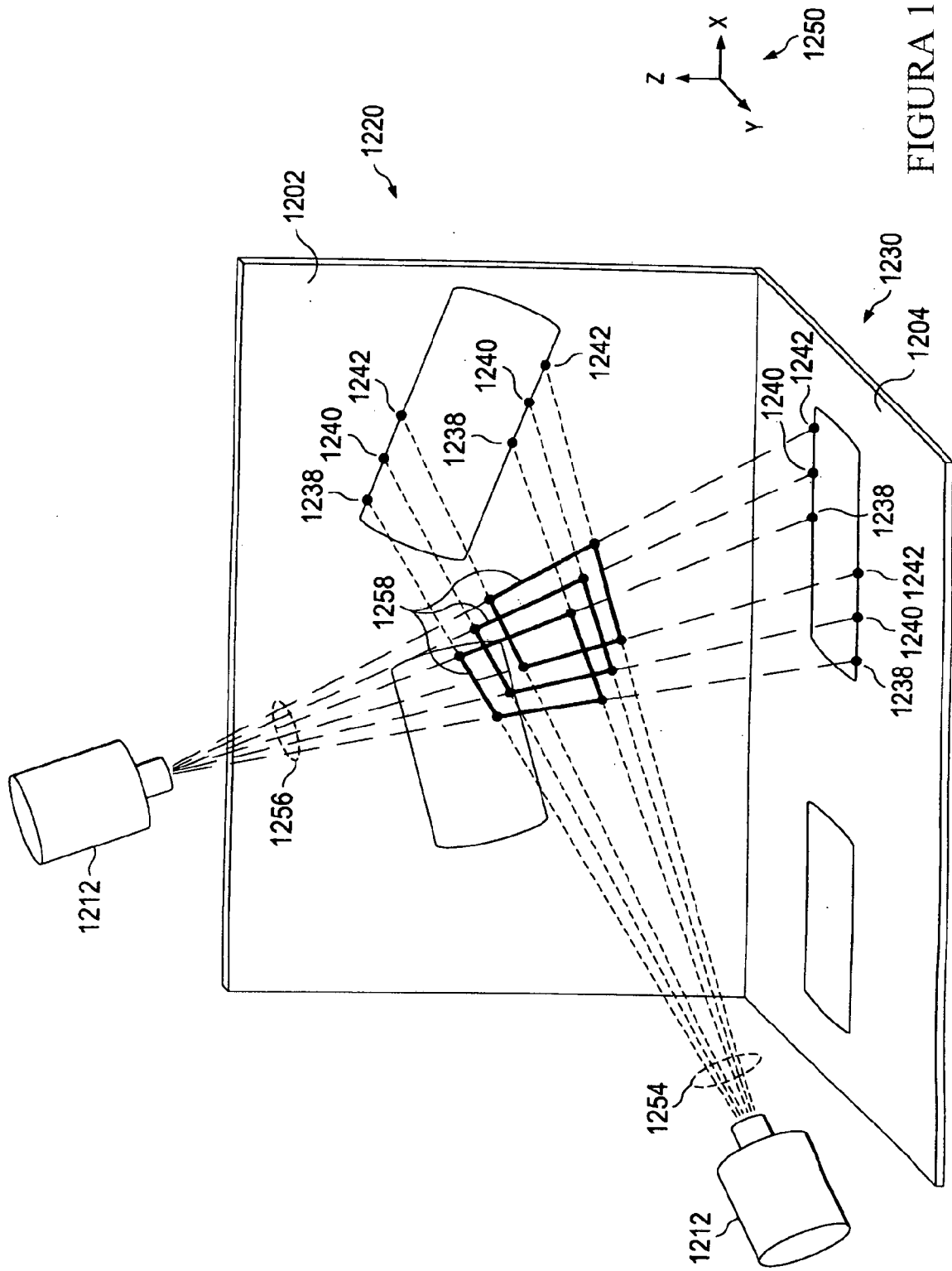
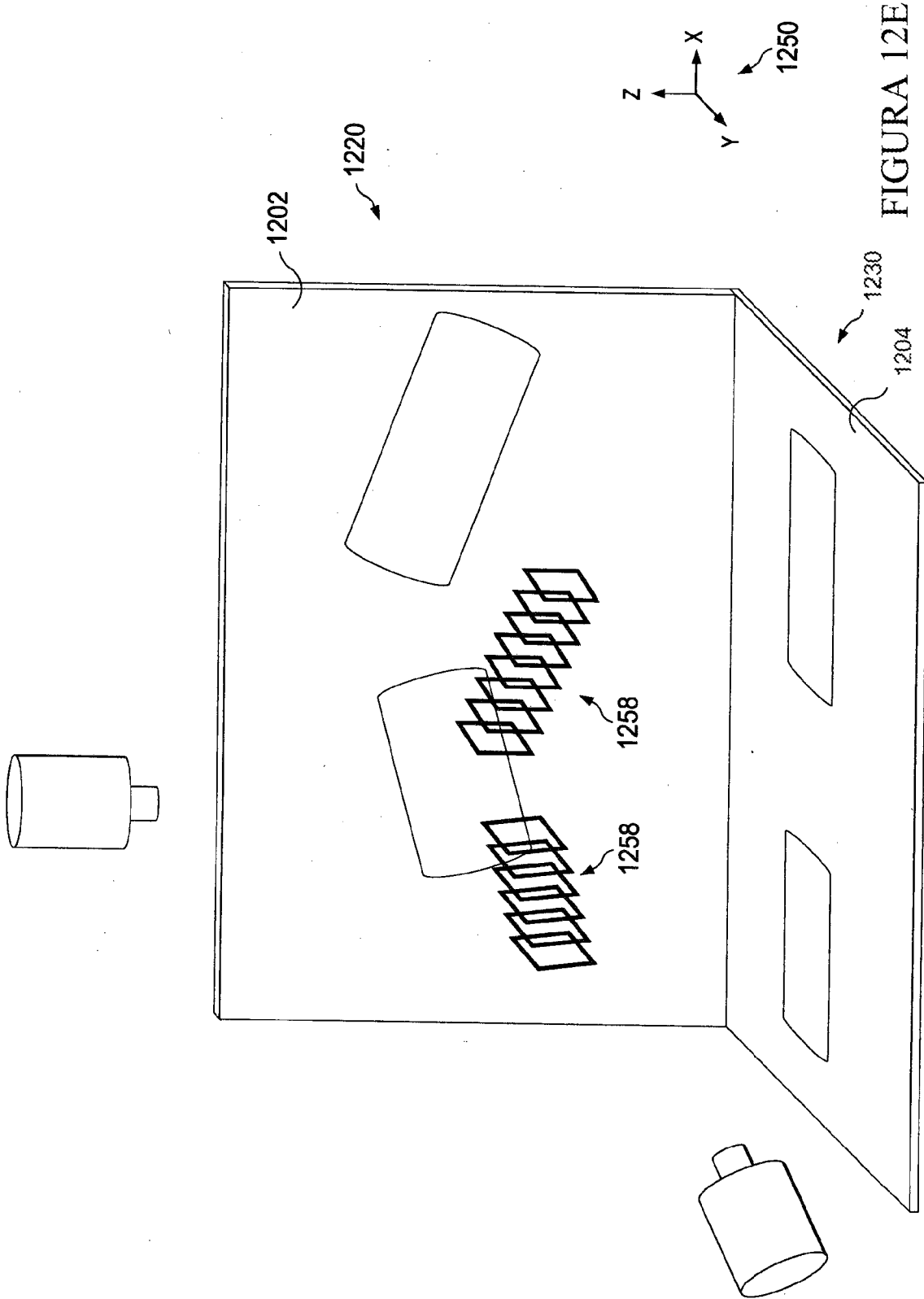


FIGURA 12D



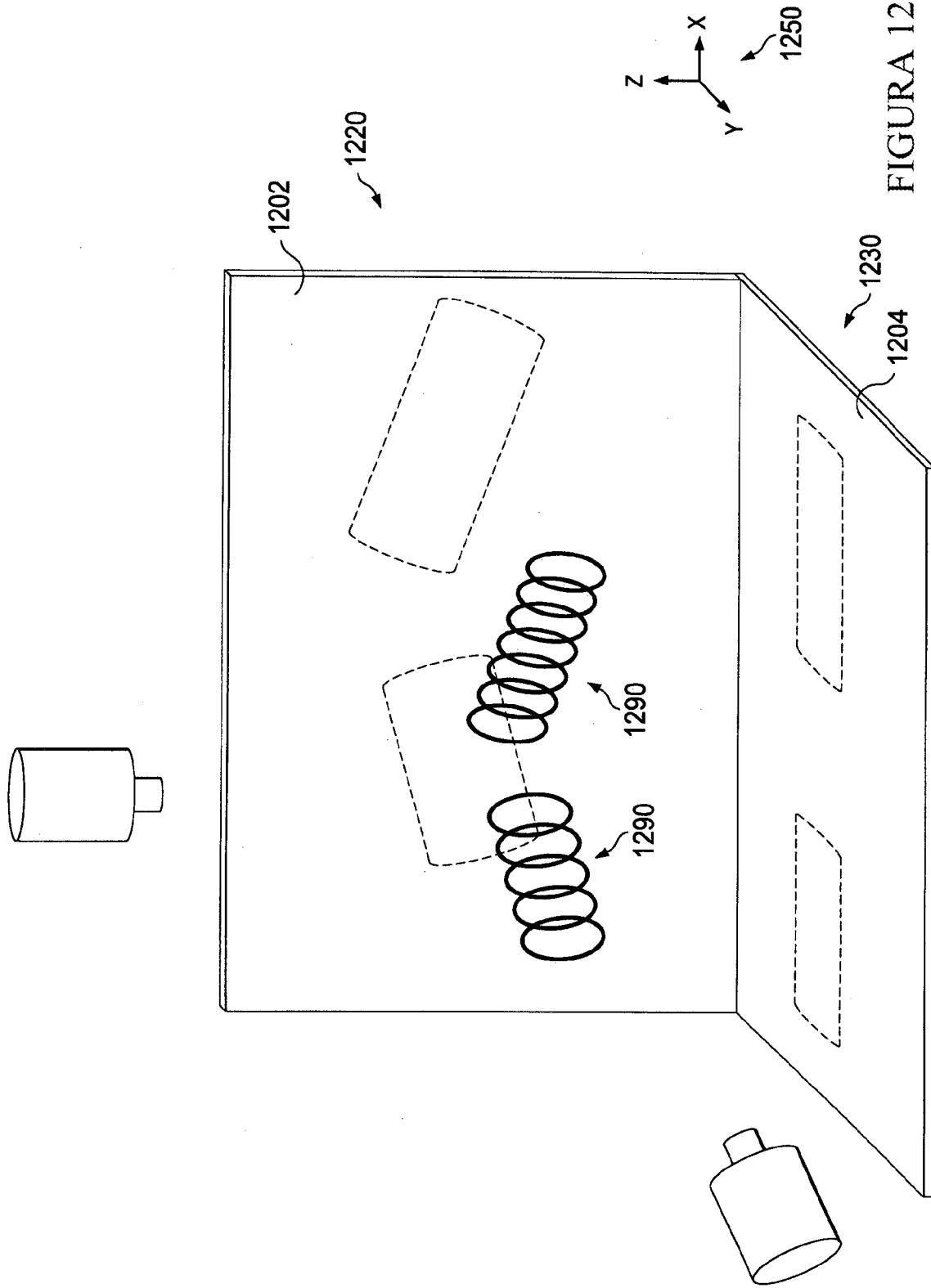
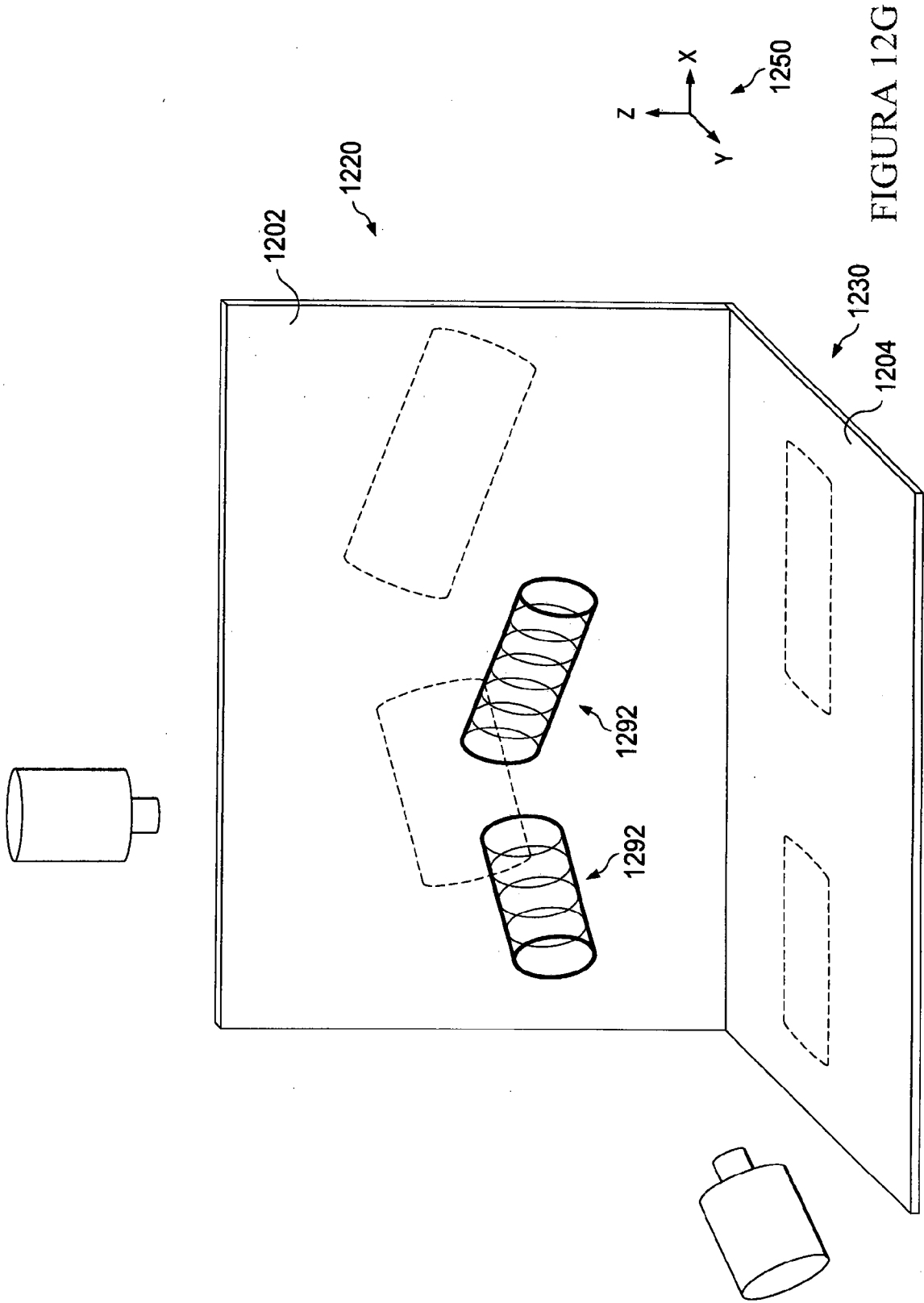
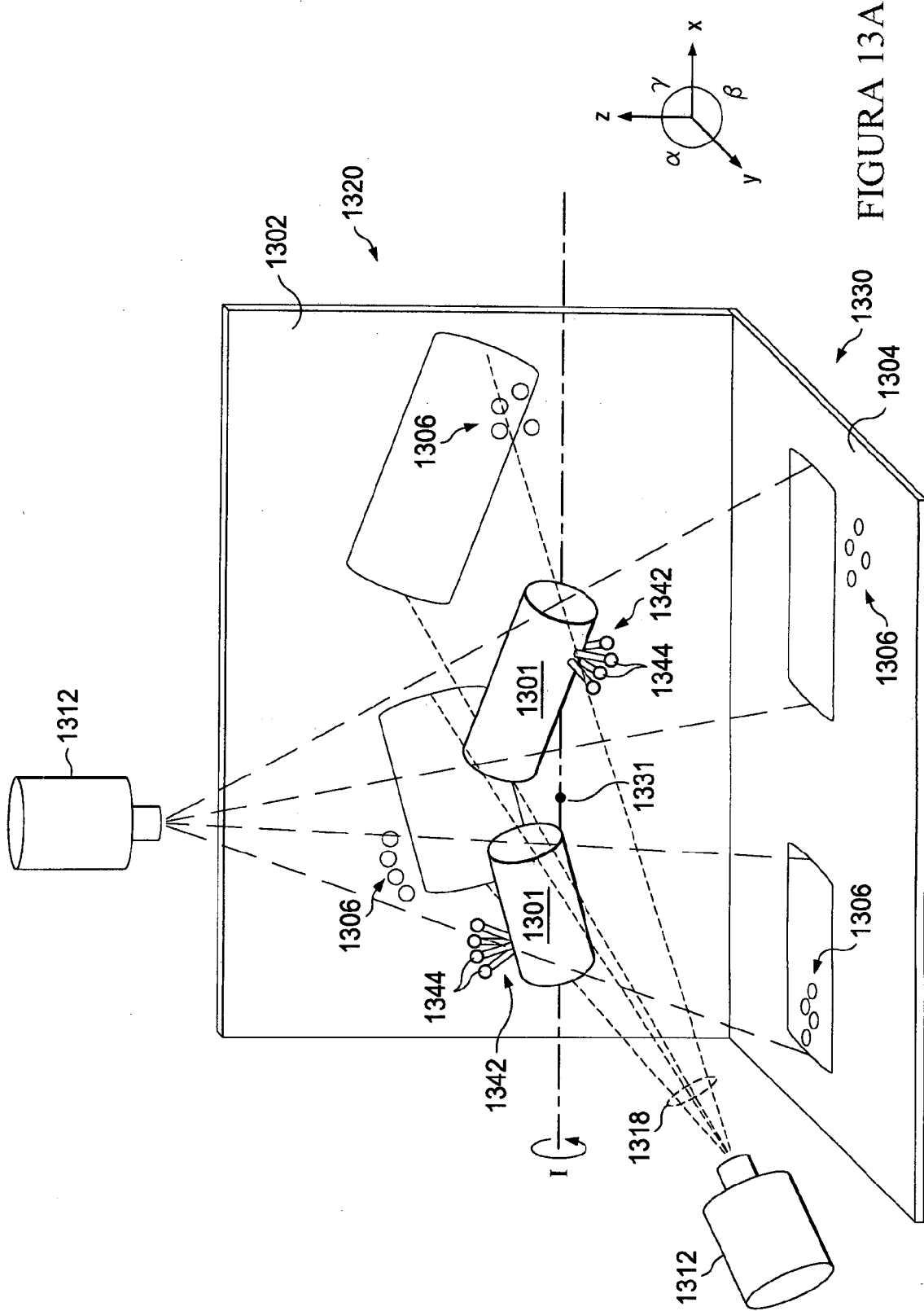


FIGURA 12F





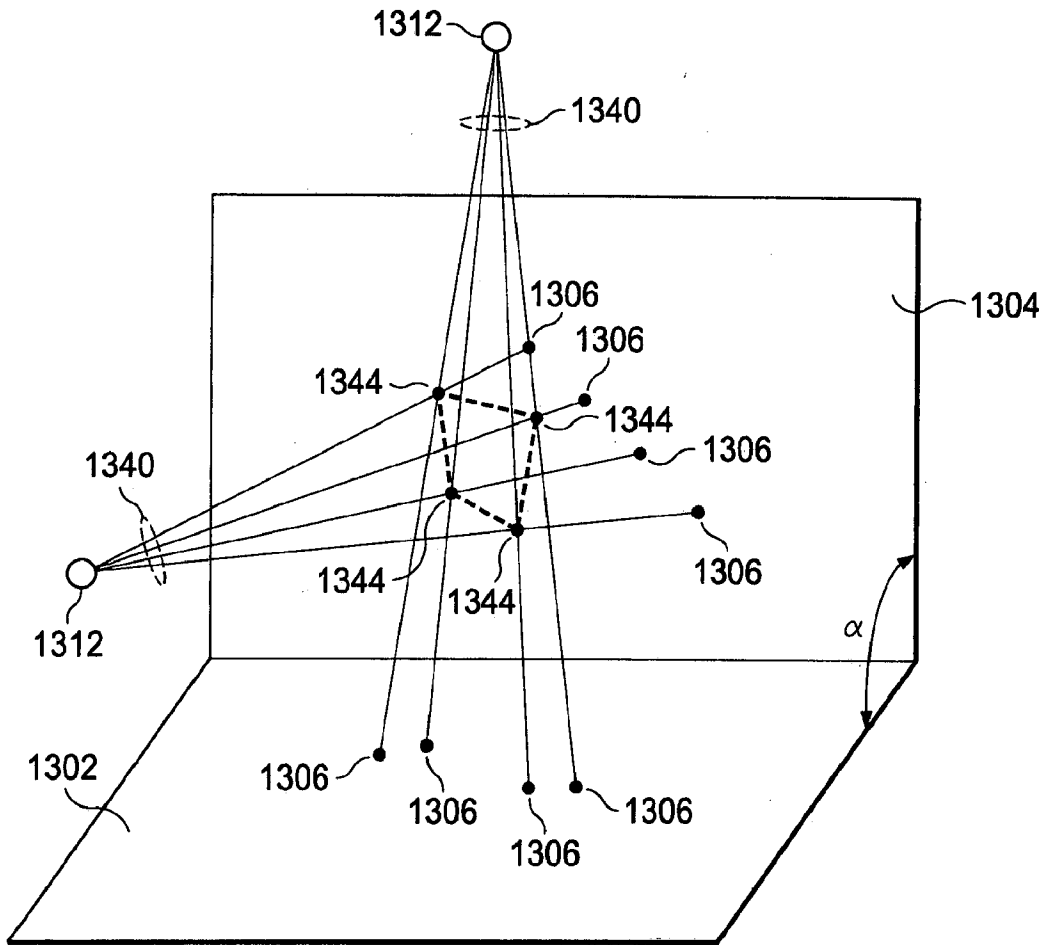


FIGURE 13B

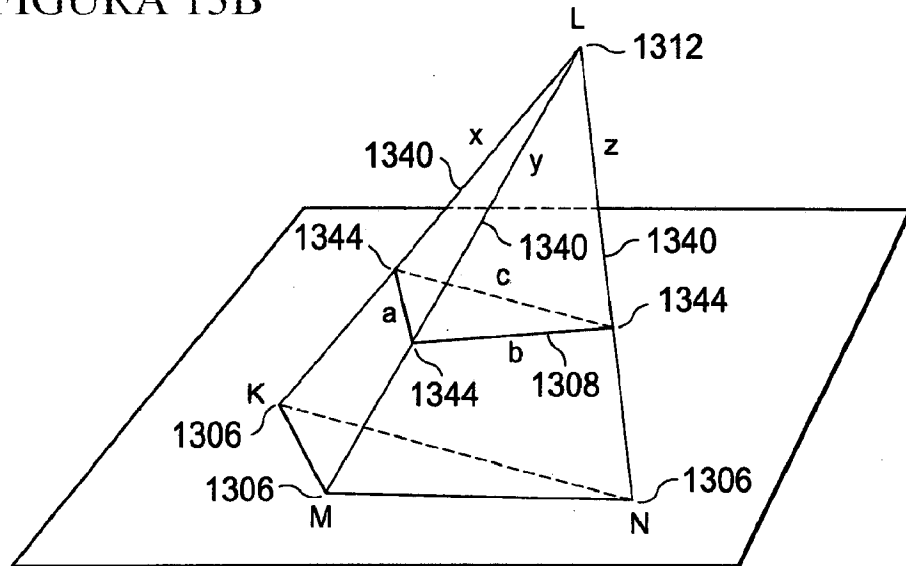


FIGURE 13C

