



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 299 203**

51 Int. Cl.:
A61B 6/12 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **98911269 .3**
86 Fecha de presentación : **18.03.1998**
87 Número de publicación de la solicitud: **1009285**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **21.06.2000**

54 Título: **Dispositivo de medición de la posición de una prótesis ósea.**

30 Prioridad: **18.03.1997 NL 1005565**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.05.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.05.2008

73 Titular/es: **Franciscus Pieter Bernoski**
J.W. Friso Hof 18
2517 LA Den Haag, NL

72 Inventor/es: **Bernoski, Franciscus Pieter**

74 Agente: **Tomás Gil, Tesifonte Enrique**

ES 2 299 203 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

Dispositivo de medición de la posición de una prótesis ósea.

5 La presente invención se refiere a un dispositivo según viene definido por el preámbulo de reivindicación 1.

Un dispositivo de este tipo es usado frecuentemente en hospitales y está descrito, por ejemplo, en K. Søhalle, "Migración de prótesis femorales revestidas de hidroxiapatita", Journal of Bone and Joint Surgery, volumen 75-B, No. 5, septiembre 1993, págs. 681-687.

10 US-A-5.577.089 divulga un método y un equipo para medir formas y orientaciones de huesos en seres vivos. Esta patente proporciona un análisis de cómo puede ser establecida p. ej. la morfología de las vértebras en base a mediciones de densidad de hueso mediante una detección por rayos X. Se usa un ordenador que analiza los datos recibidos y que usa los datos para definir con precisión la forma y el tamaño de las vértebras bajo investigación. Además, el ordenador está programado para usar los datos para indicar la condición vertebral en términos médicos.

20 Como un ejemplo adicional, la US-A-5.577.089 describe mediciones con respecto al fémur humano. Aquí se detectan los puntos anatómicamente fijos, como el límite proximal y el epicóndilo medial, pero estos solamente son usados para medir la longitud del fémur. Además, en base a mediciones de la densidad ósea se calcula un eje femoral y un eje del cuello del fémur, al igual que un punto central de la cabeza del fémur. La patente expone que estas últimas tres características pueden ser usadas para proporcionar "una indicación de cualquier desplazamiento posible de la articulación protésica con respecto al fémur" en caso de ser implantada una articulación de cadera artificial. Así, la US-A-5.577.089 expone la medición de un desplazamiento de una articulación protésica con respecto a un hueso que soporta esta articulación, basada en mediciones de la densidad ósea. No obstante, el método propuesto es muy laborioso, puesto que requiere el cálculo de la intersección de dos líneas imaginarias y un punto central de la cabeza del fémur imaginario, para lo cual se necesita establecer muchos elementos de datos del fémur y de la articulación protésica.

30 La WO-A-96/25086 se dirige a suministrar una solución para el problema de que los dispositivos protésicos pueden perderse con el tiempo. Para ese fin este documento expone un método de evaluación de la densidad ósea alrededor de una prótesis compuesta transparente a los rayos. Puesto que el dispositivo protésico es transparente a los rayos X, la prótesis es provista de tres marcadores de referencia radioopacos introducidos en la prótesis. Mediante un densitómetro adecuado, los bordes de la prótesis y el hueso circundante son identificados y almacenados para un uso posterior. Se define una región de interés, que es la zona del hueso contiguo a la prótesis. En esta región de interés se mide la densidad ósea con el tiempo para establecer cualquier degradación del hueso al que se ha fijado la prótesis. A partir de los datos de medición se puede establecer el aflojamiento de la prótesis del hueso.

40 Las localizaciones de los tres marcadores radioopacos son almacenados también para comparar mediciones más tarde en el tiempo con mediciones anteriores. Para ello se usa una matriz almacenada con tres marcadores de referencia de matriz que se adaptan a los marcadores de referencia medidos. Para estar seguro de que las mediciones posteriores podrán ser comparadas con mediciones anteriores, en el caso de un implante de cadera también se identifica y guarda la ubicación del trocánter inferior. Así, tanto los tres marcadores de referencia como el trocánter inferior son utilizados para asegurar que los escaneos posteriores de un paciente serán adecuadamente alineados y podrán ser usados para la comparación directa con escaneos anteriores.

45 Un dispositivo definido por el preámbulo de la reivindicación 1 se usa, por ejemplo, para determinar la posición de una prótesis de cadera con respecto al fémur al que la prótesis de cadera es conectada por un lado. Por otro lado, la prótesis de cadera está en contacto con una prótesis acetabular, que está unida a la pelvis.

50 Un desgaste de la cadera conduce a una limitación muy dolorosa de los movimientos que una persona es capaz de efectuar. Desde los años 1970, las prótesis de cadera han sido muy usadas en ortopedia para reemplazar una articulación coxofemoral desgastada. No obstante, el tratamiento de la artrosis no acaba con la fijación de una prótesis de cadera, sino que en la práctica es más bien el principio de un periodo largo de un control cuidadoso del paciente. El control consiste tanto en exámenes físicos como en el estudio de rayos X regulares.

55 Cuando se introdujo el método, la edad mínima de los pacientes que debían ser tratados era aproximadamente de 70 años. No obstante, hoy en día las prótesis de cadera de este tipo son también adaptadas a gente de una edad cada vez más joven. La gente más joven tiene un nivel más alto de actividad que la gente mayor, con el resultado de que los hospitales tienen que hacer frente a una mayor proporción de prótesis de cadera que se sueltan del hueso al que están conectadas.

60 La figura 1 muestra esquemáticamente una radiografía de una prótesis de cadera 1, que está en contacto en la parte superior, mediante una extremidad esférica 2, con una prótesis acetabular 19 que está unida a la pelvis 9, y en la parte inferior está conectada mediante un clavo 3 al fémur 6.

65 Justo debajo de la articulación de la cadera, el fémur 6 presenta dos proyecciones marcadas, donde la proyección externa 8 se refiere al trocánter mayor y la proyección interna 7 al trocánter menor. La superficie del trocánter mayor es áspera, para aumentar la zona de contacto para el glúteo unido y los músculos del muslo. El trocánter menor se

ES 2 299 203 T3

extiende sobre el interior y se dirige 30° hacia atrás. Solamente un músculo está unido al trocánter menor, y este músculo, cuando está tenso, da lugar a que la articulación de la cadera se doble y el fémur gire hacia afuera. Ambos tubérculos están situados en una ubicación fija. Esto significa que la forma, la ubicación con respecto a la pierna y el tamaño no se ven afectados por la colocación de una prótesis 1 en el fémur. El trocánter mayor, el trocánter menor, al igual que el eje de la articulación de la rodilla (no mostrada en la figura 1), están situados en posiciones anatómicas fijas, que forman puntos de orientación para la posición correcta de la prótesis 1.

Si una prótesis de cadera 1 se suelta del fémur 6, el resultado es que la prótesis 1 baja lentamente al interior del fémur 6, provocando un daño al fémur 6. Si tal evento solamente es descubierto en una fase tardía, pueden haberse perdido cantidades considerables de hueso, y esto ha de ser sustituido primero con hueso donante para reparar la anatomía en un grado suficiente para que la misma prótesis 1 sea sustituida.

El “momento” en el cual ocurre el desprendimiento mecánico no es conocido precisamente. Con las actuales técnicas estándares de rayos X solamente es posible detectar si una prótesis está fija o quitada, o al menos si la prótesis 1 se ha desplazado más de 5 mm. En círculos médicos, la suposición es que el aumento de la velocidad de migración es el “momento” de desprendimiento. Por velocidad de migración se entiende la velocidad en la que la prótesis 1 se mueve con respecto al fémur 6.

El artículo arriba mencionado de Søballe describe un procedimiento estándar que puede utilizarse para medir la posición actual de la prótesis 1 con respecto al fémur 6. Este método es conocido como análisis por estereofotogrametría (RSA) por rayos X.

Este procedimiento estándar puede utilizarse para medir el movimiento de la prótesis 1 en el fémur 6 con una exactitud de 0,1 mm. Para poder utilizar este procedimiento estándar durante la operación de cadera es necesario adaptar varias pequeñas bolas de tantalio, que normalmente tienen un diámetro de 0,8 mm, en varios lugares en el hueso antes de fijar la prótesis de cadera 1. Además, la prótesis 1 misma debe estar provista de al menos una pequeña bola de tantalio que sirva como ubicación de referencia. Las pequeñas bolas de tantalio dispuestas en el hueso no se mueven más después de la operación de cadera.

En el procedimiento RSA se utilizan dos cámaras 10, 11 de rayos X para tomar al menos dos radiografías diferentes desde diferentes direcciones. Los rayos X son dirigidos de manera que las pequeñas bolas de tantalio en el fémur 6 y sobre la prótesis 1 sean visibles. Utilizando las dos imágenes que son tomadas desde ángulos diferentes y una medición trigonométrica conocida, se puede determinar la posición espacial de la prótesis 1 con respecto al fémur 6 con precisión. Repitiendo dichas mediciones en el transcurso del tiempo se puede determinar la migración de la prótesis 1 con respecto al fémur 6. La medición de la migración de un implante con respecto a un hueso al que el implante es conectado, especialmente durante el primer año después de que el implante haya sido implantado, parece ser una buena indicación para el posible aflojamiento mecánico futuro, como está también indicado por otro documento dirigido al Método RSA: L. Ryd, Roentgen Stereophotogrammatic Analysis of Prosthetic Fixation in the Hip and Knee Joint, Clinical orthopaedics and Related Research, Number 276, March, 1992.

Aunque el procedimiento RSA arriba mencionado es extremadamente preciso, es también extremadamente laborioso. Además, este método conocido solamente puede ser usado en un grupo seleccionado de pacientes, puesto que sólo unos pocos hospitales universitarios tienen el equipamiento avanzado requerido.

En consecuencia es deseable proporcionar un dispositivo que pueda utilizarse para determinar la migración de un implante, que sea conectado a un hueso, en un cuerpo con un alto nivel de exactitud, pero sin acciones especiales, tales como la fijación de pequeñas bolas de tantalio, que se requieren durante la operación previa a la fijación del implante.

Para lograr este objetivo, el dispositivo del tipo arriba mencionado ha sido mejorado como se define en la reivindicación 1.

Como es evidente de la patente U5-A-5,577,089 arriba citada, están disponibles unos medios modernos de reconocimiento de forma, con los cuales pueden ser establecidos los lugares de puntos anatómicamente fijos en los huesos. Según la invención, los lugares de uno o más de estos puntos anatómicamente fijos se utilizan para establecer el desplazamiento relativo entre los huesos y los implantes conectados a los huesos. El método que es usado en el dispositivo según la invención es directo y utiliza solamente un número limitado de etapas de procedimiento. No se requieren cálculo de líneas imaginarias y centros para conseguir un resultado muy fiable.

El dispositivo según la invención no solamente es aplicable a partes de implantes, de las cuales unas partes son insertadas en la parte del hueso, sino también a estructuras de soporte médico conectadas al exterior de los huesos. En consecuencia, a efectos de esta invención, por “implantes” se entiende tales estructuras de soporte. Ya no es necesario usar, por ejemplo, pequeñas bolas de tantalio, cuya posición es establecida con ayuda de rayos X, sino que basta con usar medios para establecer la posición de al menos un punto anatómicamente fijo con respecto a la prótesis. En este caso, para establecer la posición de la prótesis, se utiliza la ubicación de p. ej. dos marcas de identificación que están conectadas a la prótesis. Estas marcas de identificación pueden comprender, por ejemplo, como en la técnica anterior, pequeños objetos que pueden ser localizados con ayuda de rayos X, por ejemplo pequeñas bolas de tantalio. No obstante, al ser hoy en día posible detectar con precisión las formas de objetos, es también posible seleccionar

ES 2 299 203 T3

preferiblemente dos puntos fijos en la prótesis misma como marcas de identificación, cuya ubicación es establecida con ayuda de medios de reconocimiento de la forma. En este caso igualmente hay en consecuencia tres lugares conocidos, con ayuda de los cuales pueden ser determinadas las respectivas posiciones con ayuda de trigonometría.

5 No es necesario utilizar para el método p. ej. dos objetos o puntos que deban ser localizados sobre el implante y al menos un marcador de hueso. Por ejemplo pueden usarse alternativamente dos puntos anatómicamente fijos en el hueso y una marca de identificación en el implante.

En una primera forma de realización preferida, el medio generador del dispositivo comprende:

10

A1. primeros elementos generadores para generar una primera radiación en una primera posición y dirigir la primera radiación sobre al menos un marcador de hueso (7, 8, 13, 14) y la al menos una marca de identificación predeterminada (4, 5) del implante (1, 15, 15') de una primera dirección;

15

A2. Segundos medios generadores para generar una segunda radiación en una segunda posición y dirigir la segunda radiación sobre al menos un marcador de hueso (7, 8, 13, 14) y la al menos una marca de identificación predeterminada (4, 5) del implante (1, 15, 15') de una segunda dirección;

20

y dichos medios receptores están dispuestos para:

25

B1. recibir primeras y segundas imágenes de radiación, respectivamente de dicho al menos un marcador de hueso y dicha al menos una marca de identificación predeterminada, formada tanto por dicha primera como segunda radiación;

y dichos medios de evaluación están dispuestos para:

30

C1. determinar la posición del implante (1, 15, 15') con respecto al hueso (6, 16) sobre la base de dichas primeras y segundas imágenes de radiación recibidas por dichos medios receptores. El implante puede, por ejemplo, ser una prótesis de cadera, en cuyo caso el marcador de hueso puede ser seleccionado de los dos siguientes puntos anatómicamente fijos: el trocánter mayor y el trocánter menor.

35

No obstante, el dispositivo puede ser usado también para determinar la migración de una prótesis de rodilla, en cuyo caso el marcador de hueso es seleccionado de los dos siguientes puntos anatómicamente fijos: el epicóndilo medial y el epicóndilo lateral.

40

Además, el dispositivo según la presente invención puede ser usado para cualquier otra forma de prótesis posicionada en un hueso, donde el hueso tiene puntos anatómicamente fijos claramente reconocibles. El dispositivo es ventajosamente sobre todo (pero no exclusivamente) asociado a implantes de sustitución de una articulación, puesto que todas las articulaciones tienen marcaciones únicas de hueso.

45

La invención será explicada más abajo en detalle con referencia a diferentes dibujos, que están destinados solamente a la ilustración de la invención y no a limitarla. En los dibujos:

La figura 1 muestra una imagen esquemática de una prótesis de cadera que está conectada al fémur;

La figura 2 muestra esquemáticamente una prótesis de rodilla que está conectada al fémur y a la tibia.

50

Los elementos asociados con los números de referencia 1 a 11 ya han sido descritos arriba. La referencia numérica 12 indica un dispositivo de evaluación, por ejemplo un ordenador, que está conectado a las fuentes de radiación 10, 11. Las fuentes de radiación 10, 11 están diseñadas para generar rayos X. No obstante es también concebible que la radiación de una frecuencia diferente pueda ser generada y usada para los objetivos de la presente invención. Teóricamente se pueden usar incluso fuentes de ultrasonido.

55

Los medios de evaluación 12 están diseñados entre otras cosas para controlar las fuentes de radiación 10, 11.

60

Además están provistos dos receptores 17, 18 para recibir la radiación emitida por las fuentes de radiación 10, 11, después de que la radiación haya radiado a través de la prótesis con el hueso circundante. Los receptores 17, 18 están conectados al dispositivo de evaluación 12 para transmitir las imágenes que aquellos reciben.

65

Los medios de evaluación 12 comprenden preferiblemente un ordenador, cuya memoria ha sido cargada con un programa de software para reconocer las formas de los huesos. Un programa que puede ser usado ventajosamente es el programa Scipio™ que ya ha sido usado durante algún tiempo en bancos de hueso. Los bancos de huesos son establecimientos donde los huesos son almacenados para su uso posterior en transplantes. La forma de los huesos almacenados en los bancos de huesos pueden ser reconocidas con ayuda de CCD y el programa Scipio™. Las formas de los huesos almacenados son registrados y mantenidos en una memoria de un ordenador. Cuando se pide la provisión de huesos, las formas de los huesos que han sido solicitadas pueden ser comparadas con las for-

mas de los huesos registradas, de manera que se puedan proveer los huesos para el transplante más fácil y rápidamente.

5 El programa Scipio™ arriba mencionado es en principio capaz de localizar puntos anatómicamente fijados sobre los huesos.

10 El programa Scipio™ arriba mencionado en consecuencia puede ser usado principalmente, por ejemplo, para localizar el trocánter menor 7 y el trocánter mayor 8 del fémur. Estos puntos entonces pueden ser usados en vez de las pequeñas bolas de tantalio, que en la técnica anterior son colocadas en el hueso para determinar la posición del fémur 6.

15 Para determinar la posición de la prótesis de cadera 1, se pueden usar las pequeñas bolas de tantalio 4, 5 que son conectadas a la prótesis 1. No obstante, no hay ninguna necesidad de usar estas pequeñas bolas de tantalio. Resultará evidente que el programa Scipio™ puede reconocer y registrar no solamente las formas de los huesos, sino también las formas de los implantes. El programa Scipio™ en consecuencia puede también registrar y localizar en principio los puntos fijados sobre implantes. Por lo tanto es entonces posible llevar a cabo una medición trigonométrica que es conocida en sí para establecer las posiciones respectivas del implante 1 y del hueso 6.

20 Resultará evidente que la medición trigonométrica sólo necesita tres puntos a localizar. Para hacer esto, no importa en principio si dos de los tres puntos están conectados al hueso 6 y uno al implante 1 o, como alternativa, un punto está conectado al implante 1 y dos de los tres puntos están conectados al hueso. Es generalmente bastante posible localizar dos puntos anatómicamente fijos sobre el hueso. Según se había mencionado, el fémur 6 tiene dos puntos anatómicamente fijos, es decir el trocánter menor 7 y el trocánter mayor 8.

25 Figura 2 muestra esquemáticamente una prótesis de rodilla 15, 15', que está conectada al fémur 6 y a la tibia 16.

En este caso es posible usar igualmente uno o varios puntos anatómicamente fijos, es decir el epicóndilo medial 13 y el epicóndilo lateral 14.

30 Aquí se puede hacer uso igualmente de pequeñas bolas de tantalio 4, 5 o se puede usar un programa que puede registrar la forma de la prótesis de rodilla 15, 15' y luego localizar uno o dos puntos fijados sobre la misma.

35 Es evidente que en vez de mediciones trigonométricas es también posible usar en principio mediciones que usen más puntos.

Los números de referencia 10, 11, 12, 17 y 18 en la figura 2 se refieren a los mismos componentes que en la figura 1.

40 Puesto que el dispositivo arriba descrito ya no usa pequeñas bolas de tantalio separadas o similares colocadas en el hueso, el método arriba mencionado puede ser empleado fácilmente en todos los hospitales donde se fijen prótesis.

Esto significa que la migración de una prótesis con respecto al hueso circundante puede ser establecida de una manera simple y rápida.

45 Es extremadamente importante que la migración de una prótesis con respecto al hueso circundante sea determinada sobre todo en los primeros pocos meses después de fijar la prótesis. Esto se debe a que el grado de migración en los primeros pocos meses ha sido considerado una medida de probabilidad de que la prótesis se ha desprendido. Si se ha considerado que la migración en los primeros pocos meses es superior a un umbral definido, se puede decidir sobre la realización de una intervención quirúrgica, que puede prevenir una desintegración innecesaria del hueso. Esto quiere decir que las intervenciones pueden llevarse a cabo más rápidamente y hay menos necesidad de llevar a cabo operaciones de revisión en las cuales los huesos dañados primero han de ser sustituidos antes de poder fijar una nueva prótesis. Esto reduce el tiempo de operación y en consecuencia se ahorra un costo considerable para el servicio de salud.

55 Los receptores 17, 18 pueden ser receptores estándares comercialmente disponibles que estén provistos de un intensificador de imagen que es conocido en sí. Por esta razón no hay ninguna necesidad de cualquier otra radiación para hacer una radiografía, por ejemplo, que cuando se hacen rayos X convencionales.

60 Referencias citadas en la descripción

Esta lista de referencias citada por el solicitante ha sido recopilada exclusivamente para la información del lector y no forma parte del documento de patente europea. Aquella ha sido confeccionada con la mayor diligencia, la OEP sin embargo no asume responsabilidad alguna por eventuales errores u omisiones.

65

ES 2 299 203 T3

Documentos de patente citados en la descripción

- US 5577089 A [0003] [0004] [0004]
- WO 9625086 A [0005]

5 Literatura que no es patente citada en la descripción

- K. SØBALLE. Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses *Journal of Bone and Joint Surgery*, September 1993, vol. 75-B, (5), 681-687 [0002].

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para medir la posición de un implante (1, 15, 15') con respecto a al menos un hueso (6, 16) en un cuerpo, a cuyo hueso es conectado el implante, donde el hueso (6, 16) tiene al menos un marcador de hueso (7, 8, 13, 14) y el implante tiene al menos una marca de identificación predeterminada (4, 5), provista de los siguientes medios:

A. Medios generadores (10, 11) para generar una radiación y dirigir dicha radiación sobre dicho al menos un marcador de hueso y dicha al menos una marca de identificación predeterminada;

B. Medios receptores (17, 18) para recibir una imagen de radiación de dicho al menos un marcador de hueso y dicha al menos una marca de identificación predeterminada;

C. Medios de evaluación (12), que son acoplados a los medios receptores (17, 18), y adaptados para determinar la posición del implante (1, 15, 15') con respecto al hueso (6, 16) sobre la base de la imagen de radiación recibida durante el funcionamiento de los medios B;

D. Medios para repetir la operación de los medios A, B y C en el tiempo para determinar la migración del implante con respecto a dicho al menos un hueso;

caracterizado por el hecho de que los medios de evaluación están provistos de medios adaptados para reconocer la forma de al menos un hueso (6, 16), para localizar al menos un marcador de hueso en base a un punto anatómicamente fijado (7, 8; 13, 14) sobre el hueso (6, 16) y dichos medios de evaluación están dispuestos para el establecimiento de la posición de dicho al menos un punto anatómicamente fijado con respecto a dicha al menos una marca de identificación predeterminada de dicho implante.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, donde dichos medios generadores comprenden:

A1. Primeros medios generadores (10) para generar una primera radiación en una primera posición y dirigir la primera radiación sobre al menos un marcador de hueso (7, 8; 13, 14) y al menos una marca de identificación predeterminada (4, 5) del implante (1, 15, 15') desde una primera dirección;

A2. Segundos medios generadores (11) para generar una segunda radiación en una segunda posición y dirigir la segunda radiación sobre al menos un marcador de hueso (7, 8; 13, 14) y al menos una marca de identificación predeterminada (4, 5) del implante (1, 15, 15') desde una segunda dirección;

y dichos medios receptores (17, 18) están configurados para:

B1. recibir primeras y segundas imágenes de radiación o de dicho al menos un marcador de hueso y dicha al menos una marca de identificación predeterminada, formada por dicha primera y segunda radiación, respectivamente;

y dichos medios de evaluación (12) están configurados para:

C1. determinar la posición del implante (1, 15, 15') con respecto al hueso (6, 16) a base de dichas primeras y segundas imágenes de radiación recibidas por dichos medios receptores.

3. Dispositivo según la reivindicación 1 ó 2, donde dichos medios de evaluación están configurados para determinar dicha posición sobre la base de dicha imagen de radiación, comprendiendo al menos dos marcas de identificación predeterminadas (4, 5) en el implante.

4. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 3, donde dichos medios de evaluación están configurados para determinar dicha posición sobre la base de dicha imagen de radiación, comprendiendo al menos dos puntos anatómicamente fijos (7, 8, 13, 14) sobre el hueso (6, 16).

5. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1-4, donde el implante es una prótesis de cadera (1), los medios generadores son medios generadores de rayos X y las marcas de identificación predeterminadas del implante son objetos (4, 5) que son impermeables a los rayos X.

6. Dispositivo según la reivindicación 5, donde los medios de evaluación (12) están configurados para reconocer bien el trocánter mayor o el trocánter menor, o ambos, como el al menos un marcador de hueso.

7. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde el implante es una prótesis de rodilla (15, 15'), los medios generadores son medios generadores de rayos X y las marcas de identificación predeterminadas del implante son objetos (4, 5) que son impermeables a los rayos X.

8. Dispositivo según la reivindicación 7, donde los medios de evaluación (12) están configurados para reconocer bien el epicóndilo medial o el epicóndilo lateral, o ambos, como el al menos un marcador de hueso.

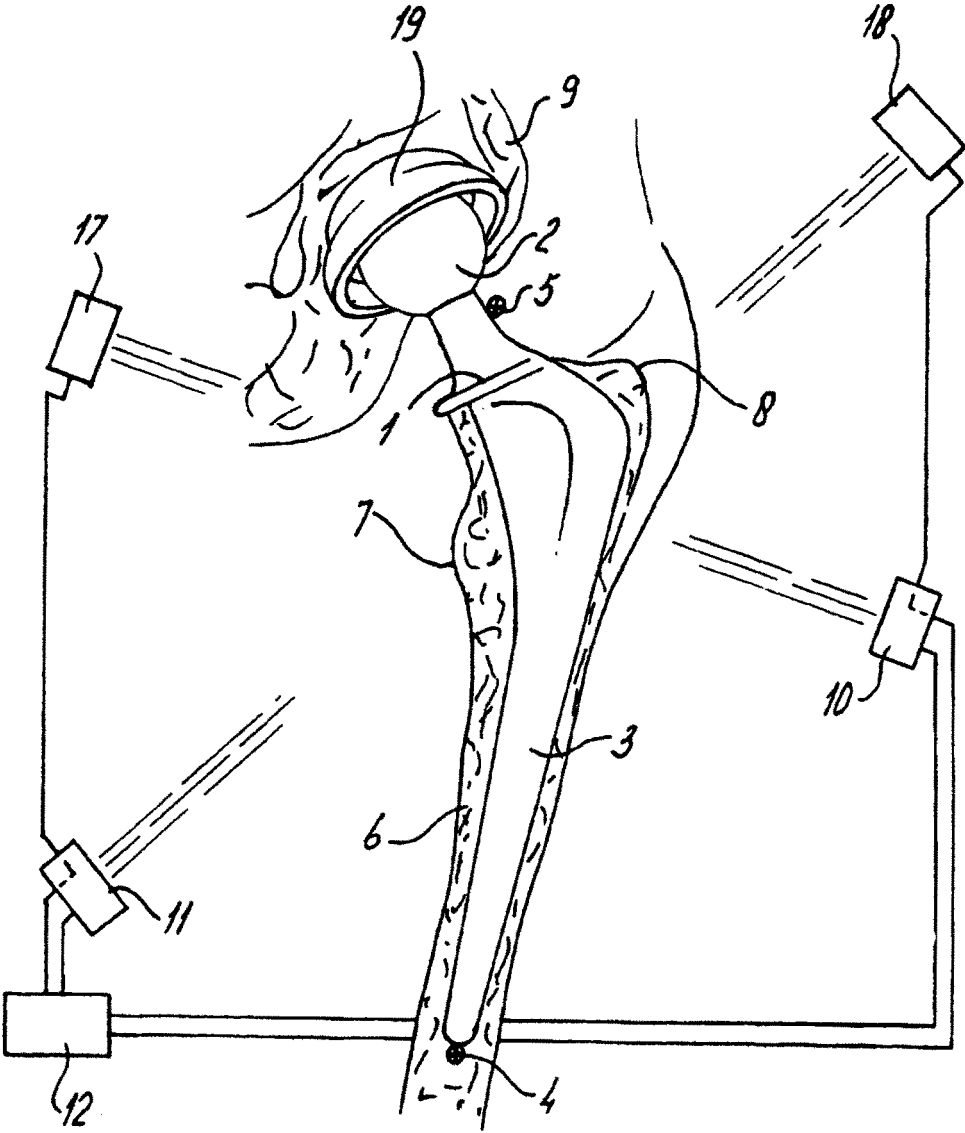


fig - 1

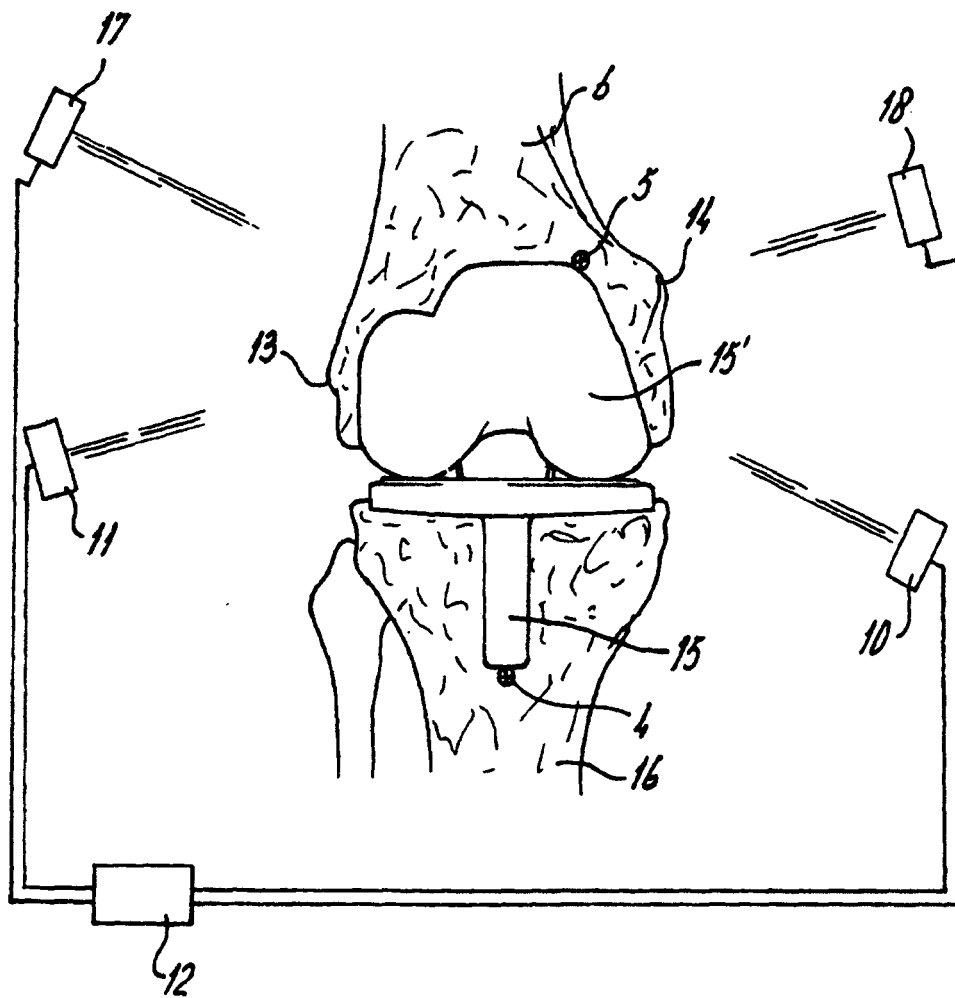


fig-2