

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 907 637**

51 Int. Cl.:

A61B 6/14 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.06.2019 E 19179134 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.11.2021 EP 3603524**

54 Título: **Aparato para la formación de imágenes digitales en la zona de la cabeza de un paciente**

30 Prioridad:

03.08.2018 IT 201800007817

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.04.2022

73 Titular/es:

**DE GOTZEN S.R.L. (100.0%)
Via Roma 45
21057 Olgiate Olona (Varese), IT**

72 Inventor/es:

**GIANI, CLAUDIO;
ROTONDO, GIUSEPPE;
NETTIS, COSTANTINO;
VENTURINO, GIANFRANCO y
RINALDI, GERARDO**

74 Agente/Representante:

TORNER LASALLE, Elisabet

ES 2 907 637 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

Aparato para la formación de imágenes digitales en la zona de la cabeza de un paciente

La invención versa sobre un aparato para la formación de imágenes digitales de la zona de la cabeza de un paciente que comprende:

- 5 - una fuente para generar radiación de rayos X;
- un sensor para detectar radiación de rayos X, que es generada por la fuente y pasa a través de un paciente;
- 10 - un brazo giratorio para disponer la fuente y el sensor sobre el mismo, de forma que se encuentren opuestos entre sí, en el que el brazo giratorio está dotado de medios de ajuste para variar la distancia entre la fuente y el sensor;
- una estructura de soporte para soportar el brazo giratorio, en el que los medios de traslación y rotación accionados por motor están interpuestos entre el brazo giratorio y la estructura de soporte, y
- 15 - una unidad de control, que controla la fuente, el sensor, y los medios de traslación y rotación.

Se divulga tal aparato en el documento US 2017/0311910 A1. Los medios de ajuste pueden usarse para ajustar la distancia entre la fuente y la imagen (SID, por sus siglas en inglés) entre la fuente de rayos X y el sensor para adecuar el patrón de barrido para diferentes pacientes o diferentes tipos de formación de imágenes.

- 20 El documento US 2007/0030950 A1 divulga un aparato combinado panorámico y de tomografía computarizada (=TC) para la formación de imágenes dentales. El aparato incluye una fuente de rayos X y una unidad de detección de rayos X dotada de ya sea una parte de detección panorámica o de una parte de detección de TC para detectar rayos X, que son generados desde la fuente de rayos X y que pasan a través de un paciente. El aparato incluye, además, un brazo giratorio para disponer la fuente de rayos X y la unidad de detección de rayos X sobre el mismo, de forma que se encuentren opuestos entre sí. El brazo giratorio es sujetado por un miembro de soporte. Se proporcionan medios motrices que permiten variar la distancia entre la fuente de rayos X y la unidad de detección de rayos X dispuestos opuestos entre sí con respecto al brazo giratorio.
- 25 El aparato conocido puede llevar a cabo la formación de imágenes panorámicas y la formación de imágenes de TC, y proporciona la relación óptima de ampliación dependiendo si se opera el aparato en el modo de formación de imágenes panorámicas o de formación de imágenes de TC. Se logra la relación óptima de ampliación variando la distancia entre la fuente de rayos X y la unidad de detección de rayos X.

- 30 El documento US 2017/0188981 A1 divulga un aparato de formación de imágenes de rayos X para la formación de imágenes panorámicas y de TC que incluye una unidad de rotación dispuesta en un extremo inferior de un árbol de rotación a través de una parte deslizante para permitir un movimiento deslizante a lo largo de una dirección de irradiación del haz de rayos X.

- 35 El documento WO 2015/162101 A1 divulga un aparato de rayos X, en particular una máquina de TC, que está dotada de un sistema de detección de marcadores. El sistema de detección de marcadores es usado para detectar la mano del operario en el campo de visión del aparato de rayos X y para generar una señal de control que puede usarse para mejorar la seguridad del aparato.

- 40 El aparato conocido solo es óptimo para pacientes adultos que tengan una talla normal. Sin embargo, la formación de imágenes de personas menos corpulentas particularmente, niños, puede requerir modificaciones.

Partiendo de esta técnica relacionada, la presente invención busca proporcionar un aparato para la formación de imágenes digitales de la zona de la cabeza, también optimizado para pacientes menos corpulentos, en particular, niños.

- 45 Se logra este objeto mediante un aparato que tiene las características de la reivindicación independiente. En reivindicaciones dependientes de la misma se especifican realizaciones y mejoras ventajosas.

- 50 El aparato comprende una unidad de control, que controla la fuente, el sensor, los medios de ajuste y los medios de traslación y rotación. La unidad de control está dispuesta para operar el aparato en diversos modos de operación que comprenden diferentes distancias entre la fuente y el sensor. El aparato está dotado, además, de medios de detección de colisiones conectados con la unidad de control y dispuestos para detectar una posible colisión de la fuente y/o del sensor con el paciente durante el movimiento de la fuente y/o del sensor. Reduciendo la distancia relativa entre la fuente y el sensor, pueden reducirse la tasa de dosis absorbida y/o el tiempo de exposición reduciendo, así, el riesgo de radiación de un paciente que ha de ser examinado.

Para variar la distancia entre la fuente y el sensor, la unidad de control puede acercar entre sí tanto la fuente como el sensor, permitiendo, así, que se conserve la relación de ampliación.

En una realización alternativa, se configura el aparato para variar la distancia entre la fuente y el sensor mediante la unidad de control acercando solamente el sensor hacia la fuente que se encuentra fijada al brazo giratorio. Por lo tanto, solo es preciso que el brazo giratorio esté dotado de medios para acercar el sensor hacia la fuente.

5 En una realización modificada, se reduce la distancia desplazando el eje de rotación. Se mantiene la fuente fija con respecto al brazo giratorio y la unidad de control reduce la distancia desplazando un eje de rotación del brazo giratorio en la dirección del sensor y acercando el sensor hacia la fuente. Esto permite mantener inalterada la relación de ampliación de ambos modos de operación.

10 En la realización modificada, puede usarse en modo especial de operación para la tomografía computarizada, dado que para la tomografía computarizada puede moverse el eje de rotación sobre una trayectoria en torno a un eje virtual de rotación que está ubicado en el objeto del que se han de formar imágenes.

Para mejorar la seguridad del aparato, el sensor se mueve dentro de un alojamiento que se encuentra estacionario con respecto al brazo giratorio.

Los medios de ajuste pueden comprender medios para posicionar el sensor que están seleccionados del grupo que comprende:

- 15 - un mecanismo que incluye medios para un movimiento lateral con respecto a un eje longitudinal del brazo giratorio,
- un mecanismo que incluye medios para un movimiento orientable con respecto al brazo giratorio,
- 20 - un mecanismo de tijera para variar la distancia entre una base fijada al brazo giratorio y una estructura de soporte del sensor,
- un mecanismo lineal para mover el sensor a lo largo de una estructura de guía en la dirección de la fuente, y
- combinaciones de los mismos.

25 Un mecanismo que permite un movimiento lateral del sensor permite ajustar el sensor al modo de formación de imágenes panorámicas y de TC. También puede usarse para compensar el desplazamiento lateral del sensor si se usa el mecanismo orientable para ajustar la distancia entre la fuente y el sensor. Un mecanismo para llevar a cabo un movimiento orientable tiene la ventaja adicional de un cambio rápido de posición. Esto también es aplicable a un mecanismo de tijera. El mecanismo lineal ofrece menor velocidad para cambiar la posición, pero es particularmente estable y fiable.

30 Los medios de ajuste son accionados generalmente por motor, de forma que el operario no tenga que ocuparse de ajustar la distancia entre la fuente y el sensor.

35 El aparato puede estar dotado de un colimador primario que está ubicado entre la fuente y el paciente y que se abre con mayor anchura si se opera el aparato en un modo de operación, en el que la distancia entre la fuente y el sensor, se reduce para tener en consideración la mayor anchura del haz que se requiere para un modo de operación con distancia reducida entre la fuente y el sensor.

40 En una realización, se selecciona la intensidad radiante de la fuente dependiendo de la distancia seleccionada entre la fuente y el sensor para reducir, hasta la extensión máxima practicable, la intensidad radiante de la fuente y, así, la tasa de dosis absorbida por el paciente dado que puede disminuirse la intensidad radiante de la fuente si se reduce la distancia entre la fuente y el sensor.

La intensidad radiante de la fuente puede ajustarse a la distancia seleccionada entre la fuente y el sensor ajustando la corriente generadora de rayos X y/o la tensión de la fuente.

45 La intensidad radiante de la fuente puede ajustarse, además, a partir de un valor anterior a un valor actual multiplicando el valor anterior con el cuadrado de la relación de la distancia entre la fuente y el sensor en el modo de operación actual con respecto a la distancia entre la fuente y el sensor en el modo de operación anterior, en el que el tiempo de exposición habitualmente permanece inalterado.

Alternativa o adicionalmente, el tiempo de exposición del sensor es más corto si se opera el aparato en un modo de operación, en el que se reduce la distancia entre la fuente y el sensor.

50 La relación de ampliación es normalmente constante en los diversos modos de operación, de forma que se le proporcione al personal médico imágenes que siempre tienen la relación habitual de ampliación.

El aparato puede disponerse para ser operado en un modo básico de operación para pacientes más corpulentos y en un modo alternativo de operación para pacientes menos corpulentos, en el que se reduce la distancia entre la fuente y el sensor en comparación con la distancia usada para el modo básico de operación.

El modo básico de operación puede ser, opcionalmente, un modo de operación para adultos y el modo alternativo de operación puede ser un modo de operación para niños, de forma que pueda optimizarse la tasa de dosis para niños.

El aparato puede comprender un único sensor tanto para la formación de imágenes panorámicas como para la tomografía computarizada en la zona de la cabeza del paciente. Esto permite reducir la complejidad mecánica del aparato dado que no se tienen que proporcionar estructuras separadas de sujeción para diversos detectores.

En una realización particular, la fuente está dotada de medios de detección de colisiones para detectar una posible colisión con el paciente y/o medios de posicionamiento del paciente durante un movimiento de la fuente y/o el sensor está dotado de medios de detección de colisiones para detectar una posible colisión entre el paciente y/o los medios de posicionamiento del paciente durante un movimiento del sensor. Los medios de detección de colisiones mejoran la seguridad del aparato. La distancia entre la fuente y el sensor puede reducirse al mínimo, de forma que pueda usarse el máximo beneficio de una distancia reducida entre la fuente y el sensor.

Los medios de detección de colisiones son seleccionados de un grupo que comprende sensores capacitivos de distancia, sensores ultrasónicos de distancia, sensores ópticos de distancia y sensores ópticos de tiempo de vuelo o cualquier otro sensor adecuado.

La distancia entre la fuente y el sensor también puede ajustarse dependiendo de la salida del medio de detección para determinar parámetros físicos del paciente. Por lo tanto, la distancia entre la fuente y el sensor puede ajustarse a las necesidades individuales de un paciente particular.

Se divulgan ventajas y propiedades adicionales de la presente invención en la siguiente descripción, en la que se explican en detalle realizaciones ejemplares de la presente invención en función de los dibujos:

la Figura 1 muestra una vista en perspectiva de un aparato para la formación combinada de imágenes panorámicas y de TC;

la Figura 2 es una vista lateral que demuestra la operación del aparato de la Figura 1 mientras toma imágenes de un paciente adulto;

la Figura 3 es una vista lateral que demuestra la operación del aparato de la Figura 1 mientras toma imágenes de un niño;

la Figura 4 es un dibujo para ilustrar el beneficio de un modo particular de formación de imágenes para niños;

la Figura 5 es una vista lateral de un aparato modificado que opera en el modo adulto de operación;

la Figura 6 es una vista lateral del aparato modificado de la Figura 5 que opera en el modo de operación para niños;

la Figura 7 ilustra la trayectoria del eje de rotación cuando se genera una imagen de TC de un niño usando el aparato de la Figura 5;

la Figura 8 ilustra la trayectoria del eje de rotación cuando se genera una imagen panorámica de un niño usando el aparato de la Figura 5;

la Figura 9 muestra una vista en perspectiva de un mecanismo para mover el sensor;

la Figura 10 es una vista en perspectiva de una parte del mecanismo de la Figura 9;

la Figura 11 es una vista en perspectiva de la parte de la Figura 10 vista desde abajo;

la Figura 12 es una vista en perspectiva de otro mecanismo para mover el sensor;

la Figura 13 es una vista en perspectiva de un mecanismo adicional para mover el sensor visto desde abajo;

la Figura 14 ilustra colisiones que podrían producirse mientras se opera el aparato;

la Figura 15 muestra un aparato modificado dotado de detectores de colisiones;

la Figura 16 ilustra el principio de operación de un detector capacitivo de colisiones;

la Figura 17 ilustra el principio de operación de un detector ultrasónico de colisiones;

la Figura 18 ilustra el principio de operación de un sensor óptico de distancia; y

la Figura 19 ilustra el principio de un sensor óptico de tiempo de vuelo.

La Figura 1 muestra una vista en perspectiva de un aparato combinado 1 para la formación de imágenes panorámicas y de TC. La formación de imágenes panorámicas dentales es habitualmente la formación de imágenes de un plano

de imágenes verticales que sigue el arco dental. Así, se forma una imagen de todo el arco dental. La formación de imágenes panorámicas también puede abarcar la articulación temporomandibular (TMP), el seno o la mandíbula o maxilar. La TC dental generalmente busca generar una imagen tridimensional de una zona seleccionada de interés (ROI, por sus siglas en inglés) a lo largo del arco dental. La ROI suele comprender un grupo de dientes o al menos un único diente. La TC también puede usarse para la formación de imágenes de cualquier zona de la cabeza, en particular, la oreja, la nariz y la garganta.

El aparato 1 comprende una base 2 sobre la que se fija un poste 3 que se extiende en una dirección vertical. En el poste 3, se monta un miembro 4 de ajuste de elevación que puede deslizarse por el poste 3 para ajustar el aparato 1 a la altura de un paciente que ha de ser examinado por el aparato 1. Un brazo 5 de soporte está fijado al miembro 4 de ajuste de elevación. El brazo 5 de soporte se extiende en una dirección horizontal y sujeta en su extremo un brazo giratorio 6. Los medios 7 de traslación y rotación accionados por motor están interpuestos entre el brazo 5 de soporte y el brazo giratorio 6. Los medios 7 de traslación y rotación pueden usarse para girar y/o trasladar el brazo giratorio 6 según se requiera para la formación de imágenes panorámicas y de TC. El brazo giratorio 6 puede girarse particularmente en torno a un eje 8 de rotación y puede moverse la ubicación del eje 8 de rotación en una dirección x y en una dirección y que expande un plano que es perpendicular al eje 8 de rotación.

En un extremo del brazo giratorio 6, está ubicada una fuente 9 de rayos X. La fuente 9 puede moverse a lo largo del brazo giratorio 6 usando los medios 10 de ajuste. Se proporciona, además, un sensor 11 de rayos X en el otro extremo del brazo giratorio 6. El sensor 11 de rayos X es un sensor digital de zona, normalmente un detector de panel plano. El sensor 11 puede moverse a lo largo del brazo giratorio 6 usando los medios 12 de ajuste.

Preferiblemente, los medios 10 y 12 de ajuste son medios para llevar a cabo un movimiento de traslación a lo largo del brazo giratorio 6, pero también pueden ser medios alternativos para variar la ubicación a lo largo del brazo giratorio 6. Por ejemplo, los medios 10 y 12 de ajuste también pueden comprender medios para llevar a cabo un movimiento de pivote, variando, así, la distancia relativa entre la fuente 9 y el sensor 11.

La fuente 9 de rayos X emite radiación de rayos X que pasa a través de la cabeza 13 de un paciente 14, que suele estar en una posición erguida durante la exploración de rayos X. Durante la obtención de las imágenes de rayos X, se mantiene la cabeza 13 del paciente 14 mediante un soporte 15 de cabeza en una posición fija con respecto al brazo 5 de soporte. Con este fin, el soporte 15 de cabeza puede fijarse al miembro 4 de ajuste de elevación. El soporte 15 de cabeza puede ser una simple pieza de mordida, que el paciente 14 puede morder durante la exploración, pero también puede comprender medios adicionales para mantener la cabeza 13 en una posición predeterminada durante la obtención de las imágenes de rayos X. El soporte 15 de cabeza, por ejemplo, también puede comprender medios que mantienen la cabeza 13 del paciente 14 en la zona de las sienes. Los elementos del soporte 15 de cabeza pueden estar fijados o ser amovibles, de forma que el soporte 15 de cabeza pueda adaptarse al paciente 14, en particular, a las dimensiones de la cabeza 13.

La operación del aparato 1 es controlada por una unidad 16 de control que puede ser un ordenador convencional que comprende los componentes habituales para ejecutar programas tales como un procesador, medios para el transporte y almacenamiento de datos, así como diversas interfaces. La unidad 16 de control está conectada con componentes del aparato 1 y ejecuta un programa que controla estos componentes. La unidad 16 de control controla, por ejemplo, los motores asociados con los medios 7 de traslación y rotación.

La unidad 16 de control también puede establecer los parámetros operativos de la fuente 9, tales como la corriente y la tensión de la fuente 9, dado que la fuente 9 es generalmente un tubo de rayos X. Como es bien sabido en la técnica, la corriente afecta a la potencia de radiación de la radiación de rayos X emitida por el tubo de rayos X, mientras que la tensión afecta al espectro de la radiación emitida de rayos X. La unidad 16 de control lleva a cabo, además, la lectura de datos adquiridos de imagen del sensor digital 11 de zona, procesa los datos de imagen y presenta las imágenes resultantes en un medio 17 de visualización. La unidad 16 de control también está dotada generalmente de algunos medios 18 de entrada, tales como un ratón o un teclado informático que permite que un operario introduzca instrucciones a la unidad 16 de control. El medio 17 de visualización también puede usarse para introducir instrucciones. Por ejemplo, el medio 17 de visualización puede ser una pantalla táctil sobre la que un operario puede seleccionar instrucciones a partir de un menú mostrado de instrucciones. Finalmente, la unidad 16 de control también está dispuesta para controlar los medios 10 y 12 de ajuste.

El miembro 4 de ajuste de elevación suele operarse de forma manual. Antes de la obtención de las imágenes de rayos X, el operario ajusta la altura del miembro 4 de ajuste de elevación, de forma que el paciente 14 pueda estar de pie cómodamente en el aparato 1.

Ahora, el aparato 1 puede operarse en un modo de operación para adultos y en un modo de operación para niños que son explicados adicionalmente con referencia a la Figura 2 y a la Figura 3.

La Figura 2 ilustra el modo básico adulto de operación, que es usado si el paciente 14 que ha de ser examinado es una persona adulta. La radiación de rayos X emitida de un ánodo 19 de la fuente 9 forma un haz 20. La extensión angular del haz 20 está limitada por un colimador primario 21 que está ubicado entre el ánodo 19 de la fuente 9 y el paciente 14 y está dispuesto, en general, dentro de un alojamiento 22 de la fuente 9. En el caso de la formación de

imágenes panorámicas, el haz 20 es un haz con forma de abanico alineado de forma vertical, mientras que para la TC se usa lo que se denomina haz cónico.

El haz 20 es transmitido a través del paciente. El haz 20 pasa, además, a través de un colimador secundario opcional 23 que está ubicado delante de un plano 24 de detección que contiene los píxeles del sensor sensibles a los rayos X. El colimador secundario 23 puede ubicarse dentro de un alojamiento 25 del sensor 11.

Los píxeles pueden ser elementos que convierten rayos X en luz visible que es detectada y convertida a una señal eléctrica por un elemento fotosensible asociado, o elementos que convierten rayos X incidentes directamente en señales eléctricas. Estas señales eléctricas son convertidas en datos de imagen por la electrónica del sensor asociado. Los datos de imagen son leídos por la unidad 16 de control.

Para generar una imagen panorámica del arco dental, se usa solamente una zona seleccionada del sensor plano 11 de zona, habitualmente solamente algunas columnas de píxeles, mientras que para la TC se usan todos los píxeles del sensor 11 o al menos zonas extensas del sensor 11.

La distancia entre el ánodo 19 de la fuente 9 y el plano 24 de detección del sensor 11 es la denominada distancia entre la fuente y el sensor (=SSD, por sus siglas en inglés). La distancia entre el ánodo 19 y un objeto 26 dentro de la cabeza 13 del que se han de formar imágenes es lo que se denomina distancia entre la fuente y el objeto (=SOD, por sus siglas en inglés). En el caso de la formación de imágenes panorámicas, el objeto 26 es una línea vertical a través de un punto del arco dental del que se han de formar imágenes mediante la formación de imágenes panorámicas. En el caso de la TC dental, el objeto 26 puede ser un eje vertical de una ROI normalmente cilíndrica centrada en un único diente o un grupo de dientes, a partir del cual se generará una imagen tridimensional usando TC. En el caso de una TC, el objeto 26 coincide con el eje 8 de rotación. La relación de SSD a SOD define la relación de ampliación.

La Figura 3 ilustra el modo alternativo de operación para niños del aparato 1. En el modo de operación para niños, se reduce la distancia relativa entre la fuente 9 y el sensor 11 usando los medios 10 y 12 de ajuste. En la Figura 3, se reducen tanto la SSD como la SOD por el mismo factor conservando, así, la relación de ampliación, aunque esto no es un requisito obligatorio. También es posible mover solamente la fuente 9 o el sensor 11 o ambos de forma asimétrica. Reducir la distancia relativa entre la fuente 9 y el sensor 11 tiene como resultado una SSD_r reducida y una SOD_r reducida.

En la Figura 4, se ilustra el beneficio del modo alternativo de operación para niños. Las líneas continuas muestran el haz 20 durante el modo de operación para adultos, mientras que las líneas discontinuas representan el haz 20 en el modo de operación para niños. En aras de la simplicidad, se reducen tanto la SSD como la SOD por el mismo factor que en la Figura 3.

Para obtener una relación específica de señal-ruido, debe depositarse cierta cantidad de energía de radiación (julio = J) en cada píxel del sensor 11. Si se reduce la SSD, la extensión angular del sensor 11 aparenta ser mayor vista desde la fuente 9. Siempre que la intensidad de radiación (vatio/estereorradián) de la fuente 9 se mantenga constante, se obtiene la cantidad de energía que es necesaria para obtener una relación específica de señal-ruido, en menos tiempo que el modo de operación para adultos. Por otra parte, si se mantiene constante el tiempo de exposición, se puede reducir la intensidad de radiación. Si no se reduce la SOD como se muestra en la Figura 4, pero se mantiene constante, una intensidad reducida de radiación tiene como resultado una tasa disminuida de dosis absorbida (J/kg segundo = grays/segundo) de la radiación absorbida por la cabeza 13. Dado que una tasa inferior de dosis absorbida es menos dañina que una mayor tasa de dosis absorbida, ha de preferirse la reducción de la tasa de dosis absorbida. Si la SOD se mantiene constante, la reducción de la intensidad de radiación y, por lo tanto, la reducción de la tasa de dosis absorbida es proporcional a $(SSD_r/SSD)^2$, siendo SSD_r la SSD reducida. Si también se reduce la SOD a SOD_r, se atenuaría la reducción de la tasa de dosis, dado que también el objeto 26 aparenta ser mayor visto desde la fuente 9. Por lo tanto, la reducción de la tasa de dosis sería aproximadamente proporcional a $(SOD/SOD_r)^2 (SSD_r/SSD)^2$. Si se reducen la SOD y la SSD por el mismo factor y si se reduce la intensidad de radiación por el cuadrado de este factor, la tasa de dosis absorbida seguirá siendo la misma.

Debería hacerse notar que puede obtenerse una reducción sustancial de la tasa de dosis absorbida moviendo el sensor 11 lo más cerca posible al objeto 26. Por ejemplo, si $SSD_r/SSD = 0,85$ correspondiente a una reducción del 15%, la tasa de dosis absorbida disminuiría en torno al 30%.

En la práctica, se disminuye la intensidad de radiación y, por lo tanto, la tasa de dosis absorbida reduciendo la corriente de la fuente 9. Debería hacerse notar que la tasa de dosis también puede disminuirse reduciendo la tensión de la fuente 9 teniendo en consideración que el grosor óptico del tejido duro en el cuerpo de un niño es menor que el grosor óptico del tejido duro en el cuerpo de una persona adulta.

Si se reduce la SOD, según se muestra en la Figura 4, debería hacerse notar que el colimador primario 21 debe abrirse con mayor anchura para el modo de operación para niños y que el recorrido óptico de los rayos del haz que atraviesan el paciente 14 difiere en los modos de operación para adultos y para niños como puede apreciarse en la Figura 4. Como puede apreciarse además en la Figura 4, las líneas discontinuas y las líneas continuas de ambos haces se cruzan con la línea del objeto 26 en los mismos puntos. Consecuentemente, se forman imágenes de las secciones del objeto 26 en los mismos píxeles en el plano 24 de detección. La resolución espacial del objeto 26 puede permanecer,

por lo tanto, básicamente igual. Debería hacerse notar, además, que la relación de ampliación en el modo de operación para niños es igual que en el modo de operación para adulto, dado que tanto la fuente 9 como el plano 24 de detección son desplazados ambos de forma simétrica con respecto al eje 8 de rotación.

También puede omitirse el colimador secundario 23.

- 5 En la realización representada en la Figura 1, los medios 10 y 12 de ajuste son accionados por motor y operados por la unidad 16 de control. En una realización simplificada, sin embargo, los medios 10 y 12 de ajuste también pueden ser operados por el operario de forma manual, por ejemplo, transfiriendo la fuente 9 y/o el sensor 11 hasta una marca a lo largo del brazo giratorio 6. En este caso, el aparato puede estar dotado de sensores de posición que permiten que la unidad 16 de control compruebe el debido posicionamiento de la fuente 9 y/o del sensor 11. La unidad 16 de control puede adaptar, entonces, los parámetros operativos de la fuente 9 a la SSD seleccionada. Por ejemplo, si se reduce la SSD, puede reducirse consecuentemente la intensidad de radiación.

- 10 Las Figuras 5 y 6 muestran una realización modificada adicional. La realización mostrada en las Figuras 5 y 6 comprende un alojamiento ampliado 27, en el que el sensor 11 puede llevar a cabo un movimiento de traslación para ajustar la distancia entre la fuente 9 y el sensor 11. En la realización modificada, la fuente 9 está fijada al brazo giratorio 6, y el propio brazo giratorio 6 se mueve junto con la fuente 9 para disminuir la SOD. Al mismo tiempo se mueve el sensor 11 dentro del alojamiento 27 hacia la fuente 9 para que también disminuya la SSD.

- 15 El movimiento del brazo giratorio 6 puede llevarse a cabo mediante los medios 7 de traslación y rotación, en particular, mediante los medios que permiten desplazar el eje 8 de rotación en las direcciones x e y. Si se desplaza la fuente 9 junto con el brazo giratorio 6, el eje 8 de rotación ya no se encuentra centrado sobre el objeto 26, sino que se encuentra transferido a alguna posición desplazada del centro. Esto puede afectar al movimiento del brazo giratorio 6 en el modo de operación para niños.

- 20 La Figura 7 ilustra el movimiento del brazo giratorio 6 durante la formación de imágenes de TC en los modos de operación para adultos y para niños. La Figura 7 representa particularmente diversas posiciones de la fuente 9, del sensor 11 y de un rayo central 28 del haz 20 durante un barrido de TC del objeto 26 en el modo de operación para niños.

- 25 En las realizaciones según las Figuras 2 y 3, se mantiene el eje 8 de rotación estacionario para generar una imagen de TC en el modo de operación para adultos y en el modo de operación para niños, y el brazo giratorio 6 generalmente lleva a cabo una rotación de 180° en torno al eje 8 de rotación estacionario, de forma que la fuente 9 y el sensor 11 lleven a cabo un movimiento semicircular en torno al eje 8 de rotación. En el modo de operación para niños de la realización modificada representada en las Figuras 5 y 6, el brazo giratorio 6 puede moverse para que la fuente 9 y el sensor 11 sean pivotados en torno a un eje virtual 29 de rotación. Se logra el movimiento en torno al eje virtual 29 de rotación moviendo el eje 8 de rotación a lo largo de una trayectoria circular 30. La trayectoria circular 30 se encuentra centrada sobre el eje virtual 29 de rotación y el ángulo ϕ de rotación que indica la posición del eje 8 de rotación sobre la trayectoria circular 30 se encuentra en fase con el ángulo α de pivote de la rotación llevada a cabo por el brazo giratorio 6 en torno al eje 8 de rotación. Este movimiento particular a lo largo de la trayectoria circular 30 conservaría la relación de ampliación. Sin embargo, también es posible cambiar la relación de ampliación en el modo de operación para niños de la realización modificada representada en las Figuras 5 y 6 moviendo el plano 24 de detección hacia el eje 8 de rotación, manteniendo la ubicación del eje giratorio 8 inalterada y girando el brazo giratorio 6 en torno al eje 8 de rotación.

- 40 La Figura 8 ilustra el movimiento del brazo giratorio 6 durante la formación de imágenes panorámicas. Como en la Figura 7, la fuente 9, el sensor 11 y el rayo central 28 del haz 20 son representados en diversas posiciones durante la formación de imágenes panorámicas sobre un arco dental 31 de una persona adulta y un arco dental 32 de un niño. Durante la formación de imágenes panorámicas se mueve el eje 8 de rotación, de forma que el rayo central 28 del haz 20 se encuentre esencialmente a un ángulo recto con respecto al respectivo arco dental 31 o 32. Se mueve el eje 8 de rotación adicionalmente para que la relación de ampliación con respecto al plano verticalmente alineado del que se han de formar imágenes permanezca inalterada. Si se usa la realización de las Figuras 5 y 6, se mueve el eje 8 de rotación a lo largo de una trayectoria 33 en el modo de operación para adultos para formar imágenes del arco dental 31 de una persona adulta. Si ha de explorarse a un niño, se disminuye la distancia entre la fuente 9 y el sensor 11 desplazando el eje 8 de rotación y moviendo el sensor 11 a lo largo del brazo giratorio 6 hacia la fuente 9 teniendo como resultado una trayectoria modificada 34. Este movimiento particular a lo largo de la trayectoria 34 conservaría la relación de ampliación. Sin embargo, también es posible cambiar la relación de ampliación en el modo de operación para niños de la realización modificada representada en las Figuras 5 y 6 moviendo el plano 24 de detección hacia el eje 8 de rotación y usando la trayectoria 33 también para el modo de operación para niños. En este caso, se reduce la relación de ampliación, preferiblemente, no más del 10% o 20%.

- 55 En aras de la completitud, se notará que la realización según las Figuras 2 y 3 comprende principalmente la misma trayectoria para ambos modos de operación para adultos y para niños siempre que los arcos dentales sean iguales o aproximadamente iguales.

El movimiento del sensor 11 puede lograrse mediante diversos mecanismos.

La Figura 9 es una vista en perspectiva de un mecanismo 35 para llevar a cabo una traslación giratoria con el sensor 11 dentro del alojamiento 27 del sensor 11. El mecanismo 35 está orientado con un ángulo recto con respecto a un eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6. El eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6 suele ser paralelo al rayo central 28 del haz 20. Una placa 37 de base del mecanismo 35 está orientada con un ángulo recto con respecto al eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6. Un raíl 38 de guía está fijado a la placa 37 de base. Un bloque 39 de guía puede deslizarse sobre el raíl 38 de guía, para que pueda desplazarse una placa desplazable 40 a lo largo de la placa 37 de base. Para controlar el movimiento de la placa desplazable 40, se fija una placa 41 de motor a un extremo de la placa 37 de base. La placa 41 de motor sujeta un motor 42 de traslación que acciona un tornillo 43 de avance que se extiende a lo largo del raíl 38. El tornillo 43 de avance se acopla con un cartucho 44 del tornillo de avance que se mueve a lo largo del tornillo 43 de avance si el tornillo 43 de avance está dando vueltas. El cartucho 44 del tornillo de avance está acoplado con el bloque 45 del tornillo de avance, que está fijado a la placa desplazable 40. Si el motor 42 acciona el tornillo 43 de avance se mueve, por lo tanto, la placa desplazable 40 a lo largo del raíl 38 de guía.

La placa desplazable 40 sujeta una placa 46 de extensión, que soporta partes adicionales del mecanismo 35. Estas partes pueden apreciarse en la Figura 10. En extremos opuestos de la placa 46 de extensión, se proporcionan cojinetes 47, sujetando cada uno un muñón 48. En un extremo de cada uno de los muñones 48, se monta una polea 49 para correa. Ambas poleas 49 para correa estiran una correa 50 de leva que es tensada por una polea tensora 51 dispuesta en un lado de la correa 50 de leva entre ambas poleas 49 para correa. En la porción opuesta de la correa 50 de leva, una placa 52 de fijación y la placa 53 de accionamiento abrazan la correa 50 de leva. Un bloque 54 del tornillo de avance está acoplado con la placa 53 de accionamiento. El bloque 54 del tornillo de avance soporta un cartucho 55 del tornillo de avance, que está montado en un tornillo 56 de avance. Para accionar el tornillo 56 de avance, se fija una placa 57 de motor a un extremo de la placa 46 de extensión. La placa 57 de motor sujeta un motor oscilante 58, que acciona el tornillo 56 de avance. Si el motor 58 gira el tornillo 56 de avance, se mueven conjuntamente la placa 53 de accionamiento y la placa 52 de fijación con la correa 50 de leva. El movimiento de la correa 50 de leva provoca una rotación de los muñones 48.

Como puede apreciarse en la Figura 11, la rotación de los muñones 48 tiene como resultado un movimiento oscilante de los brazos oscilantes 59 que están montados en el otro extremo de los muñones 48 debajo de la placa 46 de extensión. El extremo opuesto de los brazos oscilantes 59 se acopla con los cojinetes 60 que son sujetados por una placa oscilante 61. Finalmente, la placa oscilante 61 sujeta el sensor 11. La placa oscilante 61 está dotada de canales 62 que permiten que las cabezas de los muñones 48 pasen sobre la placa oscilante 61.

El mecanismo 35 puede usarse para mover el sensor 11 en una dirección lateral con respecto al eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6 para ajustar la posición del sensor 11 para la formación de imágenes panorámicas o de TC. El mecanismo 35 puede usarse, además, para ajustar la distancia entre la fuente 9 y el sensor 11 haciendo pivotar los brazos oscilantes 59, de forma que la placa oscilante 61 lleve a cabo un movimiento en la dirección del eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6. Los brazos oscilantes 59 son pivotados, preferiblemente, 180°, pero también pueden pivotarse un ángulo menor. En este caso, el desplazamiento lateral puede ser compensado por un movimiento lateral correspondiente a lo largo del raíl 38.

La ventaja principal del mecanismo 35 es que el sensor 11 puede moverse relativamente rápido en la dirección de la fuente 9, dado que para rotar 180° los brazos oscilantes 59, se ha de mover el cartucho 55 del tornillo de avance solamente una corta distancia y la distancia abarcada por la rotación de los brazos oscilantes 59 es el doble de la longitud de los brazos oscilantes 59. Una ventaja adicional es que el mecanismo 35 también permite un movimiento lateral del sensor para ajustar la posición del sensor 11, según los requisitos de la formación de imágenes panorámicas y de TC.

La Figura 12 representa un mecanismo alternativo, en el que se varía la distancia entre la fuente 9 y el sensor 11 usando un mecanismo 63 de tijera. El mecanismo 63 de tijera comprende una base 64 que está orientada con un ángulo recto con respecto al eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6. Dos raíles paralelos 65 están conectados con la base 64. Se montan bloques deslizantes 66 en los raíles 65 y sujetan un soporte plegable 67 que comprende tensores 68, unos primeros extremos de los cuales están acoplados de forma amovible con los bloques deslizantes 66. Dos de los tensores 68 están conectados cada uno por un cojinete 69 de cruce central y soportan con sus segundos extremos los bloques 70 de sujeción que sujetan una placa 71 de soporte, sobre la que se puede montar el sensor 11. El soporte plegable 67 es accionado por un motor 72 que está montado en la base 64. El motor 72 acciona un tornillo 73 de avance, que se acopla con una tuerca 74 de tornillo fijada a un travesaño 75. El travesaño 75 está conectado con un par de bloques deslizantes 66 estando montado cada uno en raíles opuestos 65.

El mecanismo 63 de tijera también permite un movimiento rápido del sensor 11, dado que la tuerca 74 de tornillo solamente ha de moverse una distancia a lo largo del tornillo 73 de avance que se corresponde a la mitad de la distancia de la placa 71 de soporte y, por lo tanto, el sensor 11 se acerca hacia la fuente 9.

La Figura 13 muestra un mecanismo lineal 76 que también puede usarse para variar la distancia entre la fuente 9 y el sensor 11. El mecanismo 76 comprende una base 77 dotada de raíles 78. La base 77 también sujeta un soporte 79 de motor que sujeta un motor 80 que acciona un tornillo 81 de avance que se extiende a lo largo del eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6 y se acopla con una tuerca 82 de tornillo sujeta por un travesaño 83. El travesaño 83 se extiende entre los raíles 78 y está sujeto por los bloques deslizantes 84 que están montados en los raíles 78. El sensor

11 está montado en el travesaño 83, de forma que el eje longitudinal 36 del brazo giratorio 6 se extienda a lo largo del tornillo 81 de avance.

La ventaja particular del mecanismo lineal 76 es que el mecanismo lineal 76 es particularmente estable y fiable.

Debería hacerse notar que los mecanismos descritos también pueden combinarse.

- 5 Debería hacerse notar, además, que el modo de operación para niños también puede usarse para personas adultas poco corpulentas. También es posible proporcionar varios modos diferentes de operación que son aplicados dependiendo de la altura del paciente 14 que ha de ser examinado. Cada modo de operación usa, entonces, una distancia diferente entre la fuente 9 y el sensor 11 para adaptar el aparato 1 al tamaño particular del paciente 14. El aparato 1 también puede estar dotado de medios de detección para determinar el tamaño del paciente y para ajustar la distancia dependiendo de la salida de los medios de detección en varias etapas o de forma continua. Estos medios de detección pueden disponerse para determinar uno o más parámetros físicos de la cabeza 13 o del paciente 14. Estos parámetros pueden ser, por ejemplo, el peso del paciente 14, la altura del paciente 14, las dimensiones de la cabeza 13, o cualquier otro parámetro adecuado. Estos parámetros también pueden ser introducidos manualmente por el operario del aparato 1, si no se proporcionan sensores o si hay un número insuficiente de los mismos. La unidad 16 de control puede adaptar, entonces, los parámetros operativos de la fuente 9 a la SSD seleccionada. Por ejemplo, si se reduce la SSD, puede reducirse consecuentemente la intensidad de radiación reduciendo la corriente de la fuente.

- Si se reduce la SSD al máximo posible, pueden producirse colisiones. En particular, el alojamiento 25 del sensor 11 puede impactar con la cabeza 13 o el soporte 15 de cabeza, como se ilustra en la Figura 14, en particular dado que el soporte 15 de cabeza puede estar dotado de un apoyo saliente 85 de sienes. En la Figura 14, se representa el apoyo 85 de sienes en una posición cerrada, en la que el apoyo 85 de sienes está en contacto con la cabeza 13, y en una posición abierta, en la que el apoyo de sienes se encuentra a una distancia de la cabeza 13. La posición abierta está indicada por líneas discontinuas mientras que la posición cerrada se muestra con líneas continuas.

- Como puede apreciarse en la Figura 15, el apoyo 85 de sienes comprende dos porciones 86 de contacto, que hacen contacto con lados opuestos de la cabeza 13 encima de las orejas 87. Las porciones 86 de contacto son sujetadas respectivamente por ramas 88, cuyos extremos inferiores son soportados por cojinetes 89 de pivote que están ubicados en una base 90. La base 90 también puede sujetar un apoyo 91 de barbilla y/o una pieza 92 de mordida, que el paciente 14 muerde durante la exploración para fijar la posición de la dentadura durante el proceso de barrido.

- Como se muestra en la Figura 14, puede suceder que el alojamiento 25 del sensor 11 colisione con el apoyo 85 de sienes, dado que las posiciones abierta y cerrada del apoyo 85 de sienes no estén bien definidas. También puede suceder que el alojamiento 25 del sensor 11 colisione con la cabeza 13 del paciente 14 debido a una forma inusual de la cabeza 13. El paciente 14 puede tener, por ejemplo, una parte trasera de la cabeza 13 inusualmente larga que impida el movimiento del alojamiento 25 a lo largo de una trayectoria de barrido.

- Estas colisiones pueden evitarse mediante mediciones directas de la cabeza 13 del paciente o del apoyo 85 de sienes. Estas mediciones pueden usar herramientas mecánicas de medición, tales como reglas o calibres. También pueden usarse técnicas de barrido óptico láser, tales como LIDAR. Una alternativa adicional es el uso de cámaras junto con el reconocimiento subsiguiente de imágenes para determinar el tamaño de la cabeza 13 y la posición del apoyo 85 de sienes. En este caso, pueden proporcionarse marcadores ópticos pasivos en el apoyo 85 de sienes para garantizar que el reconocimiento de imágenes reconozca de forma segura la posición del apoyo 85 de sienes. La posición del apoyo 85 de sienes también puede determinarse por medio de radiomarcadores pasivos, cuya posición puede ser detectada por señales que son emitidas y recibidas por un transmisor de radiofrecuencia. Por último, la base 90 también puede estar dotada de un codificador de posición que detecta la posición angular de las ramas 88. Usando uno de estos medios o cualquier combinación de estos medios, pueden determinarse las dimensiones de la cabeza 13 antes de que comience la formación de imágenes panorámicas o el barrido de TC.

- A pesar de todo el cuidado a la hora de determinar las dimensiones de la cabeza 13, subsiste el riesgo de una colisión durante el proceso de formación de imágenes. El riesgo de una colisión puede disminuirse o las colisiones pueden evitarse por completo, si el sensor 11 está dotado de un detector 93 de colisiones. Tal detector 93 de colisiones puede colocarse, por ejemplo, en el alojamiento 25 encima del plano 24 de detección, dado que la parte saliente de la cabeza 13 y el apoyo 85 de sienes están generalmente encima de la dentadura, cuya imagen es generada mediante la formación de imágenes panorámicas o de TC.

- Para evitar colisiones con la fuente 9, la fuente 9 también puede asociarse con un detector 94 de colisiones.

En lo que sigue, se describen diversas realizaciones posibles de los detectores 93 y 94 de colisiones. En aras de la simplicidad, las explicaciones se refieren solo a la zona en torno al sensor 11 y al alojamiento 25, pero las explicaciones también son válidas para la zona en torno a la fuente 9 y el alojamiento 22.

- La Figura 16 muestra una realización, en la que se usa un sensor capacitivo 95 de distancia para detectar colisiones. El sensor capacitivo 95 de distancia comprende dos electrodos 96, que están conectados con alguna electrónica 97 del sensor, que puede ser leída por la unidad 17 de control.

Los electrodos 96 generan un campo eléctrico 98 que es alterado si un objeto, en concreto, la cabeza 13 o el apoyo 85 de sienes, se acerca a los electrodos 96. Por lo tanto, la capacitancia de los electrodos 96 cambia y puede detectarse una colisión inminente del alojamiento 25 con la cabeza 13 o el apoyo 85 de sienes por medio de la electrónica 97 del sensor y, así, por medio de la unidad 17 de control.

5 La Figura 17 muestra otra realización, en la que se usa un sensor ultrasónico 99 de distancia para detectar colisiones. La electrónica 97 de sensor del sensor ultrasónico ejemplar 99 opera un transceptor ultrasónico 100, que emite y recibe una señal ultrasónica 101, que es reflejada por la cabeza 13 o el apoyo 85 de sienes. Se mide y usa el tiempo de vuelo de la señal ultrasónica 101 para determinar la distancia entre el transceptor ultrasónico 100 y la cabeza 13 o el apoyo 85 de sienes. En consecuencia, la electrónica 97 del sensor también es capaz de detectar una colisión inminente.

10 La Figura 18 muestra una realización adicional, en la que se usa un sensor óptico 102 de distancia para detectar colisiones. El sensor óptico 102 de distancia está basado en el principio de triangulación. El sensor óptico de distancia comprende una fuente lumínica 103, por ejemplo, un láser o un LED, que emite un haz 104. El haz 104 puede reflejarse por la cabeza 13 o el apoyo 85 de sienes. La luz reflejada 105 incide sobre un detector 106 sensible a la posición. La información sobre la posición, en la que la luz reflejada choca con el detector 106 sensible a la posición, es usada por la electrónica 97 del sensor para determinar la distancia entre el sensor óptico 102 de distancia y la cabeza 13 o el apoyo 85 de sienes. En consecuencia, la electrónica 97 del sensor de esta realización es capaz de detectar una colisión inminente.

15 La Figura 19 muestra una cuarta realización, en la que se usa un sensor óptico 107 de tiempo de vuelo (=TOF, por sus siglas en inglés) para detectar colisiones. El sensor óptico 107 de TOF comprende una fuente lumínica 108, que emite impulsos 109 de luz. Los impulsos 109 de luz son reflejados en la cabeza 13 o en el apoyo 85 de sienes y recibidos por un detector 110 de luz. Se mide el tiempo de vuelo por medio de la electrónica 97 del sensor y, en función de las mediciones, puede determinarse la distancia que el impulso 109 de luz ha recorrido entre la fuente lumínica 108 y el detector 110 de luz.

20 Una ventaja de los sistemas ópticos es que los resultados son independientes de las condiciones ambientales, tales como la temperatura o la humedad del aire.

Los ejemplos de detectores de colisiones mostrados en las Figuras 16 a 19 no deben entenderse como limitantes. Puede considerarse cualquier otro sensor de distancia, por ejemplo, también sistemas visuales que procesan imágenes de datos de cámara para reconocer el riesgo de una colisión con un objeto en el campo de visión de la cámara.

25 Por último, debería hacerse notar que la invención ha sido descrita aquí respecto a un aparato de formación de imágenes dentales. La invención, sin embargo, también puede usarse, en general, para aparatos que son usados para la formación de imágenes de cualquier zona de la cabeza 13 del paciente 14, por ejemplo, para un aparato que es usado para la formación de imágenes de la mandíbula o maxilar, la articulación temporomandibular o el seno mediante la formación de imágenes panorámicas y/o que es usado para la formación de imágenes de cualquier otra zona de la cabeza 13 mediante la TC, en particular, zonas en torno a la oreja, la nariz y la garganta del paciente 14.

30 En toda la descripción y en las reivindicaciones de la presente memoria, el singular engloba el plural a no ser que el contexto requiera algo diferente. En particular, donde se usa el artículo indefinido, ha de entenderse que la memoria contempla la pluralidad, así como la singularidad, a no ser que el contexto requiera algo diferente.

40 Ha de entenderse que los rasgos, los números enteros, las características, los componentes o los grupos descritos junto con un aspecto particular, una realización o un ejemplo de la invención son aplicables a cualquier otro aspecto, realización o ejemplo descrito en la presente memoria, a no ser que sea incompatible con los mismos.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para la formación de imágenes digitales de la zona de la cabeza de un paciente (14), que comprende:
 - una fuente (9) para generar radiación de rayos X;
- 5 - un sensor (11) para detectar radiación de rayos X, que es generada por la fuente (9) y pasa a través del paciente (14);
- 10 - un brazo giratorio (6) para disponer la fuente (9) y el sensor (11) sobre el mismo, de forma que se encuentren opuestos entre sí, en el que el brazo giratorio (6) está dotado de medios (10, 12) de ajuste para variar la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11);
- 15 - una estructura (2, 3, 4, 5) de soporte para soportar el brazo giratorio (6), en el que los medios (7) de traslación y rotación accionados por motor están interpuestos entre el brazo giratorio (6) y la estructura (2, 3, 4, 5) de soporte; y
- 20 - una unidad (16) de control, que controla la fuente (9), el sensor (11), y los medios (7) de traslación y rotación, caracterizado porque
 - la unidad (16) de control controla, además, los medios (10, 12) de ajuste y está dispuesta para operar el aparato en diversos modos de operación que comprenden distancias diferentes entre la fuente (9) y el sensor (11), y porque
- 25 - el aparato está dotado de medios (93, 94) de detección de colisiones, que comprenden un sensor de distancia, conectado con la unidad (16) de control y dispuesto para detectar una posible colisión de la fuente (9) y/o del sensor (11) con el paciente (14) durante el movimiento de la fuente (9) y/o del sensor (11).
- 30 2. El aparato según la reivindicación 1, caracterizado porque para variar la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11), la unidad (16) de control acerca entre sí tanto la fuente (9) como el sensor (11).
- 35 3. El aparato según la reivindicación 1, caracterizado porque para variar la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11), la unidad (16) de control solamente acerca el sensor (11) hacia la fuente (9) que está fijada al brazo giratorio (6).
- 40 4. El aparato según la reivindicación 3, caracterizado porque la unidad (16) de control desplaza, además, un eje (8) de rotación del brazo giratorio (6) en la dirección del sensor (11).
- 45 5. El aparato según la reivindicación 4, caracterizado porque, para la tomografía computarizada, se mueve el eje de rotación sobre una trayectoria (30) en torno a un eje virtual (29) de rotación que está ubicado en el objeto (26) del que se han de formar imágenes.
- 50 6. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque se mueve el sensor (11) dentro de un alojamiento (25) que es estacionario con respecto al brazo giratorio (6).
- 55 7. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque los medios (10, 12) de ajuste comprenden medios para posicionar el sensor (11) que son seleccionados del grupo que comprende:
 - un mecanismo (35) que incluye medios (37-45) para un movimiento lateral con respecto a un eje longitudinal (36) del brazo giratorio (6),
 - un mecanismo (35) que incluye medios (47-62) para un movimiento orientable con respecto al brazo giratorio (6),
 - un mecanismo (63) de tijera para variar la distancia entre una base (64) fijada al brazo giratorio (6) y una estructura (71) de soporte del sensor (11),
 - un mecanismo lineal (76) para mover el sensor (11) a lo largo de una estructura (74) de guía en la dirección de la fuente (9), y

- combinaciones de los mismos.

8. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7,
caracterizado porque los medios (10, 12) de ajuste están accionados por motor.

5 9. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8,
caracterizado porque el aparato está dotado de un colimador primario (21) que está ubicado entre la fuente (9) y el paciente (14) y que se abre con mayor anchura si se opera el aparato en un modo de operación, en el que se reduce la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11).

10 10. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9,
caracterizado porque se selecciona la intensidad radiante de la fuente (9) dependiendo de la distancia seleccionada entre la fuente (9) y el sensor (11) en el modo seleccionado de operación.

15 11. El aparato según la reivindicación 9,
caracterizado porque
- la intensidad radiante de la fuente (9) se ajusta a la distancia seleccionada entre la fuente (9) y el sensor (11) ajustando la corriente generadora de rayos X y/o la tensión de la fuente (9), y/o

20 - la intensidad radiante de la fuente (9) se ajusta a partir de un valor anterior a un valor actual multiplicando el valor anterior con el cuadrado de la relación de la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11) en el modo de operación actual con respecto a la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11) en el modo de operación anterior.

12. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11,

25 caracterizado porque el tiempo de exposición del sensor (11) es más corto si se opera el aparato en un modo de operación, en el que se reduce la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11).

13. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12,

caracterizado porque la relación de ampliación es constante en los diversos modos de operación.

30 14. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13,

caracterizado porque

35 - el aparato está dispuesto para ser operado en un modo básico de operación para pacientes más corpulentos y en un modo alternativo de operación para pacientes menos corpulentos, en el que la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11) se reduce en comparación con la distancia usada para el modo básico de operación y porque, opcionalmente, el modo básico de operación es un modo de operación para adultos y porque el modo alternativo de operación es un modo de operación para niños, y/o

40 - el aparato comprende un único sensor (11) tanto para la formación de imágenes panorámicas como para la tomografía computarizada de la zona de la cabeza del paciente (14).

15. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14,

caracterizado porque la distancia entre la fuente (9) y el sensor (11) se ajusta dependiendo de la salida del medio de detección para determinar parámetros físicos del paciente (14).

45 16. El aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15,

50 caracterizado porque la fuente (9) está dotada de medios (94) de detección de colisiones para detectar una posible colisión de la fuente (9) con el paciente (14) y/o medios (15) de posicionamiento del paciente durante un movimiento de la fuente (9) y/o porque el sensor (11) está dotado de medios (93) de detección de colisiones para detectar una posible colisión del sensor (11) con el paciente (14) y/o medios (15) de posicionamiento del paciente durante un movimiento del sensor (11).

17. El aparato según la reivindicación 16,

55 caracterizado porque se seleccionan los medios (93, 94) de detección de colisiones de un grupo que comprende sensores capacitivos (95) de distancia, sensores ultrasónicos (99) de distancia, sensores ópticos (102) de distancia y sensores ópticos (107) de tiempo de vuelo.

FIG 1

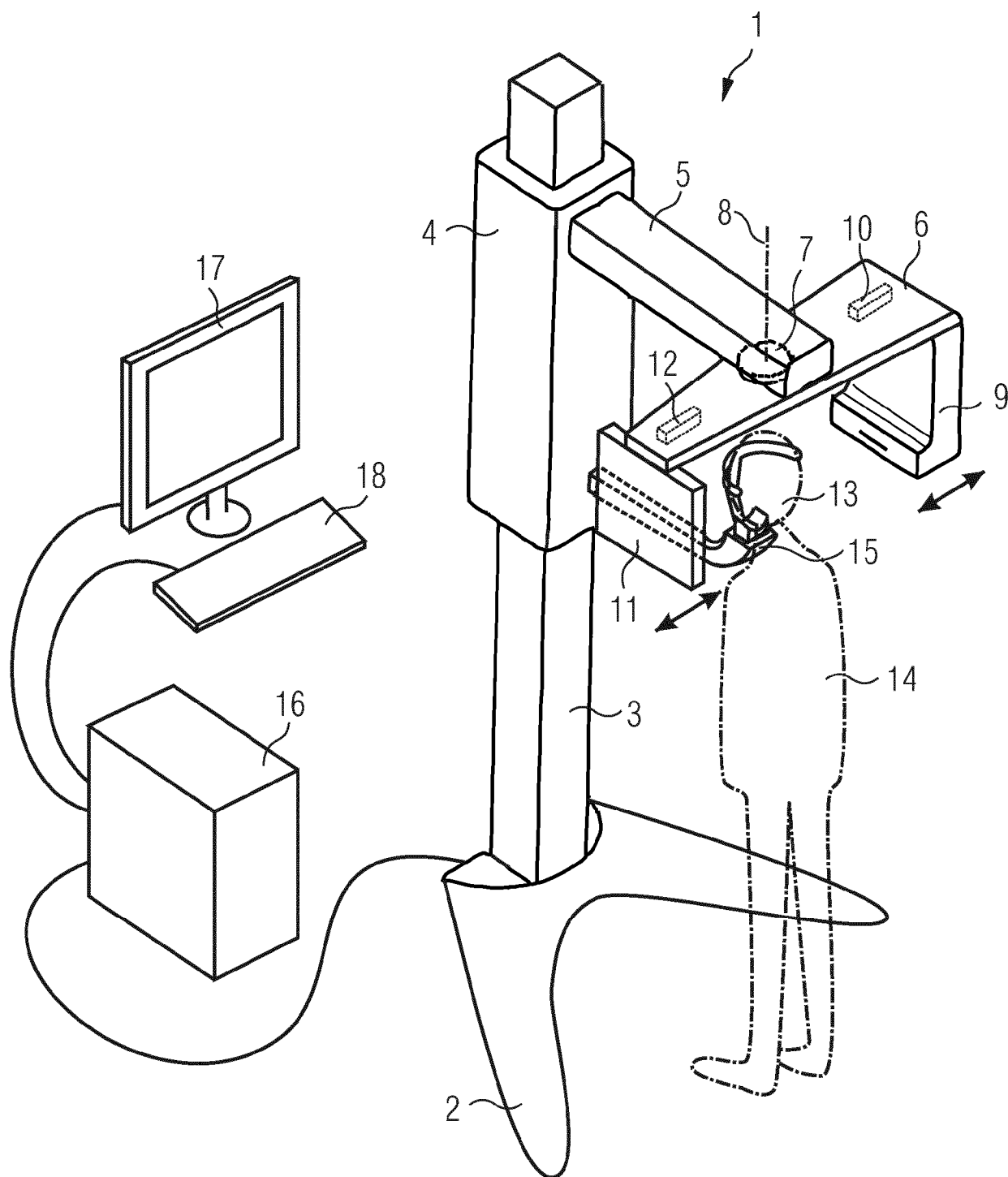


FIG 2

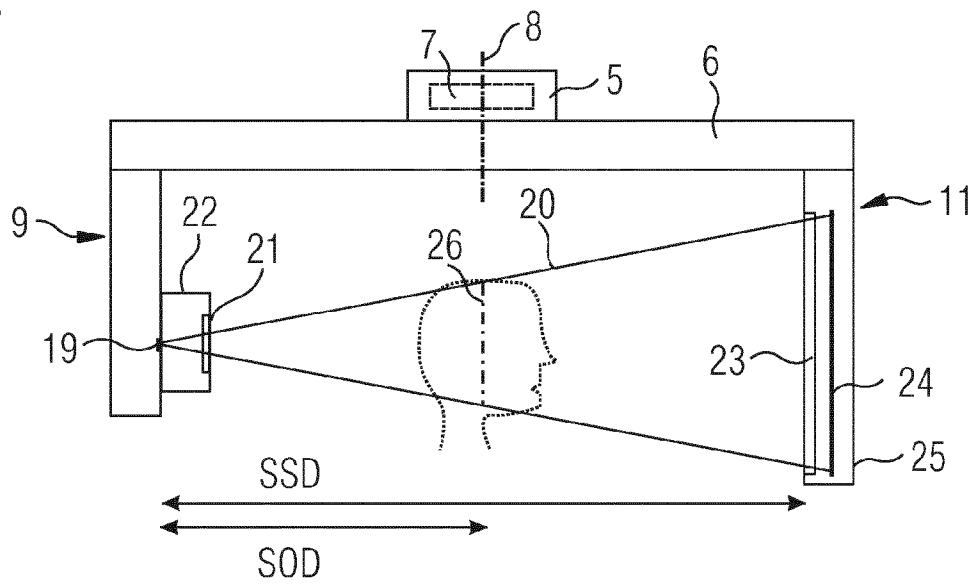


FIG 3

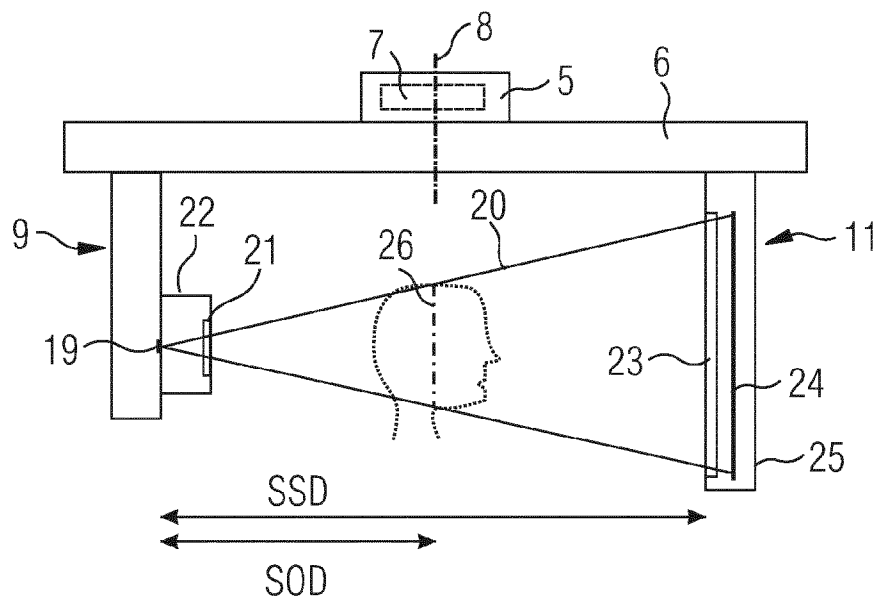


FIG 4

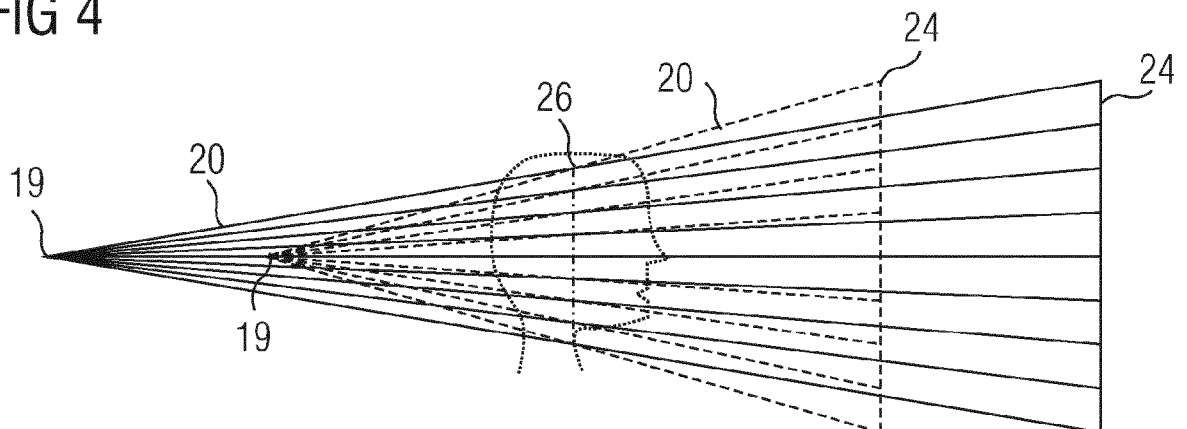


FIG 5

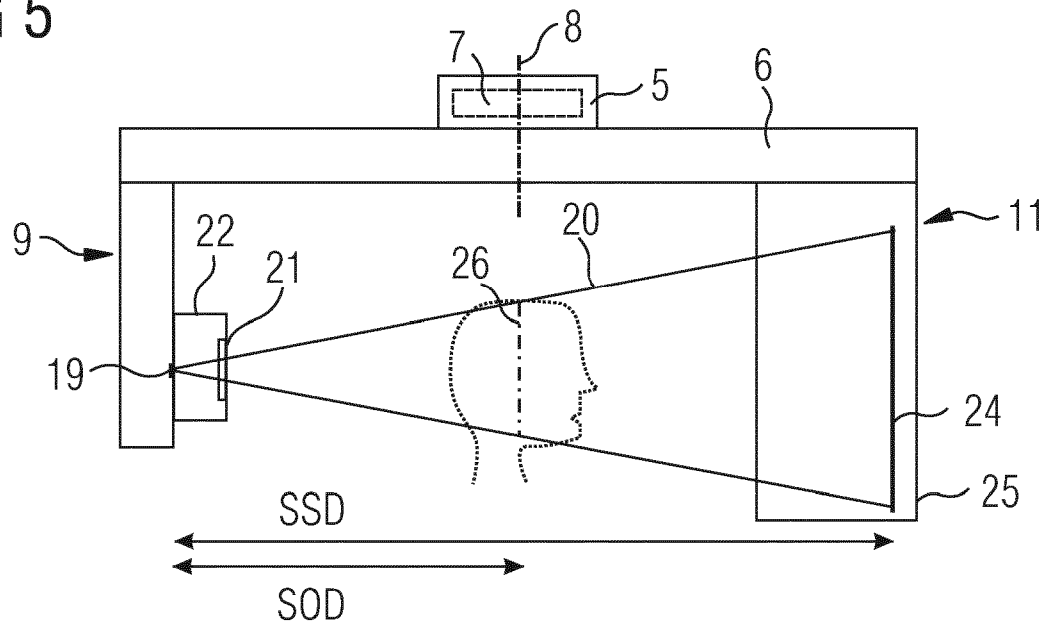


FIG 6

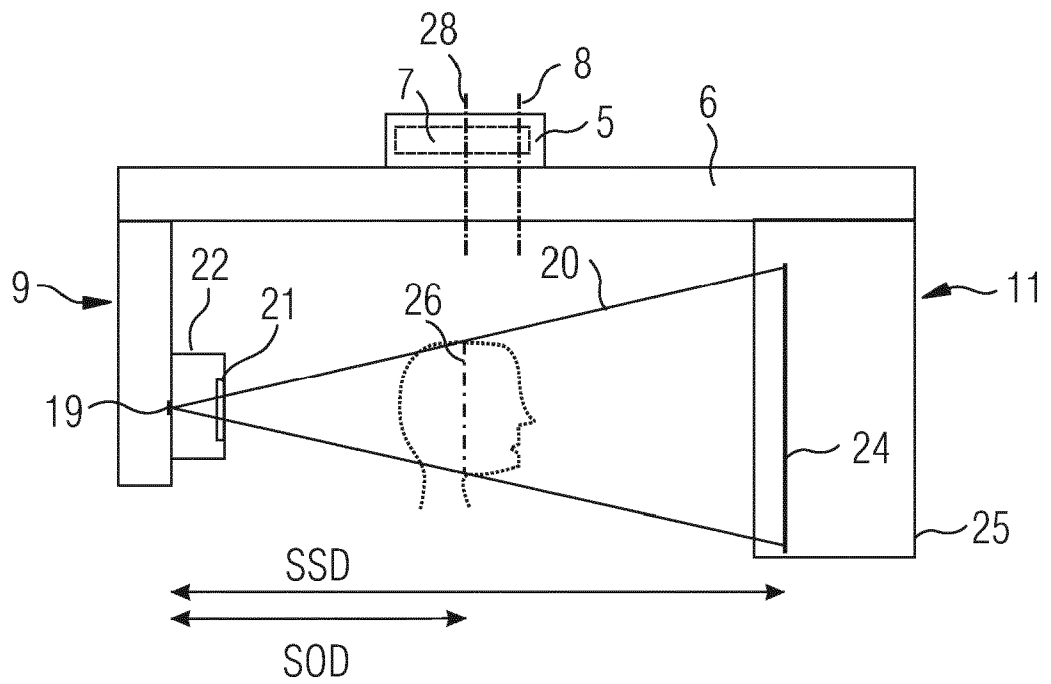


FIG 7

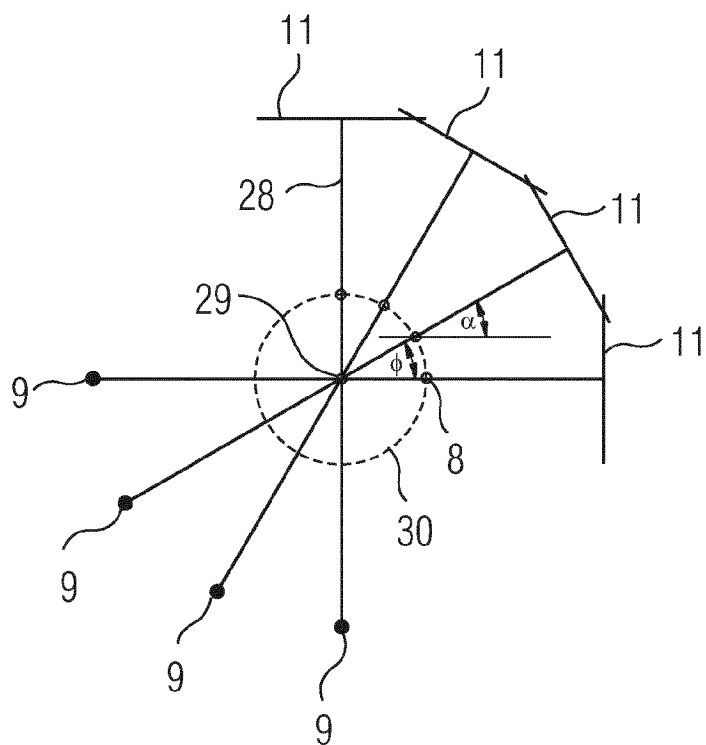


FIG 8

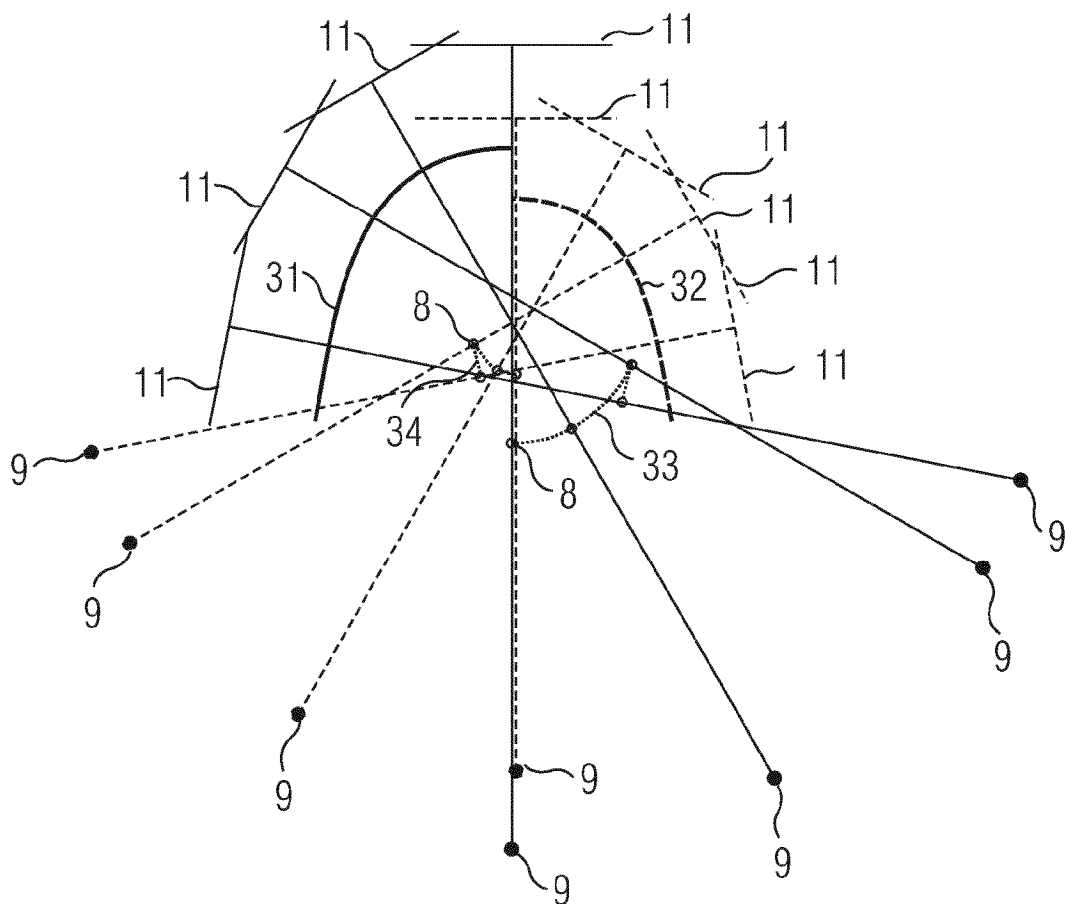


FIG 9

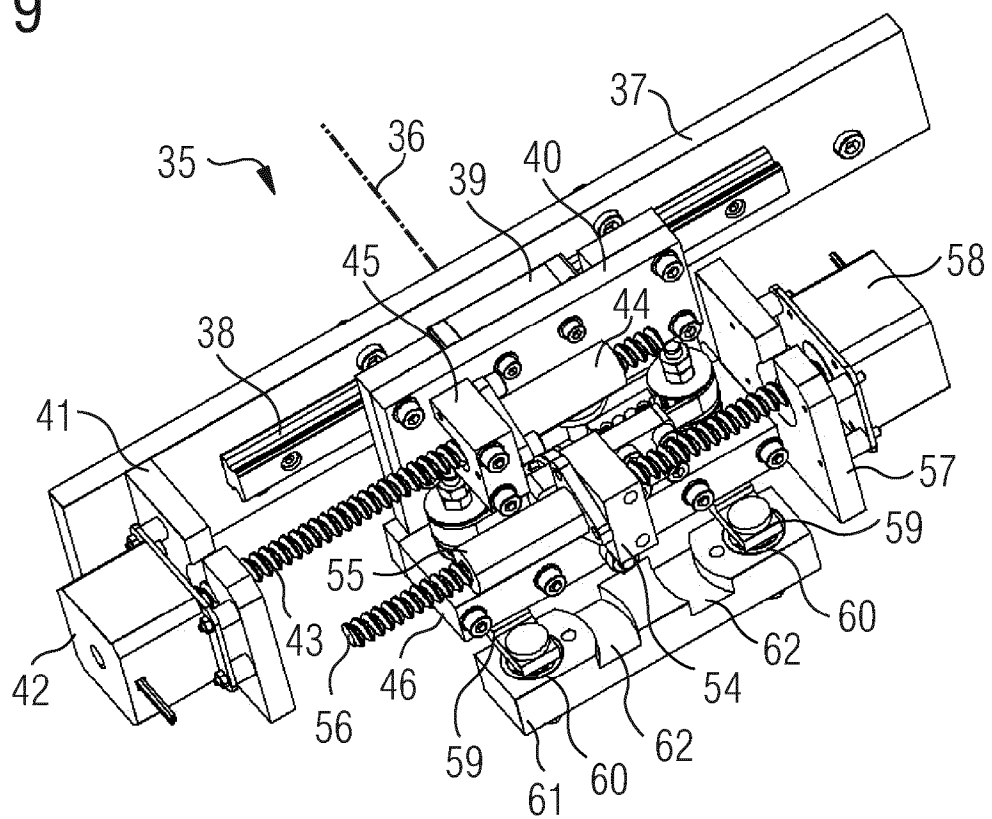


FIG 10

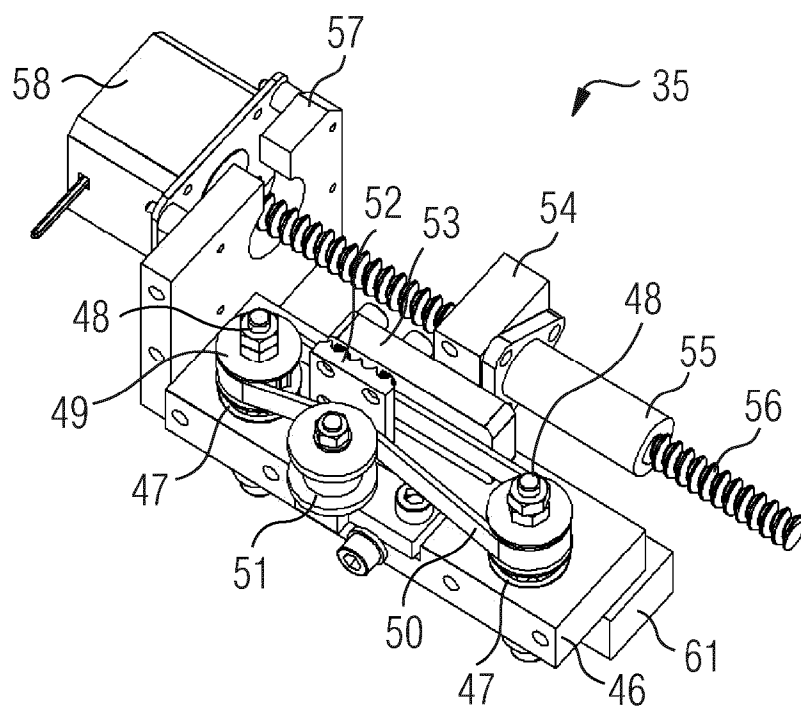


FIG 11

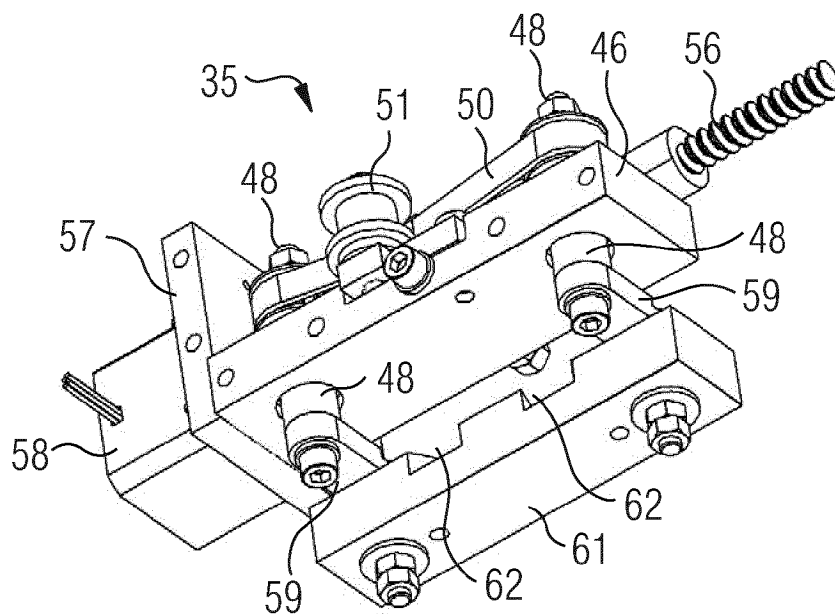


FIG 12

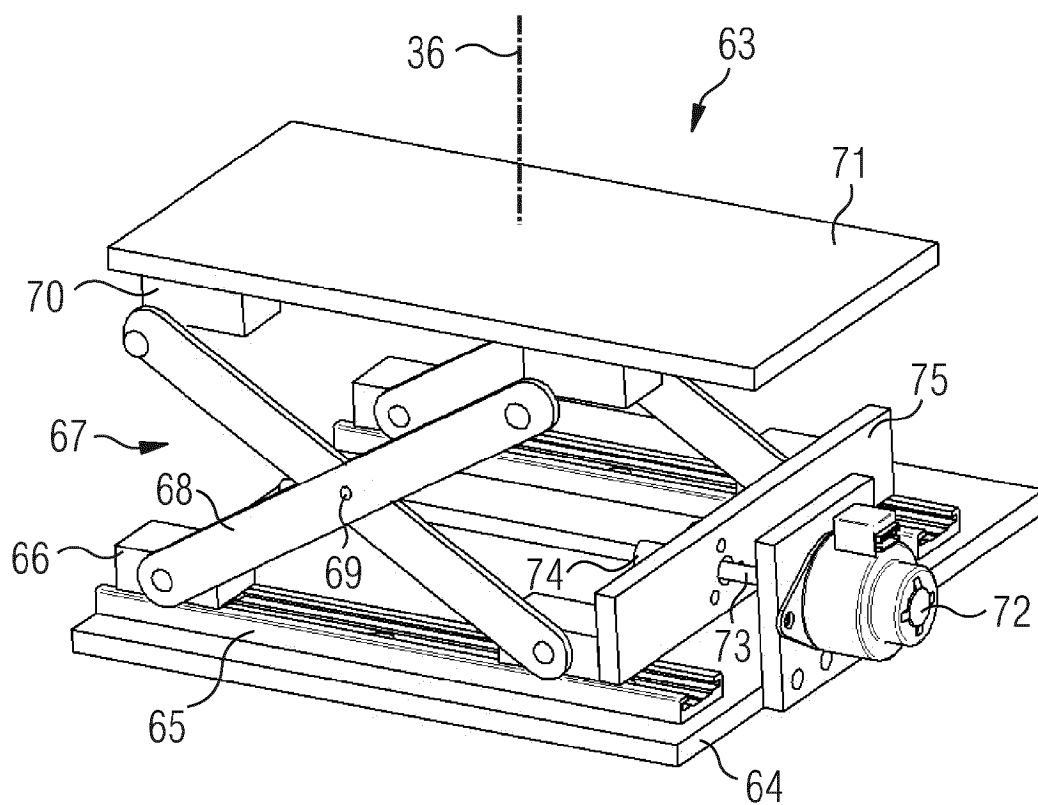


FIG 13

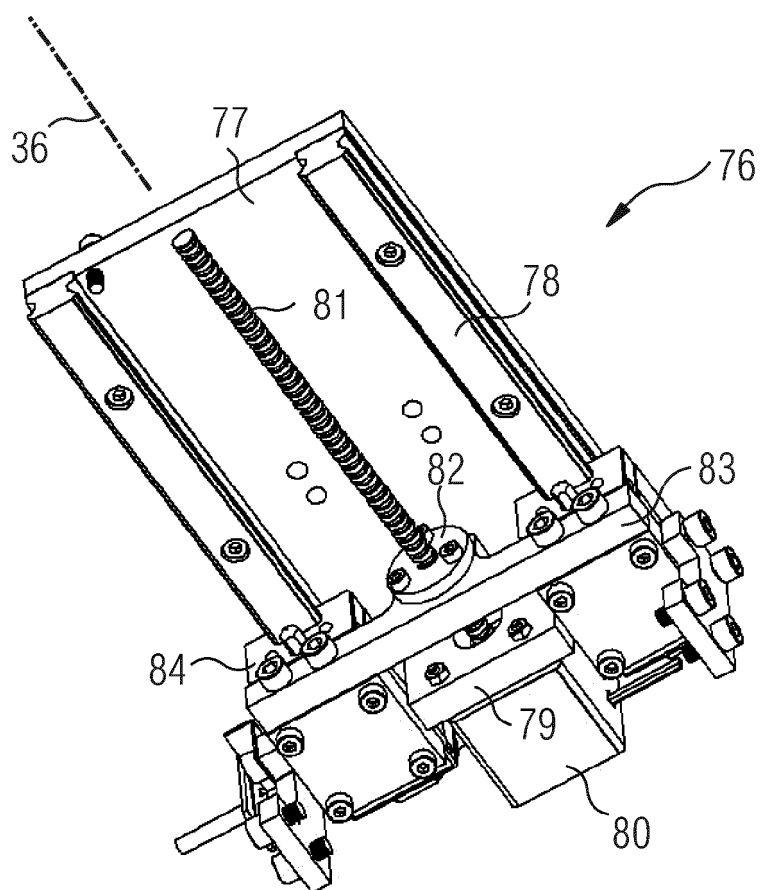


FIG 14

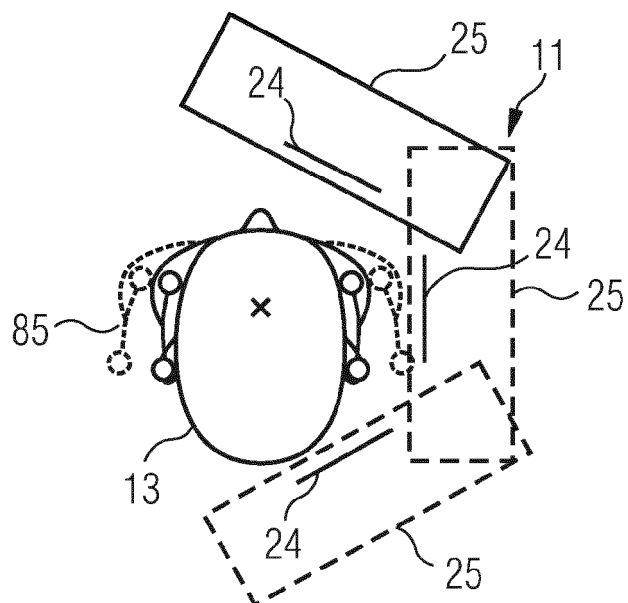


FIG 15

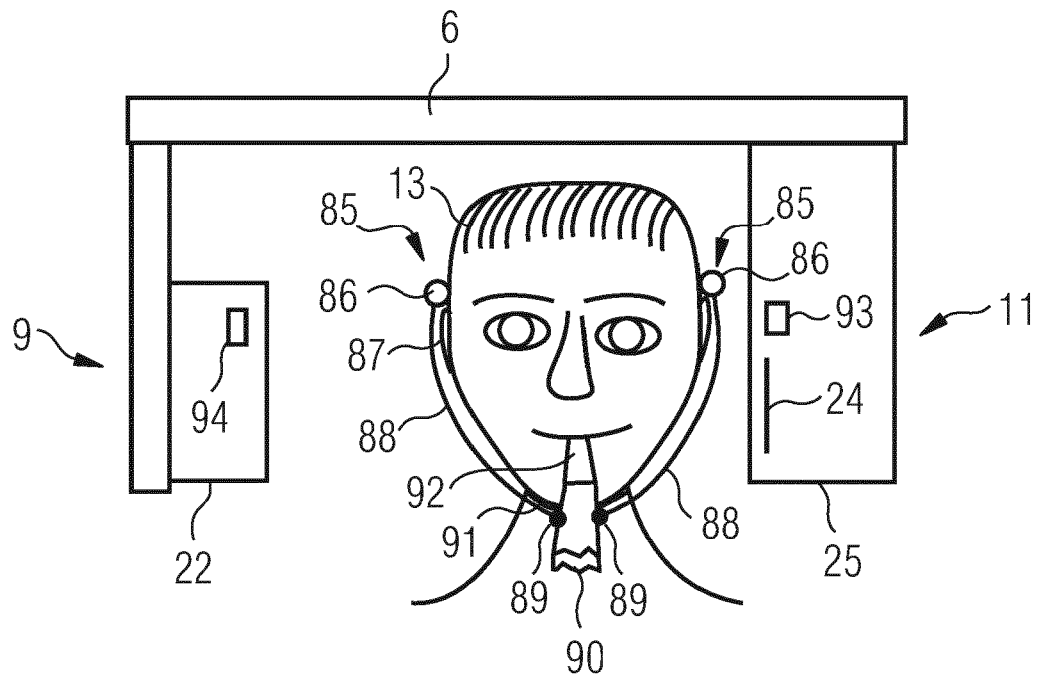


FIG 16

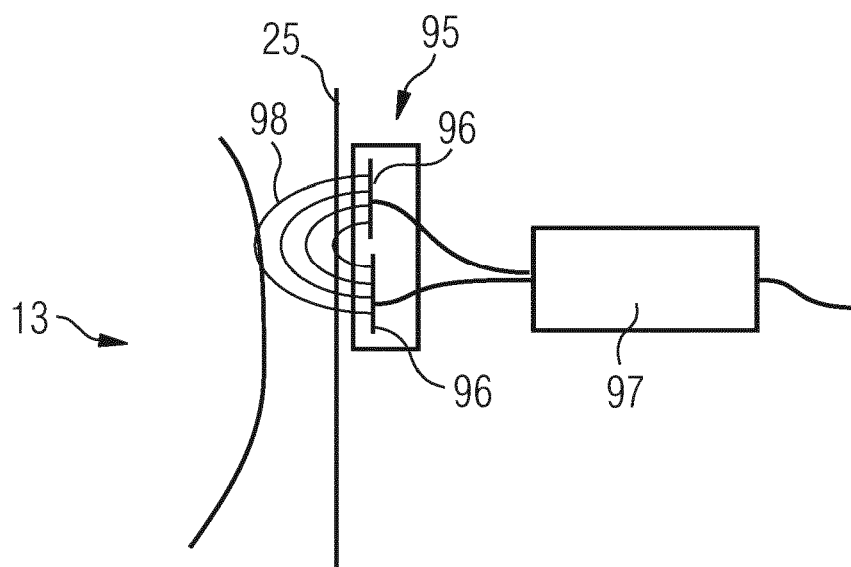


FIG 17

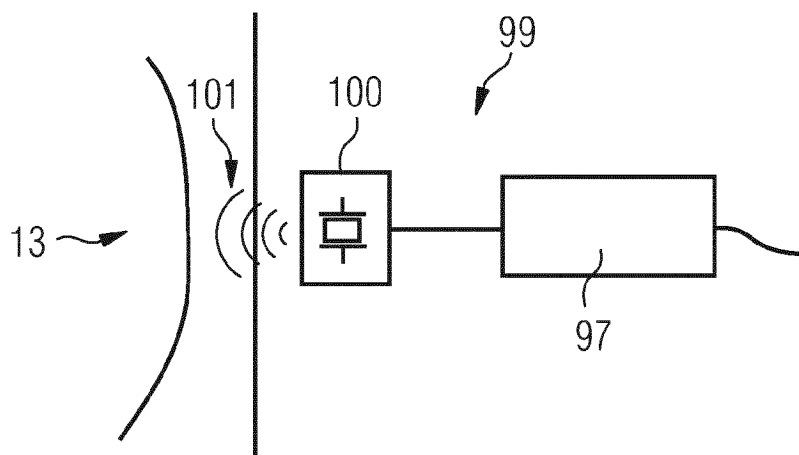


FIG 18

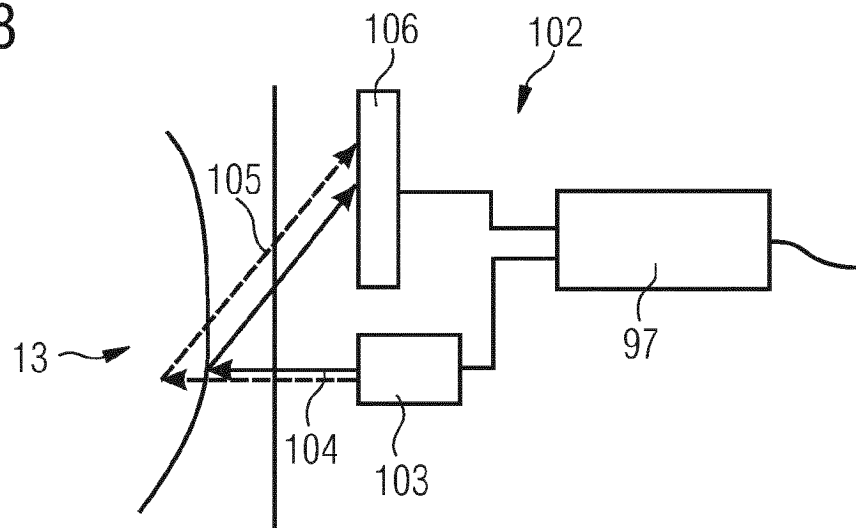


FIG 19

