

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 615 552**

51 Int. Cl.:

A61B 6/14 (2006.01)

A61B 6/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.08.2013** E 13181626 (6)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.11.2016** EP 2732766

54 Título: **Aparato de radiografía de rayos X**

30 Prioridad:

20.11.2012 TW 101143280

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

07.06.2017

73 Titular/es:

**NUCLEAR ENERGY RESEARCH ATOMIC
ENERGY COUNCIL, EXECUTIVE YUAN (100.0%)
No. 1000, Wenhua Road Jiaan Village, Longtan
Township
Taoyuan County, TW**

72 Inventor/es:

**HSIEH, HO-HUI;
JAN, MEEI-LING y
TSAI, TIEN-HSIU**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 615 552 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 de radiografía de rayos X

Antecedentes de la invención

Campo de la invención

- 5 La presente invención se refiere a un aparato para la radiografía de rayos X y, en particular, a un aparato para radiografías de rayos X que puede mantener un haz de rayos X fuera de un área de la que no se pueden formar imágenes en un proceso fotográfico.

Técnica relacionada

- 10 La radiografía de rayos X dental extra oral, tal como la panorex dental (de rayos X panorámica) de dos dimensiones y la tomografía computarizada en tres dimensiones (CT), se utilizan a menudo para los dientes, la mandíbula y los huesos faciales y tejidos blandos periféricos, y es una herramienta útil en el diagnóstico dental y en el tratamiento auxiliar.

- 15 Un contraste radiográfico de rayos X se debe principalmente a la atenuación por penetración producida por los componentes, densidad y grosor de una materia que es penetrada por rayos X, y la mayor parte de la energía fotónica perdida en el proceso de penetración es absorbida por los tejidos humanos y es convertida en una dosis de radiación. Haciendo referencia a la figura 1, los objetivos de la radiografía de rayos X dental se encuentran principalmente debajo de la base craneal del cráneo 10 y en un rango de la cavidad oral y de la mandíbula y huesos faciales delante del meato acústico externo (EAM). En la morfología del cráneo, la pirámide petrosa y el plano sagital medio son límites de la forma de la base del cráneo, y una estructura piramidal simétrica con la silla turca (sella turcica) 11 como vértice y que tiene ángulos izquierdo derecho de 47 grados es un área de la que no se pueden formar imágenes. En otras palabras, un rango real requerido en la radiografía de rayos X dental incluye un área en la base del cráneo con la pirámide petrosa y el plano sagital medio como límites y la silla turca 11 como un vértice y teniendo ángulos izquierdo y derecho de 133 grados y un rango de la columna de corona redonda que tiene una altura desde la metalínea infraorbital (IOML) del cráneo a la base de la mandíbula. Sin embargo, en un modo de exploración extra oral de rayos X convencional desventajoso en la técnica anterior, por ejemplo, la exploración panorex dental y la exploración dental de CT, para implementar la formación de imágenes panorex dental de rayos X o para obtener información de la proyección de rayos X con un ángulo suficiente para reconstruir una imagen tridimensional, la mayoría de los sistemas de imágenes de rayos X dentales extra orales adoptan un modo de exploración por rotación del centro sincronizada en la que una fuente de rayos X y un dispositivo de detección de imágenes rotan alrededor de un centro en un ángulo de 180 grados para realizar la exploración.

- 25 Sin embargo, puesto que la cavidad oral está situada en una posición frontal e inferior de la porción de la cabeza y del cuello y un rayo X tiene una característica de avanzar hacia delante a lo largo de una línea recta, durante la exploración de rotación de centro sincronizada, un área de cabeza y de cuello de la que no se pueden formar imágenes (es decir, el área de la que no se pueden formar imágenes formada por un área de estructura piramidal simétrica con la silla turca 11 como vértice y que tiene ángulos izquierdo y derecho de 47 grados) es a menudo expuesta inevitablemente y directamente a un haz de exploración de rayos X, resultando en una atenuación adicional de la penetración de los rayos X, de manera que la fuente de rayos X necesita una potencia más alta para producir como salida de cantidad de radiación suficiente para que un aparato de recepción de imágenes forme una imagen; al mismo tiempo, la dosis de radiación recibida por el cuerpo humano se incrementa. Si la exploración de rotación de centro sincronizada evita la exploración del área dental de la que no se pueden formar imágenes tal como la porción de cabeza y de cuello, no se puede obtener suficiente información de la imagen de proyección de rayos X, de manera que no se puede formar una imagen de rayos X dental completa.

- 35 En el documento US 2012/0093284 A1 se describe un dispositivo de radiografía de rayos X dental. Este dispositivo utiliza un dispositivo de colimación con el fin de colimar el haz de rayos X y reducir la cantidad de componentes de haz divergentes y reducir el tamaño del haz a un tamaño suficiente para el examen. El tamaño reducido del haz garantiza que el examen se puede realizar precisamente en el área de interés sin irradiación innecesaria al tejido humano que no pertenece al área de interés. Además, una divergencia del haz más pequeña conduce a una mayor precisión de cada medición debido a la ausencia de componentes divergentes espurios del haz. Sin embargo, estas ventajas, tamaño pequeño del haz y divergencia pequeña del haz, se consiguen a expensas de la intensidad del haz puesto que los componentes no deseados del haz son filtrados fuera del haz incidente, reduciendo sustancialmente como consecuencia la intensidad del haz que llega al objetivo. Con el fin de compensar la intensidad más débil del haz, se deben realizar mediciones más largas para lograr una calidad comparable de las radiografías. Esto incrementa el tiempo que cada paciente pasa en el aparato.

- 55 Por lo tanto, la presente invención pretende presentar un aparato para radiografías de rayos X dentales que puede mejorar las deficiencias de los aparatos de radiografía de rayos X convencionales.

Sumario de la invención

En vista de las desventajas de la técnica anterior, la presente invención proporciona un aparato para la radiografía de rayos X de acuerdo con la reivindicación independiente 1. Realizaciones ventajosas son el objeto de las reivindicaciones dependientes. Especialmente, la invención proporciona un aparato que puede mantener un haz de rayos X fuera de un área de la que no se pueden formar imágenes en un proceso de radiografiar en un modo de exploración de rotación asimétrica de una fuente de rayos X y un dispositivo de detección de imágenes.

Cuando se está aplicando en la radiografía dental, este aparato para la radiografía de rayos X tiene características de un modo de exploración de rotación de centro parcial tridimensional bilateral dentro de un ángulo limitado, y el alcance de detección dental de los seres humanos está dividido en una media parte izquierda y una media parte derecha de acuerdo con la estructura anatómica de los huesos del cuerpo humano. Un rango de radiografía dental es explorado de tal manera que un dispositivo de detección está orientado hacia un centro de una manera fija y una fuente emisora de rayos X es rotado alrededor del centro de un círculo e irradia luz, y se utiliza un elemento de bloqueo de rayos X para la conformación de un campo de irradiación de haces de rayos X cónico, de manera que una tangente del borde del campo de irradiación se mantiene separada de los tejidos no dentales que se radiografían con rayos X tales como el cráneo y la porción de cuello, e introduce un rango de penetración de los rayos X. De esta manera, la exploración de rayos X cubre el rango de exploración dental completa de la cavidad oral completa con una atenuación mínima de la penetración. Si sólo se necesita realizar un pequeño rango de radiografía de rayos X extra oral en un único lado, al radiografiar una mitad de un rango en el que se pueden formar imágenes y reducir el ángulo de rotación de la fuente emisora de rayos X, la distribución angular del campo de irradiación de rayos X permite satisfacer una demanda de formación de imágenes.

En una realización, la presente invención proporciona un aparato para la radiografía de rayos X, que incluye una fuente de rayos X, un primer dispositivo de accionamiento, y un dispositivo de detección de imágenes. La fuente de rayos X tiene un extremo emisor de luz, estando provisto el extremo emisor de luz de un elemento de bloqueo. La fuente de rayos X genera un haz de rayos X a través del extremo emisor de luz, y el elemento de bloqueo se utiliza para restringir un campo de proyección del haz de rayos X, de manera que el haz de rayos X tiene un primer límite. El haz de rayos X es proyectado sobre un objeto, y el objeto tiene un centro de referencia y un área de la que se pueden formar imágenes. El primer dispositivo de accionamiento se utiliza para accionar la fuente de rayos X para que rote alrededor del objeto dentro de un rango de ángulos con el centro de referencia del objeto como centro. En el proceso de rotación de la fuente de rayos X, el haz de rayos X se proyecta sobre el área de la que se pueden formar imágenes, y cuando la fuente de rayos X se encuentra en una primera posición, el primer límite pasa a través del centro de referencia. El dispositivo de detección de imágenes está dispuesto en un lado del objeto y está orientado a la fuente de rayos X. Después de haber sido proyectado sobre el objeto, el haz de rayos X se proyecta sobre el dispositivo de detección de imágenes, formando de ese modo una imagen en el dispositivo de detección de imágenes.

Con el fin de hacer que las estructuras, objetivos y eficiencias de la presente invención sean comprensibles para el examinador, la presente invención se ilustra en detalle a continuación con referencia a los dibujos que se acompañan.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención se entenderá de manera más completa a partir de la descripción detallada que se proporciona a continuación en la presente memoria descriptiva solamente para ilustración, y por lo tanto no es limitativa de la presente invención, y en la que:

la figura 1 es una vista esquemática de un área de la que se pueden formar imágenes y un área de la que no se pueden formar imágenes en la radiografía de rayos X en la técnica anterior;

la figura 2A a la figura 2B son vistas estructurales esquemáticas de la realización 1 de la presente invención;

la figura 3 es una vista esquemática de otro lado de un objeto explorado; y

la figura 4, la figura 4A y la figura 4B son vistas esquemáticas que muestran la definición de un punto central de referencia en la presente invención.

Descripción detallada de la invención

Los medios técnicos y las eficiencias utilizados por la presente invención para alcanzar los objetivos se describen a continuación con referencia a los dibujos que se acompañan, se proporcionan las realizaciones con los dibujos adjuntos simplemente como una ilustración auxiliar con el fin de facilitar la comprensión del examinador. Sin embargo, los medios técnicos de esta solicitud no están limitados por los dibujos listados.

Haciendo referencia a la realización que se muestra en la figura 2A y en la figura 2B, un aparato para la radiografía de rayos X 20 incluye una fuente de rayos X 21 y un dispositivo de detección de imágenes 22. La fuente de rayos X

21 está dispuesta en un lado de un objeto 30, y el dispositivo de detección de imágenes 22 está dispuesto en el otro lado del objeto 30 y está orientado a la fuente de rayos X 21.

La fuente de rayos X 21 tiene un extremo emisor de luz 211, y el extremo emisor de luz 211 está provisto de un elemento de bloqueo 23. La fuente de rayos X 21 genera haces de rayos X 24 y 24' a través del extremo emisor de luz 211. El elemento de bloqueo 23 se utiliza para limitar el campo de proyección de los haces de rayos X 24 y 24', de manera que el haz de rayos X tiene un primer límite 241. En esta realización, el elemento de bloqueo 23 es un escudo de bloqueo, hecho de un material capaz de bloquear los rayos radiactivos, por ejemplo, pero no limitado a, un elemento de bloqueo de plomo o un elemento de bloqueo de cemento. Por medio del blindaje proporcionado por el elemento de bloqueo 23, el haz 24' está blindado, por lo que sólo se mantiene el haz 24 de los haces generados por la fuente de rayos X 21. En esta realización, el primer límite 241 se puede considerar como una línea central de los haces 24 y 24'. El haz de rayos X 24 se proyecta sobre el objeto 30 y el objeto 30 es el cráneo de un cuerpo humano. El objeto 30 tiene áreas de las que se pueden formar imágenes 29a y 29b, y las áreas de las que se pueden formar imágenes 29a y 29b están situadas debajo de la base del cráneo y en un rango de la cavidad oral y la mandíbula y los huesos faciales delante de un EAM. Las áreas de las que se pueden formar imágenes son un área (un área en forma de abanico con un ángulo entero de 266 grados) en la base del cráneo con la pirámide petrosa y el plano sagital medio como límites y la silla turca 31 como un vértice y que tiene ángulos izquierdo y derecho de 133 grados y un rango de columna de corona redonda que tiene una altura desde la IOML del cráneo a la base de la mandíbula. Una estructura piramidal simétrica formada con la pirámide petrosa y el plano sagital medio como límites y la silla turca 31 como un vértice y que tiene ángulos izquierdo y derecho de 47 grados es un área de la que no se pueden formar imágenes (un área en forma de abanico de ángulo entero de 94 grados). Un centro de la silla turca 31 sirve como centro de referencia del objeto 30.

La fuente de rayos X 21 está conectada a un primer dispositivo de accionamiento 25, y el primer dispositivo de accionamiento 25 se utiliza para accionar la fuente de rayos X 21 para que rote, con el centro de referencia del objeto 30 (es decir, el centro de la silla turca 31) como centro, alrededor del objeto 30 dentro de un rango de un ángulo θ_1 desde una primera posición P1 a una segunda posición P2. En esta realización, el primer dispositivo de accionamiento 25 es un módulo de rotación, por ejemplo, una combinación de un motor y un brazo de rotación. El brazo de rotación está conectado a la fuente de rayos X 21, y por medio de una fuerza de rotación del módulo de rotación, el brazo de rotación es accionado para que rote, accionando de ese modo la fuente de rayos X 21 para que rote. Se debe hacer notar que el primer dispositivo de accionamiento 25 no está limitado al dispositivo de transmisión que se muestra en la figura 2B, y las personas de experiencia ordinaria en la técnica pueden implementar el primer dispositivo de accionamiento 25 de diferentes maneras de acuerdo con la técnica anterior. Por ejemplo, en otra realización, por medio de un carril curvado, la fuente de rayos X 21 es rotada, con el centro de referencia del objeto 30 (es decir, el centro de la silla turca 31) como centro, alrededor del objeto 30 en un rango de un ángulo θ_1 desde la primera posición P1 hasta la segunda posición P2. El dispositivo de detección de imágenes 22 está conectado a un segundo dispositivo de accionamiento 27 y el segundo dispositivo de accionamiento se utiliza para accionar el dispositivo de detección de imágenes 22 para presentar un modo de exploración asimétrica con la fuente de rayos X 21. En el modo de exploración asimétrica, el dispositivo de detección de imágenes 22 y la fuente de rayos X 21 se hacen rotar de forma asincrónica, de manera que el dispositivo de detección de imágenes 22 y la fuente de rayos X 21 se mantienen en las posiciones en las que el haz de rayos X 24 que pasa a través del objeto 30 puede ser recibido. En una realización, el segundo dispositivo de accionamiento 27 es un módulo de rotación, por ejemplo, una combinación de un motor y un brazo de rotación. El brazo de rotación está conectado al dispositivo de detección de imágenes 22, y por medio de una fuerza de rotación del módulo de rotación, el brazo de rotación es accionado para que rote, accionando de ese modo el dispositivo de detección de imágenes 22 para que rote. Se debe hacer notar que el dispositivo de detección de imágenes 22 no es rotado sincronamente con la fuente de rayos X 21, sino que es rotado en un ángulo de rotación asincrónico a una posición en la que el haz que pasa a través del objeto 30 se puede recibir. En una realización, cuando no se genera ningún haz, el dispositivo de detección de imágenes 22 es rotado en primer lugar a una posición fija, y a continuación la fuente de rayos X 21 es habilitada para generar un haz de rayos X, y el haz de rayos X se proyecta sobre el objeto por medio de la rotación. Por lo tanto, en las realizaciones de la presente invención, cuando la fuente de rayos X 21 está rotando, el dispositivo de detección de imágenes 22 se mantiene fijo.

Como se muestra en la figura 2A, cuando la fuente de rayos X 21 se encuentra situada en la primera posición P1, el primer límite 241 es utilizado directamente como un límite inferior 29d del área izquierda de 133 grados con la silla turca 31 como un vértice en las áreas de las que se pueden formar imágenes 29a y 29b. En un proceso en el que la fuente de rayos X 21 es accionada para rotar desde P1 en el rango del ángulo θ_1 , el primer límite 241 se hace rotar con el centro de la silla turca 31 como un centro. Por lo tanto, en el proceso de rotación de la fuente de rayos X 21, el haz de rayos X 24 está siempre proyectado sobre el área de la que se pueden formar imágenes, y no se proyecta sobre el área de la que no se pueden formar imágenes. Cuando la fuente de rayos X 21 se encuentra en la segunda posición P2, el primer límite 241 se utiliza directamente como un límite inferior 29e de un área derecha de 133 grados con la silla turca 31 como un vértice en las áreas de las que se pueden formar imágenes 29a y 29b. Después de haber sido proyectado sobre el objeto 30, el haz de rayos X 24 es proyectado entonces sobre el dispositivo de detección de imágenes 22, de manera que se puede formar una imagen sobre el dispositivo de detección de imágenes 22. Se debe hacer notar que la tercera posición P3 es un límite de rotación de la fuente de rayos X 21. Sin embargo, en la implementación real, la fuente de rayos X 24 no es necesariamente rotada a la posición límite P3.

Puesto que un haz general de rayos X tiene un campo de irradiación de rayos X simétrico sin blindaje proporcionado por el elemento de bloqueo 23, en esta realización, por medio del blindaje proporcionado por el elemento de bloqueo 23, el campo de irradiación del haz de rayos X se convierte en un campo de irradiación asimétrico, y el primer límite 241 en un lado se convierte en un límite del área de la que se pueden formar imágenes cuando la fuente de rayos X 21 se hace rotar a la primera y segunda posiciones.

Haciendo referencia a una realización que se muestra en la figura 3, una estructura de la realización es simétrica con una estructura de la realización que se muestra en la figura 2A. Para la realización que se muestra en la figura 2A, el aparato para la radiografía de rayos X 20 en la figura 2A se utiliza principalmente para la exploración de una imagen izquierda del objeto 30, y el aparato para la radiografía de rayos X 20 en la figura 4 se utiliza principalmente para la exploración de una imagen derecha del objeto 30. Un usuario puede configurar el aparato para la radiografía de rayos X 20 en un lado del objeto 30, y a continuación controla que el aparato para la radiografía de rayos X 20 se mueva desde un lado del objeto 30 al otro lado del objeto 30, siempre que el haz de rayos X 24 se controle para que esté separado del área de la que no se pueden formar imágenes en el proceso de movimiento. La manera de mover la fuente de rayos X en el otro lado se puede obtener con referencia al contenido correspondiente a la figura 2A y a la figura 2B.

Haciendo referencia desde la figura 4 a la figura 4B, se ilustra un método para definir un eje central de referencia de la exploración rotacional de rayos X. La figura 4 es una vista frontal del cráneo 10, y la figura 4A y la figura 4B son respectivamente una vista derecha y una vista izquierda del cráneo 10.

En primer lugar, como se muestra en la figura 4A y en la figura 4B, las IOML en los lados izquierdo y derecho del cráneo 10 están situadas respectivamente, y la IOML es una distancia desde la cuenca del ojo inferior 12 al EAM 13 del cráneo 10. A continuación, los puntos de referencia de las superficies C1 y C2 se definen en las posiciones con una longitud L del EAM 13 sobre las IOML izquierda y derecha, y la longitud L se encuentra en un rango de 1/4 o 1/3 de la IOML. Por ejemplo, si la IOML es 9,6 centímetros, las longitudes de las distancias desde los puntos de referencia de superficie C1 y C2 al EAM son aproximadamente de 2,4 a 3,2 centímetros. Preferiblemente, los puntos de referencia de superficie C1 y C2 en los dos lados del cráneo 10 son simétricos uno con el otro. Después de eso, un punto de intersección de una línea que une los puntos de referencia de superficie C1 y C2 y una sección sagital central del cráneo se utiliza como punto C del eje central de referencia, tal como se muestra en la figura 4. Se debe hacer hincapié en que el punto C del eje central de referencia se encuentra dentro del cráneo 10, y cuando la exploración radiográfica de rayos X es efectuada realmente en un sujeto, la IOML de la cabeza del sujeto es paralela al suelo cuando el sujeto está en estado de pie o sentado, y una línea axial que pasa por el punto C del eje central de referencia y que es perpendicular al suelo se define como el eje central de referencia de la exploración rotacional de rayos X. Cuando el sujeto se encuentra en un estado tumbado plano, la IOML de la cabeza es perpendicular a la superficie de la cama contactada por la cabeza, y una línea axial que pasa a través del punto C del eje central de referencia y que es paralela a la superficie de la cama y una dirección desde la cabeza a los pies de un cuerpo humano acostado se define como un eje central de referencia de la exploración de rotación de rayos X.

Por lo tanto, el sujeto puede estar en el estado de pie, la cabeza del sujeto se coloca en un rango de radiografía de rayos X, la IOML de la cabeza es paralela al suelo, y la sección sagital central del cráneo es tangente a una posición angular de 180 grados de la exploración de rayos X. El sujeto ocluye los dientes, y una superficie oclusal se encuentra a una altura que corresponde aproximadamente a una línea horizontal central de un área de detección de luz del dispositivo de detección, y una línea axial que pasa por el punto C del eje central de referencia y es perpendicular al suelo se define como el eje central de referencia de la exploración de rotación de rayos X.

Para resumir, en el aparato para la radiografía de rayos X de acuerdo con la presente invención, puesto que el haz de rayos X se puede mantener fuera de los tejidos no dentales de la radiografiar de rayos X tales como el hueso del cráneo y la porción de cuello, la exposición directa de un cuerpo humano al haz de exploración de rayos X se puede evitar, y la atenuación de la penetración de rayos X adicional se puede reducir, de modo que la fuente de rayos X puede usar una potencia baja para producir de salida una dosis de radiación suficiente para que un dispositivo de recepción de imágenes forme una imagen, y mientras tanto, la dosis de radiación recibida por el cuerpo humano se reduce. Si la radiografía de rayos X extra oral solamente debe ser realizada en un único lado en un pequeño rango, al radiografiar la mitad del rango en el que se pueden formar imágenes y reducir el ángulo de rotación de la fuente de rayos X, la distribución angular del campo de irradiación de rayos X es justamente habilitada para satisfacer una demanda de formación de imágenes.

La descripción anterior es sólo de las realizaciones de la presente invención, y no se debe interpretar como limitaciones del alcance de la implementación de la presente invención. Variaciones y modificaciones equivalentes realizadas de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas de la presente invención se deben encontrar dentro del alcance de protección de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para la radiografía de rayos X, que comprende:

una primera fuente de rayos X (21), que tiene un extremo emisor de luz, en el que la primera fuente de rayos X genera un haz de rayos X a través del extremo emisor de luz (211),

5 un primer dispositivo de accionamiento (25) que se utiliza para accionar la primera fuente de rayos X (21) para que rote dentro de un rango angular alrededor de un centro, en el que, en el proceso de rotación de la primera fuente de rayos X, se proyecta el haz de rayos X sobre un objeto,

10 un dispositivo de detección de imágenes (22) que está orientado a la primera fuente de rayos X (21), en el que el haz de rayos X se proyecta sobre el dispositivo de detección de imágenes después de haber sido proyectado sobre el objeto, formando de ese modo una imagen en el dispositivo de detección de imágenes, y

un segundo dispositivo de accionamiento (27) conectado al dispositivo de detección de imágenes (22) y que se utiliza para accionar el dispositivo de detección de imágenes (22) para que rote dentro de un rango angular alrededor del centro,

caracterizado porque,

15 el extremo emisor de luz (211) está provisto de un elemento de bloqueo (23), siendo el elemento de bloqueo un escudo de bloqueo para proteger una parte del haz de rayos X, y se utiliza para restringir el campo de proyección del haz de rayos X, por lo que un campo de irradiación del haz de rayos X se convierte en un campo de irradiación asimétrica y el haz de rayos X tiene un primer límite que se pasa por el centro, y

20 la primera fuente de rayos X (21) y el dispositivo de detección (22) se hacen rotar alrededor del centro de una manera asíncrona.

2. El aparato para la radiografía de rayos X de acuerdo con la reivindicación 1, en el que, en el proceso de rotación de la primera fuente de rayos X (21), el primer límite rota alrededor del centro.

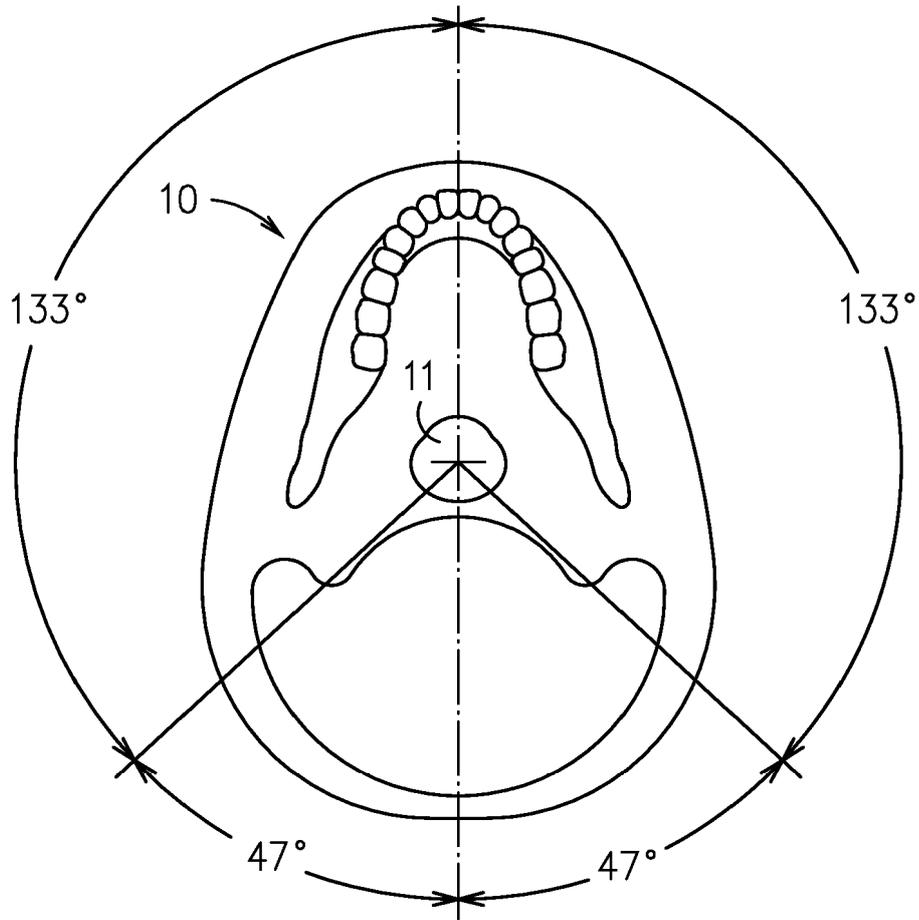


FIG. 1

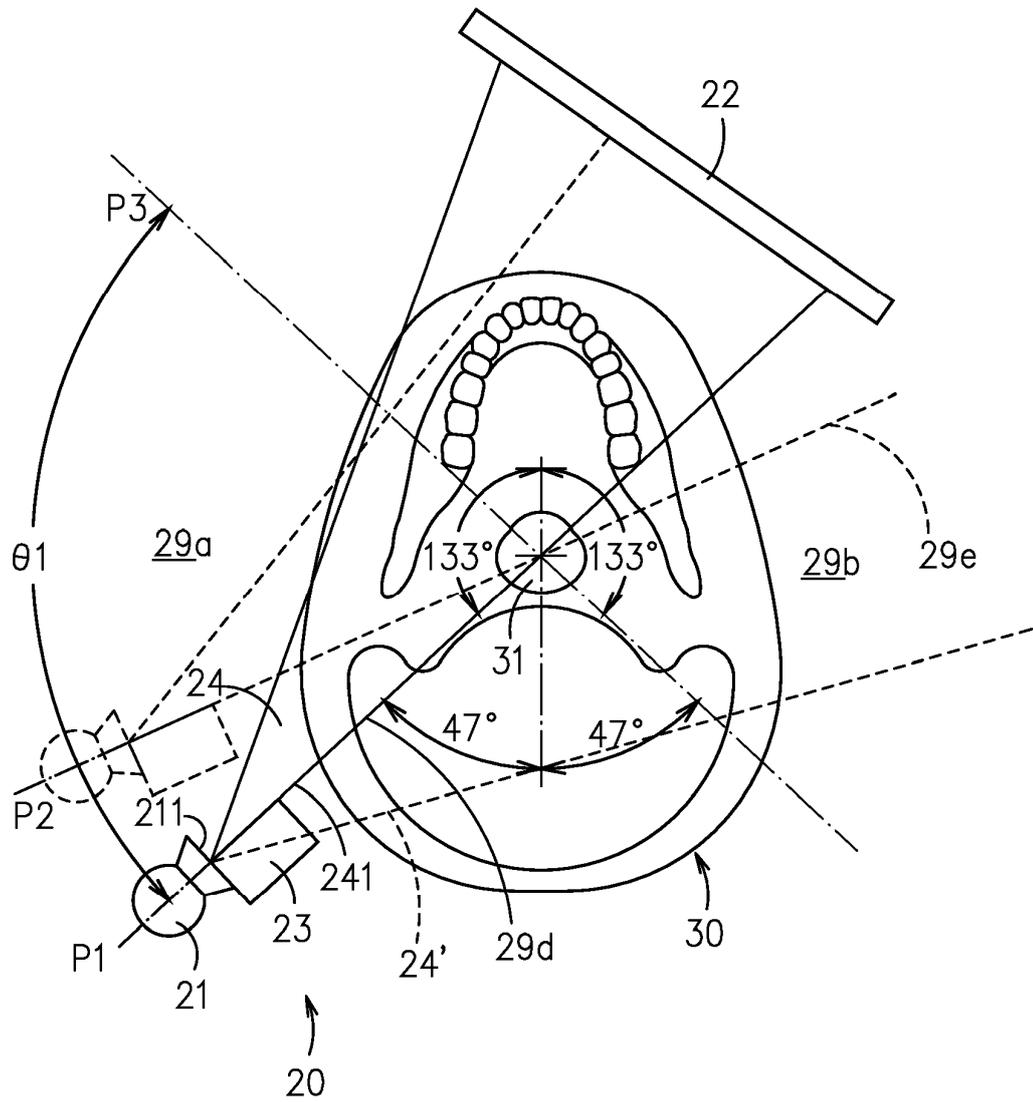


FIG. 2A

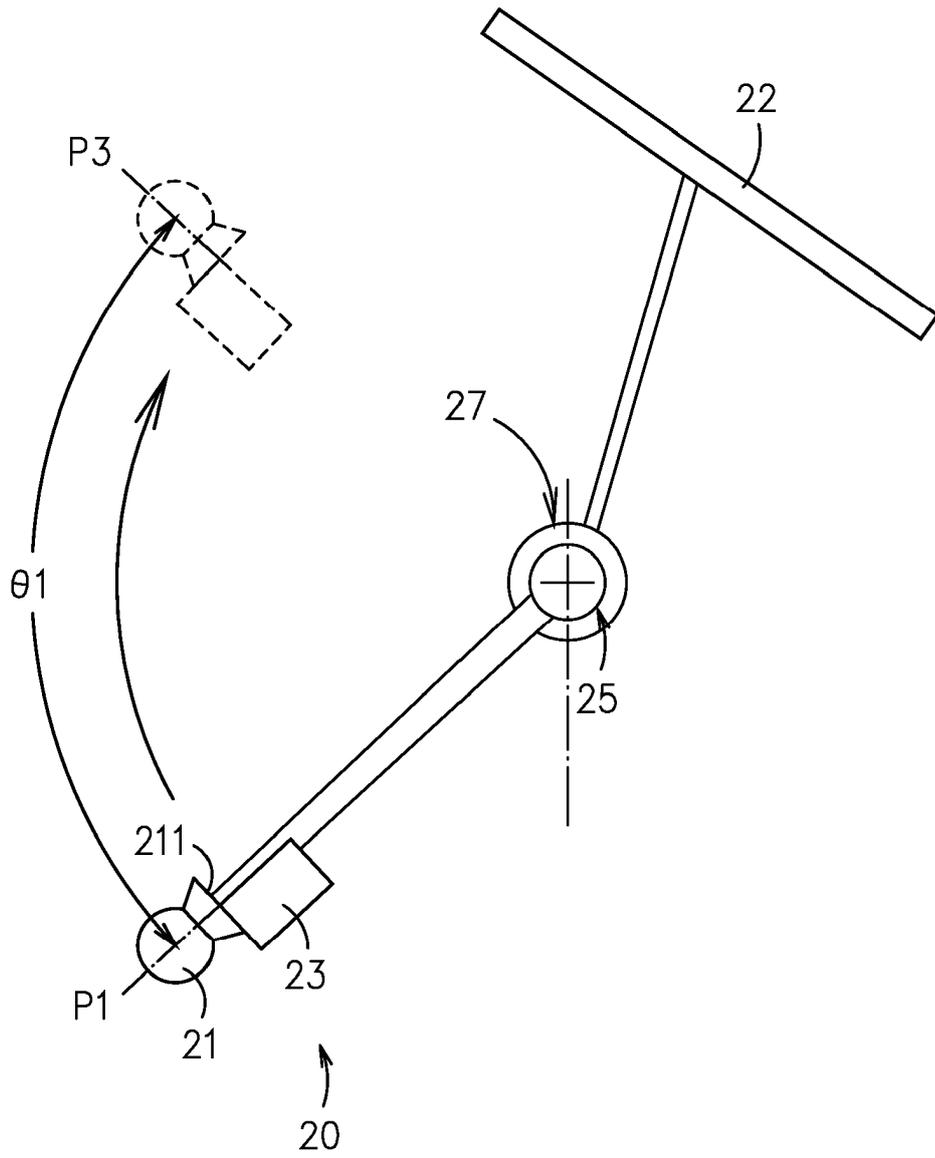


FIG. 2B

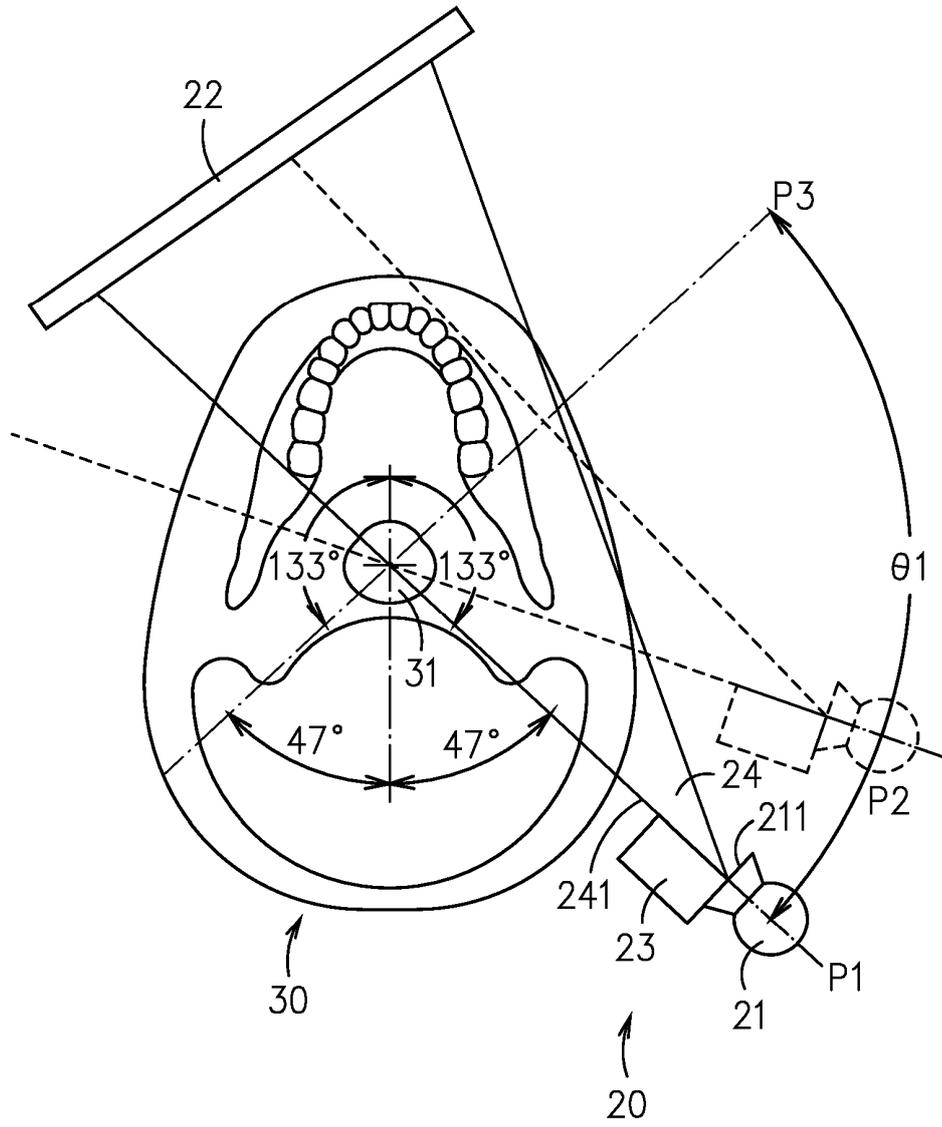


FIG. 3

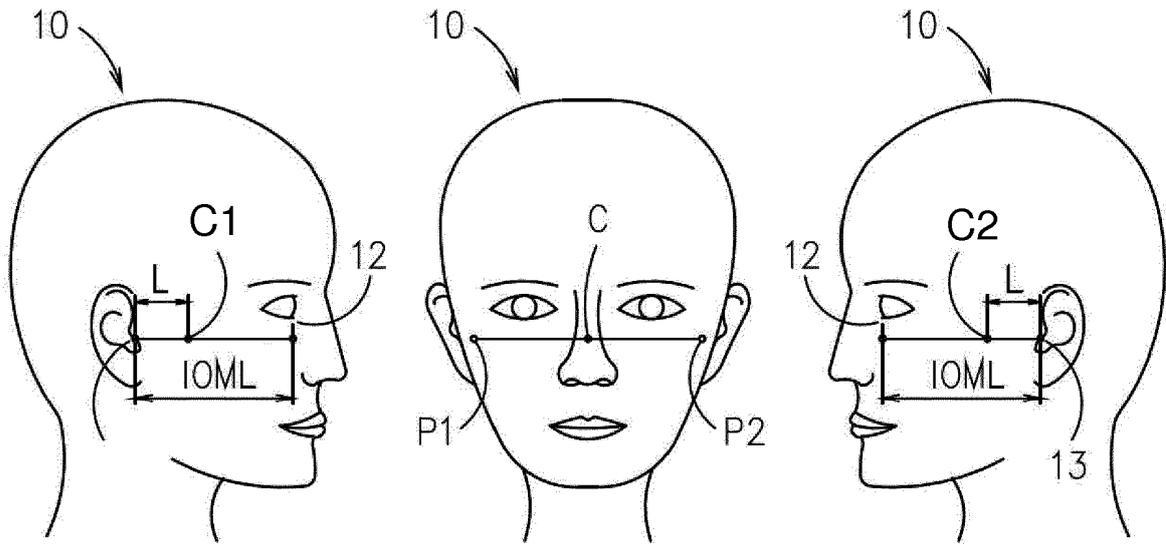


FIG. 4A

FIG. 4

FIG. 4B