

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 636 440**

51 Int. Cl.:

A61B 6/14 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.09.2005 PCT/JP2005/018221**

87 Fecha y número de publicación internacional: **30.03.2006 WO06033483**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.09.2005 E 05788145 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.05.2017 EP 1808129**

54 Título: **Detector de información de sección transversal**

30 Prioridad:

24.09.2004 JP 2004308871
09.03.2005 JP 2005111375
09.03.2005 JP 2005111374

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.10.2017

73 Titular/es:

ICAT CORPORATION (100.0%)
8F TERASAKI 2ND BUILDING, 1-8-29
NISHIMIYAHARA YODOGAWA-KU, OSAKA-SHI
OSAKA 532-0004, JP

72 Inventor/es:

SOGO, MOTOFUMI,C/O ICAT CORPORATION;
SOMEKAWA, YOSHIHISA,C/O ICAT
CORPORATION y
NAKAI, RYUSUKE,C/O ICAT CORPORATION

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 636 440 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

Detector de información de sección transversal

Antecedentes de la invención

Campo de la invención

5 Se describe un dispositivo que extrae y procesa información de cuerpo humano relativa a un plano de referencia de un elemento de cuerpo humano a partir de información de imagen, que no se representa mediante la colocación precisa del elemento de cuerpo humano, tal como CT, y un método para convertir la información de imagen, Tal como
 10 CT, en información formada por imágenes relativa a un plano de referencia del elemento de cuerpo humano. La presente invención se refiere a un detector de información de sección transversal que detecta información de sección transversal de un elemento de cuerpo humano que incluye un eje de referencia opcionalmente seleccionado, a partir de la información de imagen de CT del elemento de cuerpo humano.

Descripción de la técnica relacionada

15 CT imágenes está disponible como un método para detectar enfermedades en las zonas afectadas dentro de los pacientes. Esta imagen por TC es un método de imagen para adquirir imágenes tomográficas en pacientes; Sin embargo, hay un defecto que, aunque cualquier tomografía en el sitio de la imagen puede ser planarly y visualmente confirmado debido a la información analógica bidimensional, la información no puede ser percibida como una imagen
 20 tridimensional. En los últimos años, con el fin de resolver este defecto, un sistema en el que la información analógica bidimensional adquirida a partir de la imagen de TC se convierte en información digital tridimensional y la información convertida se muestra en una pantalla como una imagen tridimensional ha sido desarrollado. En este sistema, mientras que un operador confirma visualmente la imagen tridimensional en el sitio dentro del paciente en la pantalla, se puede adquirir una imagen tomográfica del sitio dentro del paciente especificando cualquier posición de dicha
 25 imagen. En la actualidad, con el fin de mostrar la imagen de la información tridimensional del sitio dentro del paciente adquirido a partir de la imagen de TC en la pantalla, la información del sitio dentro del paciente (en lo sucesivo, denominada "información del cuerpo humano"), Está dispuesto en un espacio virtual que tiene coordenadas absolutas denominado zona mundial y la imagen se mostrará en interés del procesamiento.

30 Sin embargo, en el sistema, aunque el operador pueda confirmar visualmente la imagen tridimensional en la pantalla, no se puede adquirir información de imagen vista desde una posición de referencia deseada por un dentista. Esto se debe a que la información de imagen de TC está dispuesta simplemente en las coordenadas absolutas en el área mundial y porque no se especifica información de formación de imágenes relativa a la posición de referencia. Por ejemplo, explicando un caso de imagen de CT del cuello de un paciente para implantar un implante dental (en lo
 35 sucesivo, denominado "raíz dental artificial") en una porción que falta en una alineación de dientes, el CT es imagen cuando la cabeza de El paciente se coloca en la cama y la información de tomografía por imágenes será información de sección transversal basada en la posición sobre la cama.

40 Mientras tanto, la información de la tomografía requerida por un dentista es la información en la que un elemento del cuerpo humano deseado por el dentista se considera como referencia de posición de acuerdo con un modo de tratamiento. Por lo tanto, un dentista (o un operador instruido por un dentista) que imágenes de la CT tiene que imagen de un paciente mediante el posicionamiento sobre la base de una referencia de posición deseada. Esta es una tarea muy difícil y requiere experiencia; Mientras tanto, si se considera el grado de exposición, hay circunstancias en las que la reimagen no puede repetirse. Debido a estas circunstancias, se ha buscado un medio que detecta
 45 información de imagen de CT de un sitio dentro de un paciente situado a cualquier posición como información de cuerpo humano que incluye información de posición relativa desde un plano de referencia (como un plano oclusal) de un sitio dentro del paciente Entre profesionales de la salud.

50 Además, en el caso de mostrar una imagen de la información tridimensional a partir de la información de imagen de TC, la información del cuerpo humano y otros ruidos son a menudo mezclados y visualizados, de manera que es realmente difícil identificar visiblemente la información humana deseada. Por ejemplo, existe el siguiente problema: la información de ruido denominada artefacto generado a partir de otros elementos añadidos al elemento del cuerpo humano, como por ejemplo piezas de metal, existe típicamente, e incluso si un dentista trata de confirmar visualmente y comprender el tridimensional Información de un sitio dentro de un paciente mediante la formación de imágenes de
 55 CT, la información de ruido se convierte en un obstáculo y la información de sitio deseada no puede ser adquirida con precisión.

60 Además, para resolver los problemas, se han desarrollado y examinado varias tecnologías en los últimos años; Mientras tanto, también se señalan otros problemas, como una velocidad de procesamiento lenta o un dispositivo de tamaño gigante.

Particularmente, es deseable que un dentista que realice una cirugía de implante adquiera información de sección transversal basada en un implante para ser implantado a partir de información de imagen, tal como CT; Sin embargo,

en el caso de la formación de imágenes, tal como la TC convencional, el dentista proporciona un tratamiento basado en coordenadas de vista donde un plano oclusal es visualmente confirmado desde el lado frontal de un paciente; Mientras tanto, la información de imagen de TC se visualiza con el sistema de coordenadas en el que el área del mundo está visualmente confirmada desde el exterior, por lo que existe también otro problema de que una imagen de sección transversal que sea diferente de la vista en una etapa de tratamiento sea Al dentista. Esta es una tarea que requiere que un dentista necesita mucha experiencia para llevar a cabo una operación quirúrgica viendo la imagen en sección transversal. De acuerdo con estas circunstancias, los profesionales dentales han deseado la provisión de información de sección transversal de pacientes basada en cualquier posición de referencia, y además, imágenes de sección transversal requeridas desde el punto de vista del tratamiento por los dentistas.

Por ejemplo, como la técnica relacionada, la publicación de solicitud de patente japonesa sin examinar nº -, la publicación de solicitud de patente japonesa no examinada nº - y la patente de EE.UU. ...

Descripción de la invención

Problema a resolver por la invención

La presente invención se ha inventado teniendo en cuenta estas circunstancias y el objetivo es proporcionar un extractor de información de cuerpo humano en el que la información tridimensional, que no está posicionada con precisión a causa de un simple procesamiento, se puede colocar sobre un plano de referencia deseado y Además, donde se puede eliminar la información de ruido. Además, el objetivo de la presente invención es también proporcionar un método de conversión para un plano de referencia de información de imagen de cuerpo humano en la que la información de imagen tridimensional de un paciente, tal como información de imagen de TC, se convierte en información de imagen tridimensional por simple Y un procesamiento confiable basado en un plano de referencia del cuerpo humano. Además, el objetivo es también proporcionar un extractor de información de sección transversal que detecte información de sección transversal alrededor de un eje de referencia predeterminado entre información de cuerpo humano y que proporcione además la información de sección transversal siempre desde un punto de vista deseable de dentistas.

Los medios de resolución de problemas

De acuerdo con el extractor de información de cuerpo humano de la presente invención, la información de una parte deseada en un elemento de cuerpo humano se extrae y se detecta a partir de información de imagen tridimensional de dicho elemento de cuerpo humano colocada en cualquier posición dentro de un espacio. Específicamente, el extractor de información de cuerpo humano comprende medios de disposición de información de cuerpo humano que disponen la información de imagen tridimensional del elemento de cuerpo humano en el estado, donde un miembro de posicionamiento se posiciona en una posición fija con relación a un plano de referencia del ser humano Elemento de cuerpo está dispuesto, en cualquier posición dentro de un área del mundo; Un medio de detección de plano de referencia que detecta información de posición en el área del mundo, donde múltiples porciones específicas del miembro de posicionamiento ocupan, respectivamente, de la información tridimensional dispuesta dentro del área mundial y que detecta la información de posición del plano de referencia en el Área del mundo a partir de dicha información posicional; Y un medio de detección de información de posición de referencia que detecta información de posición del elemento de cuerpo humano en el área mundial con relación al plano de referencia.

Además, es preferible que las porciones específicas del miembro de posición en el extractor de información de cuerpo humano estén dispuestas de manera que sobresalgan del elemento de cuerpo humano cuando el miembro de posicionamiento está situado en el elemento de cuerpo humano y colocan cada centro en la referencia avión. Los medios de detección de plano de referencia pueden comprender un medio que detecta una relación de posición relativa entre un punto asignado seleccionado como cualquier punto en la superficie de cada parte específica y su punto de vecindad a partir de la información tridimensional del elemento de cuerpo humano dispuesta dentro del área mundial ; Un medio que detecta la posición central de la parte específica de la relación de posición relativa entre el punto asignado detectado y su punto de vecindad; Y un medio que detecta un plano dentro del área del mundo que incluye las posiciones centrales detectadas de las porciones específicas como un plano de referencia. Además, es preferible que este dispositivo comprenda un medio de especificación de zona de referencia que especifique un área deseada desde el plano de referencia dentro del área mundial; Y un medio de extracción de información de área de referencia que extrae información de cuerpo humano dispuesta dentro de la zona especificada por los medios de especificación de área de referencia.

En este caso, por ejemplo, la información de imagen tridimensional del elemento de cuerpo humano contiene al menos información de imagen tridimensional del maxilar, la mandíbula y el miembro de posicionamiento, y el maxilar y la mandíbula incluyen una alineación de dientes, respectivamente. Además, es preferible que el elemento de posicionamiento se posicione mientras se interpone entre las alineaciones dentales del maxilar y la mandíbula, y que la posición en la que este miembro de posicionamiento está fijado se especifica como un plano de referencia o una superficie oclusal.

Además, el extractor de información de cuerpo humano puede comprender medios de disposición de información de modelo que disponen la información de imagen tridimensional de un modelo de cuerpo humano preparado para tener aproximadamente la misma forma externa que una porción deseada del elemento de cuerpo humano como una unidad de un objeto sobre El área del mundo sea desplazable; Un medio de detección de información redundante que detecta la información de cuerpo humano dispuesta dentro de la zona redundante a la información de imagen tridimensional del modelo de cuerpo humano dispuesta por los medios de disposición de información de modelo dentro del área mundial; Y un medio que extrae la información del cuerpo humano correspondiente a la parte redundante detectada por el medio de detección de información redundante. Además, el modelo de cuerpo humano se prepara sobre la base del elemento de cuerpo humano en el que está dispuesto el miembro de posicionamiento que se coloca en una posición fija con respecto al plano de referencia del elemento de cuerpo humano y está compuesto por al menos un modelo de un Elemento de cuerpo humano y un modelo de un miembro de posicionamiento.

El extractor de información de cuerpo humano comprende un medio de detección de plano de referencia de modelo que detecta información de posición sobre el área del mundo, donde múltiples porciones específicas de un modelo del miembro de posicionamiento equivalen a las múltiples porciones específicas del miembro de posicionamiento ocupan, respectivamente, Información de un plano de referencia del modelo de cuerpo humano equivalente al plano de referencia del elemento de cuerpo humano a partir de esta información posicional; Y un medio de ajuste de plano de referencia de modelo de cuerpo humano que establece el plano de referencia detectado por los medios de detección de plano de referencia de modelo a la información de imagen tridimensional del modelo de cuerpo humano dispuesta por los medios de disposición de información de modelo. Al menos cuando la información de posición para los planos de referencia del modelo de cuerpo humano coincide con la del elemento de cuerpo humano, es preferible que los medios de detección de información redundantes extraigan la información de imagen tridimensional del elemento de cuerpo humano dispuesta dentro de la zona Redundante a la información de imagen tridimensional del modelo de cuerpo humano.

Además, es preferible que el modelo de cuerpo humano se prepare basándose en el maxilar del elemento de cuerpo humano, estando la mandíbula y el miembro de posicionamiento posicionados interviniendo entre las alineaciones dentales del maxilar y la mandíbula.

Además, cuando la información de imagen tridimensional del elemento de cuerpo humano es información de imagen de TC, es normal que la información de imagen de TC esté compuesta de información espacial del elemento de cuerpo humano y sus valores de TC correspondientes y, en este caso, es Preferiblemente que [el extractor de información de cuerpo humano] comprende un primer medio de establecimiento de valor de CT especificado que establece un valor de CT, que es único para las múltiples porciones específicas del miembro de posicionamiento, como un primer valor CT especificado; Un segundo medio de ajuste de valor de CT especificado que establece un valor de CT, que es único para la porción distinta de la información de cuerpo humano en la información de imagen de CT, como un segundo valor CT especificado; Un primer medio de detección de valor CT realmente medido que detecta el valor CT en la porción específica en la información de imagen CT como un primer valor TC realmente medido; Un segundo medio de detección de valor CT realmente medido que detecta el valor de CT de la porción distinta de la información de cuerpo humano en la información de imagen de CT como un segundo valor CT realmente medido; Un medio de configuración de información de función que establece la información de función del valor de TC realmente medido para el valor de CT especificado desde el primer valor de CT especificado y su primer valor de TC realmente medido correspondiente y el segundo valor de TC especificado y su segundo valor de CT medido realmente correspondiente; Y un medio de calibración de valor de CT que calibra el valor CT realmente medido en la información de imagen CT al valor CT especificado comparando con la información de función establecida por los medios de ajuste de información de función.

Además, el extractor de información de cuerpo humano puede comprender un medio de ajuste de distancia especificado que establece una distancia especificada entre porciones específicas deseadas entre las múltiples porciones específicas del miembro de posicionamiento; Un medio medidor de distancia realmente medido que mide una distancia entre porciones específicas deseadas en la información de imagen tridimensional dispuesta dentro del área mundial; Y un medio de calibración de información de posición que calibra la información de imagen tridimensional de modo que coincida con la distancia realmente medida con la distancia especificada.

Además, el extractor de información de cuerpo humano comprende un medio de ajuste de información de alineación de dientes que establece un arco dental donde cada información de imagen de corona dental está dispuesta en una posición de alineación de dientes correspondiente a cada corona dental en el plano de referencia y una imagen de corona dental Medios de visualización que muestran una imagen de corona dental deseada en dicho plano de referencia y que designa otras imágenes de corona dental que no se muestran. Además, de acuerdo con la presente invención, con ocasión de la obtención de imágenes de un modelo de cuerpo humano, el modelo de cuerpo humano está provisto de un dispositivo para una imagen tridimensional que tiene una sección de contacto superior y una sección de contacto inferior, que tienen una relación de posición A una distancia predeterminada en una dirección vertical, y una sección de conexión que conecta la sección de contacto superior y la sección de contacto inferior. Es preferible que esta sección de contacto superior pueda mantener el contacto con el maxilar del modelo de cuerpo humano en la superficie inferior directamente oa través de un miembro predeterminado; Simultáneamente, puede

separarlos y la sección de contacto inferior puede mantener el estado de contacto de la mandíbula del modelo de cuerpo humano en la superficie superior directamente o por medio de un miembro predeterminado; Simultáneamente, puede separarlos. Además, la relación de posición entre la sección de contacto superior y la sección de contacto inferior está posicionada para permitir el mantenimiento de la inserción del modelo del miembro de posicionamiento entre el maxilar y la mandíbula en el estado en el que el maxilar y la mandíbula se mantienen Entran en contacto con las dos secciones de contacto, respectivamente.

Además, otra invención presente es un método de conversión para un plano de referencia de información de imagen de cuerpo humano donde la información de imagen tridimensional de un elemento de cuerpo humano se coloca en cualquier posición dentro de un espacio en información en la que un lugar de referencia de cuerpo humano es considerado como referencia Que comprende: una etapa de detección de plano de referencia modelo para adaptar un miembro en un dispositivo de un modelo con otro plano de referencia de cuerpo humano cuando un modelo de un elemento de cuerpo humano en un paciente está fijado al dispositivo y detectar un plano de referencia humano con Respecto a un miembro del aparato; Un paso de adquisición de imagen de accesorio para imaginar el dispositivo en el que está fijado el modelo y adquirir información de imagen tridimensional; Una etapa de adquisición de imagen de paciente para visualizar un elemento de cuerpo humano del paciente, y adquirir la información de imagen tridimensional; Una etapa de detección de plano de referencia de imagen de paciente para superponer la información de imagen de imagen tridimensional colocando un miembro del dispositivo de fijación en la información de imagen tridimensional del accesorio adquirido en la etapa de adquisición de imagen de fijación a una posición de otro plano de referencia de cuerpo humano en el Y detectar la información de imagen tridimensional del paciente posicionado en un plano de referencia de cuerpo humano detectado en la etapa de detección de plano de referencia de modelo entre información de imagen tridimensional de la imagen de imagen tridimensional del paciente adquirido en la etapa de adquisición de imagen de paciente, Como un plano de referencia de cuerpo humano, y una etapa para convertir la información de imagen tridimensional en la que el elemento de cuerpo humano del paciente es imagen en información de imagen por lo que el plano de referencia de un cuerpo humano detectado en la etapa de detección de referencia de imagen de paciente Una posición de referencia.

Además, cuando la presente invención se utiliza en odontología, se trata de un método para convertir la información de imagen tridimensional en la proximidad de la mordaza situada encualquier posición dentro de un espacio en información por lo que un plano oclusal se considera como una posición de referencia, : Una etapa de detección de plano oclusal modelo para detectar un plano oclusal con respecto a un miembro superior del dispositivo de fijación emparejando el miembro superior del dispositivo de fijación con un plano de caravana sobre el modelo cuando los modelos de alineación de diente superior e inferior de un paciente están fijados a El accesorio; Un paso de adquisición de imagen de fijación para imaginar el dispositivo en el que están fijados los modelos de alineación de dientes y adquirir información de imagen tridimensional; Una etapa de adquisición de imagen de paciente para visualizar un elemento de cuerpo humano del paciente, y adquirir su información de imagen tridimensional; Una etapa de plano de referencia de imagen de paciente para superponer tanto información de imagen de imagen tridimensional a la posición del plano de campista sobre la información de imagen tridimensional del paciente adquirido en el proceso de adquisición de imagen de paciente posicionando el miembro superior del dispositivo de fijación en la imagen de imagen tridimensional, Y la detección de la información de imagen tridimensional del paciente situada en el plano oclusal detectado en la etapa de detección del plano de referencia del modelo entre la información de formación de imágenes tridimensional del dispositivo de fijación; Y una etapa de conversión para convertir la información de imagen tridimensional en la que el elemento de cuerpo humano del paciente se visualiza en información de imagen donde el plano oclusal detectado en la etapa de detección de plano de referencia de imagen de paciente se considera como una posición de referencia.

En este caso, se describe el caso de emparejar el miembro superior del dispositivo de fijación con el plano del campista; Sin embargo, se puede usar un plano del ojo del ojo, que es un plano de referencia usado en odontología distinta del plano del campista.

Además, como herramienta para ejecutar el método, en la presente invención, un dispositivo equipado con un miembro superior y un miembro inferior, que son opuestos en paralelo, y un miembro de conexión cuyo extremo está conectado de forma pivotante para ser giratorio con respecto a dicho Elemento superior en dicho extremo, y cuyo otro extremo está fijado al elemento inferior. El miembro superior de este accesorio es un miembro para detectar un plano oclusal superior cuando un modelo de alineación de dientes superior del paciente está fijado de manera que esté situado en el plano de la caravana en dicho modelo de alineación superior y el miembro inferior es un miembro para detectar Un plano oclusal inferior en paralelo al miembro inferior, cuando el miembro de conexión se hace girar de manera que posicione la alineación del diente inferior del paciente para que tenga una oclusión normal con el modelo de alineación del diente superior y el miembro inferior esté fijado. Además, el miembro superior, el miembro inferior y el miembro de conexión del accesorio están hechos de un material con baja transmisividad de rayosX, respectivamente, o al menos los miembros superior e inferior están hechos de un material con baja transmisividad de rayos X , Respectivamente.

Incluso en este dispositivo, el miembro superior puede ser un miembro para detectar el plano oclusal superior, cuando el modelo de alineación de dientes superiores del paciente está fijado de manera que posicione el miembro superior en un plano de ojo ocular en dicho modelo de alineación de dientes superiores.

Además, un detector de información en sección transversal de otra invención en la presente solicitud detecta información de sección transversal que contiene un eje de referencia opcionalmente seleccionado a partir de información de imagen tridimensional de un elemento de cuerpo humano. Este dispositivo comprende un medio que produce una superficie plana predeterminada que incluye un eje de referencia; Un medio que especifica el eje de referencia y el área plana en posiciones predeterminadas del elemento de cuerpo humano; Y un medio de extracción de información de cuerpo humano que extrae información de cuerpo humano situada en el área plana donde se especifican el eje de referencia y el área de plano. Además, es preferible que este medio de extracción de información de cuerpo humano comprenda un medio que especifique múltiples puntos de detección en un área de minutos (tal como voxel o pixel) dentro del área plana; Un medio que detecta una pluralidad de información del cuerpo humano dentro del área del mundo correspondiente a cada punto de detección; Un medio que promedia una pluralidad de la información de cuerpo humano detectada, y que establece la información como una información de cuerpo humano en el área de minutos; Y un medio que detecta una información del cuerpo humano en el área de minutos establecida a lo largo del área del plano.

Además, de acuerdo con estos medios de detección de información de sección transversal, el eje de referencia puede estar inclinado en una dirección predeterminada basada en el elemento de cuerpo humano y el área plana está inclinada junto con el eje de referencia y además el eje de referencia puede ser Giratorio mientras que el eje de referencia y la zona plana se mantienen inclinados cuando el eje de referencia está inclinado en dicho componente direccional. Además, el eje de referencia puede estar inclinado en una dirección predeterminada basada en el elementode cuerpo humano, y el área plana no estará inclinada independientemente de la inclinación del eje de referencia, y además, al inclinarse en el componente direccional, la referencia Puede ser giratorio mientras se mantiene el estado inclinado, y la zona plana puede ser giratoria mientras se mantiene el estado no inclinado.

Además, la información de imagen tridimensional del elemento de cuerpo humano en este detector de información de sección transversal aplica la que está compuesta principalmente por el maxilar y / o la mandíbula incluyendo una alineación de dientes, respectivamente. Es preferible que el eje de referencia pueda estar inclinado en una dirección de alineación de diente; El área plana está inclinada en la dirección de alineación del diente junto con el eje de referencia; Y cuando el eje de referencia está inclinado en la dirección de alineación del diente, es giratorio mientras que el eje de referencia y la zona plana se mantienen inclinados. Además, este eje de referencia también puede estar inclinado en una dirección bucolingual. En este caso, es preferible que el área plana esté inclinada en la dirección bucolingual junto con el eje de referencia; Cuando se inclina en la dirección bucolingual, el eje de referencia puede girar mientras se mantiene el estado inclinado en la dirección bucolingual; Y el área plana puede girar mientras se mantiene el estado no inclinado en la dirección bucolingual.

Además, el detector de información de sección transversal puede comprender un medio de ajuste de punto de detección de posición que establece coordenadas de dos o más puntos de posición deseados de detección de posición en la zona plana; Y un medio de medición de relación de posición dentro del área plana que establece una distancia entre los puntos de detección usando cada coordenada de dicho punto de detección cuando el número de puntos de referencia de detección de posición es dos y que mide un ángulo de segmentos de línea formados con Cualquier dos puntos entre dichos puntos de detección y / o una distancia entre dichos segmentos de línea utilizando las coordenadas de los puntos de detección.

Además, la información de imagen tridimensional del maxilar y la mandíbula se fija por superposición con la información de imagen tridimensional del modelo de cuerpo humano formada solamente con una superficie de pared delgada o hueca al menos teniendo alineaciones de dientes contenidas en dicho maxilar superior Y la mandíbula, y los medios de extracción de información de cuerpo humano pueden extraer la información de imagen tridimensional del maxilar y la mandíbula situadas en la zona plana y la información de imagen tridimensional del modelo de cuerpo humano posicionado en dicha zona plana.

Eficacia de la invención

El extractor de información de cuerpo humano de la presente invención puede colocar información tridimensional de un elemento de cuerpo humano obtenido a partir de información de imagen de TC en la que un paciente no puede ser colocado con precisión en una pantalla. Específicamente, un elemento de posicionamiento está dispuesto sobre un plano de referencia, tal como un plano oclusal, y CT es imágenes, e imágenes de información en la que la información formada por imágenes está digitalizada tridimensionalmente (o información en la que también se incluyen datos médicos en dicha información; Generalmente denominada "información tridimensional del elemento del cuerpo humano" o "información del cuerpo humano") se muestra en un área mundial que tiene coordenadas mundiales por medio de la disposición de información del cuerpo humano. En estas imágenes visualizadas, también se muestra un miembro de posicionamiento fijado a cada paciente además del propio paciente, y un operador, tal como un dentista, puede confirmar visualmente en la pantalla y detectar un plano de referencia (tal como un oclusal Plano), que será una referencia de posición, designando una porción o partes específicas.

Además, el extractor de información de cuerpo humano de la presente invención detecta el plano de referencia (tal como un plano oclusal) no sólo a partir de la información de tres dimensiones de la detección, sino también de la

información tridimensional del modelo de alineación de dientes de la información de imagen CT, coincide con éstos en la pantalla y extrae la información formada por imagen del paciente correspondiente a la información del modelo de alineación de dientes (enlo sucesivo, denominado 'montaje'). Con esta función, la información obtenida por imágenes del paciente, que no está posicionada con precisión sino simplemente dispuesta en el área del mundo, se puede situar en el sistema de coordenadas local relativamente posicionado sobre la base del plano de referencia y además, que normalmente se genera en el momento de la toma de imágenes por TC, puede extraerse.

Además, en la presente invención, también es posible calibrar una diferencia a partir de un valor de CT inicial, que solía ser ejecutado en la ocasión de la formación de imágenes por TC de un paciente (hubo un caso de no calibración), después de la formación de imágenes por TC. Específicamente, dado que la información del miembro de posicionamiento está contenida en la información de imagen de TC, si se reconoce un valor de TC para el miembro de posicionamiento cuyo valor CT especificado es otro valor CT para otra porción (tal como una porción vacía) se reconocen se calibran de modo que coincidan con los valores de CT obtenidos de la información de imagen de TC, aunque la calibración no se ejecute antes de la imagen de TC, se hace posible calibrarlos después del evento, por lo que se puede obtener información de imagen de TC altamente precisa previsto. Además, con la presente invención, es posible calibrar una diferencia en la dirección del eje Z (dirección de formación de imágenes de CT), que se ha señalado convencionalmente en imágenes de CT). En otras palabras, el elemento de posicionamiento a utilizar para detectar un plano de referencia de un elemento de cuerpo humano puede utilizarse simultáneamente como una herramienta de calibración.

Además, también es posible extraer sólo datos dentro de un intervalo deseado entre la información formada por imágenes del cuerpo humano, tal como CT, como otra función de doble propósito del miembro de posicionamiento. Por ejemplo, se puede extraer un sitio enfocado con respecto al plano oclusal detectado por el miembro de posicionamiento y el maxilar o la mandíbula se pueden separar automáticamente. Estas funciones pueden limitar un área de extracción a un intervalo deseado, y cada procesamiento a partir de entonces puede ser acelerado drásticamente. Además, el extractor de información de cuerpo humano de la presente invención puede disponer una imagen de corona dental en la proximidad de una porción que falta en una alineación de dientes dentro de un paciente. Además, la fijación para formación de imágenes en la presente invención permite la formación de imágenes de CT en un estado en el que el miembro de posicionamiento se inserta y mantiene entre el maxilar y la mandíbula del modelo de cuerpo humano; Simultáneamente, permite la tomografía computarizada mientras se mantiene la relación posicional entre el maxilar y la mandíbula.

Con esta función, sólo se pueden visualizar las imágenes del maxilar y la mandíbula de la información del cuerpo humano extraída por el extractor de información del cuerpo humano; La imagen del miembro de posicionamiento puede ser eliminada; Y luego se puede mejorar la operabilidad de un operador que procesa [la imagen] mientras se confirma visualmente la imagen.

Además, con el método de conversión para un plano de referencia de información con imágenes del cuerpo humano y el dispositivo de la presente invención, una imagen de TC de un paciente puede considerarse como una imagen de TC basada en los planos oclusal superior e inferior, respectivamente. Con este diseño, incluso si la TC de un paciente se visualiza con cualquier postura, se puede adquirir la información de imagen, que es fácilmente comprensible por los dentistas basándose en un plano oclusal. Además, incluso en un paciente que no puede tener una oclusión normal debido a que una parte que falta en una alineación de dientes es [considerablemente grande], la información de imagen de TC basada en el plano oclusal puede adquirirse fácilmente también. Además, el dispositivo es para detectar un plano oclusal usando un plano de acampar o un plano de ojo de oído, y tiene una función similar a un articulador bien conocido (dispositivo de confirmación de plano oclusal) denominado articulador de valor medio o un articulador de ajuste. Desde este punto de vista, por lo que es fácil de usar para los dentistas que normalmente utilizan este dispositivo.

Debido a que el accesorio está hecho de un material con baja transmisividad de rayos X, tal como acrílico, el problema del artefacto también se puede evitar.

Con el detector de información de sección transversal de la presente invención, se puede adquirir información de sección transversal alrededor de un eje de referencia deseado por un dentista. Además, debido a que también se puede mostrar un miembro médico con el eje de referencia, el dentista puede adquirir la información de sección transversal en el sistema de coordenadas basado en el miembro médico mientras visualiza mentalmente su situación de tratamiento en la pantalla. Por ejemplo, para un dentista que desea definir una posición de implante para una cirugía de implante, mientras que una situación para implantar una corona dental en una alineación de dientes se confirma visualmente, la posición del implante para no entrar en contacto con el nervio, tal como un canal mandibular, puede ser detectado. Además, en el detector de información de sección transversal de la presente invención, la información de sección transversal puede ser adquirida en la coordinación de vista por un dentista en el momento de la operación quirúrgica.

Además, con el detector de información de sección transversal de la presente invención, se puede eliminar la imprecisión en una imagen, que es única para una imagen de CT, y la usabilidad por un operador que procesa la

imagen de implante de una raíz dental artificial basada en la La imagen de TC y su información de sección transversal se mejoran drásticamente.

Breve descripción de los dibujos

5 HIGO. La figura muestra una imagen tridimensional del cáliz obtenido a partir de información de imagen de TC. HIGO. es un diagrama de flujo que muestra pasos para detectar un plano oclusal mediante el extractor de información de cuerpo humano de la presente invención. HIGO. es un diagrama de flujo que muestra otras etapas para detectar un plano oclusal por el extractor de información de cuerpo humano de la presente invención. HIGO. es una ilustración aproximada que muestra un miembro de posicionamiento, y la FIG. - y la FIG. - son una vista lateral y una vista a lo largo de una línea X-X de acuerdo con una realización de la presente invención, respectivamente, y la FIG. - y la FIG. - son una vista lateral y una vista a lo largo de una línea X-X de acuerdo con otra realización de la presente invención, respectivamente. HIGO. es una vista esquemática que muestra una situación en la que los planos de referencia (planos oclusales) coinciden entre sí mediante el extractor de información de cuerpo humano de la presente invención. HIGO. La figura muestra situaciones para establecer el plano de referencia y un área plana en la pantalla por el detector de información de sección transversal de la presente invención. HIGO. es un diagrama de flujo que muestra pasos para detectar información de sección transversal alrededor del eje de referencia por el detector de información de sección transversal de la presente invención. HIGO. son vistas que muestran un aparato de imagen de TC que fija los modelos de alineación de dientes superiores e inferiores, que se ajustan usando este dispositivo y que marca las alineaciones de diente superior e inferior. HIGO. es una vista que muestra una imagen en sección transversal del maxilar y la mandíbula. HIGO. La figura es una vista de imagen que muestra una relación de posición entre la imagen CT del maxilar y la mandíbula, el eje de referencia y la zona plana con ocasión de la adquisición de una imagen en sección transversal por el detector de información de sección transversal de la presente invención. HIGO. La figura (a) muestra un método para fijar una alineación de dientes al dispositivo de fijación usado en el método de conversión para un plano de referencia de información con imágenes de cuerpo humano de la presente invención, y la FIG. La figura (b) muestra un estado en el que dicho dispositivo pivote. HIGO. La figura muestra una técnica para detectar un plano de referencia (plano oclusal) mediante la superposición del dispositivo de fijación sobre la información formada por imagen de un paciente (imagen CT) en el método de conversión para un plano de referencia de información de imagen corporal humana de la presente invención.

30 HIGO. La Fig. muestra ejemplos de modificación del método de conversión para un plano de referencia de información con imágenes del cuerpo humano de la presente invención en la Fig. y la fig. .

Mejor modo de implementación de la invención

35 Una imagen CT es una imagen tomográfica del cáliz en un paciente, y es información analógica bidimensional. Por lo tanto, con el fin de confirmar visualmente esta información como información tridimensional, después de digitalizar la información analógica bidimensional, la información digitalizada se convierte en información tridimensional y una imagen del cáliz del paciente se mostrará en una pantalla basada en Sobre la información tridimensional convertida. Además, la información tridimensional obtenida a partir de la información de imagen de TC se detecta información de un estado de composición de elemento de cuerpo humano en un paciente, y se compone simplemente básicamente con información de posición (información de desplazamiento) tal como está. Sin embargo, si se digitaliza tridimensionalmente, una imagen puede mostrarse como información tridimensional del cuerpo humano que contiene información médica, tal como otros datos clínicos pertenecientes a dentistas. Por lo tanto, si se designa cualquier punto ocualquier plano en la pantalla, un dentista puede confirmar visualmente una imagen tomográfica o información médica de la porción correspondiente.

50 Sin embargo, la imagen tridimensional de la información tridimensional se procesa para que la composición sea una imagen basada en la información de posición y / o información médica correspondiente por unidad de área (voxel) de la imagen, y una imagen de tejido El cáliz en un paciente) se muestra como un grupo de ensamblaje de cada pantalla voxel. Específicamente, un eje espacial tridimensional en el que una imagen es visualizable se establece como un área del mundo, que es un eje espacial en la imagen, para el procesamiento de la imagen, y la información de visualización de la imagen correspondiente a la información por voxel se forma en un sistema de coordenadas Sistema de coordenadas) para determinar una posición del área del mundo, y si la imagen se muestra en todo el área del mundo y la imagen por voxel se considera como un grupo de ensamblaje, se confirma visualmente como la imagen de tejido del cáliz dentro del paciente. La imagen tridimensional del cáliz que se muestra en la pantalla es simplemente un conjunto de puntos presentados por separado, respectivamente, y no se forma a partir de la información del cáliz o de cada sitio o tejido para componer esta imagen.

60 Además, la información de imagen de TC es información obtenida mediante la colocación (colocación) de un paciente en un lecho, y porque esta es información donde la información del paciente en cualquier coordenada (equivalente a las coordenadas del mundo) desde un punto fijo del equipo de imagen CT Tal como un lecho), aunque la información de posición del cáliz, que es un sujeto de formación de imágenes, con respecto al equipo de formación de imágenes de TC puede ser visualizada, no se incluye información sobre la posición en la que está situada y, en el caso de Visualizando la imagen en la pantalla, no se puede detectar el estado de visualización del cáliz (tal como un ángulo de inclinación del cuello o un ángulo de oscilación). En otras palabras, incluso si la información del cuerpo humano

dentro de las coordenadas especificadas en las coordenadas del mundo puede ser detectada a partir de la imagen tridimensional basada en la imagen CT, esto no puede considerarse como información relativa usando un plano oclusal o un plano de la cara Como un plano de referencia por un dentista.

5 Por lo tanto, es necesario convertir la información tridimensional del cáliz posicionado en cualquier posición dentro del área del mundo a una posición relativa a una posición de referencia deseada y componer la información del cáliz formada de acuerdo con la relación de posición basada en esta posición de referencia . Por lo tanto, la presente realización, en primer lugar, proporciona un dispositivo que detecta un plano de referencia, que será una suposición para posicionar la información del cuerpo humano tridimensional que no ha sido posicionada desde el punto de vista
10 médico en el momento de la formación de imágenes por TC; En otras palabras, que detecta un plano de referencia para el posicionamiento a partir de la información del cuerpo humano en el sistema de coordenadas mundial en un ordenador. Específicamente, en el extractor de información de cuerpo humano en la presente realización, se adopta como plano de referencia un plano oclusal, que es altamente utilizable desde un punto de vista odontológico, y está diseñado para detectar información posicional de este plano oclusal en el sistema de coordenadas mundial .

15 Se presume que un paciente lleva el miembro de posicionamiento en el momento de la formación de imágenes por TC en el extractor de información de cuerpo humano de la presente realización. Específicamente, se describe como ejemplo un caso de uso de este dispositivo para tratamiento dental. Haciendo referencia a la FIG. Con referencia a la figura , ésta es una vista en perspectiva del cáliz que muestra que un elemento de posicionamiento en el extractor de información de cuerpo humano está acoplado con un plano oclusal en un paciente (para ser visto fácilmente, sólo se muestran las proximidades de alineaciones de dientes superiores e inferiores, Y en la actualidad, se mostrarán otros elementos del cáliz). Como se entiende desde la vista, el elemento de posicionamiento está compuesto por un elemento de placa a y tres cuerpos globulares b. Cuando el paciente se oculta, el miembro de placa a entra en contacto con una alineación de diente superior y una alineación de diente inferior tanto en los planos superior
20 como inferior, respectivamente, y aunque el elemento de placa en contacto es generalmente plano, puede tener flexibilidad para algunos Extensión de ajuste amplio en las alineaciones de diente superior e inferior y .

Por lo tanto, el elemento de placa a del elemento de posicionamiento está dispuesto a lo largo del plano oclusal.

30 Si el paciente tiene una imagen CT en esta situación, una imagen del cáliz visualizada en la pantalla también se convierte en una imagen tridimensional del cáliz en el que el elemento de posicionamiento está montado de forma similar a la FIG. . Además, en la actualidad, puesto que la imagen visualizada en la pantalla se basa en la información tridimensional que contiene información de ruido generada en el momento de la formación de imágenes de TC, nunca será similar a la FIG. . Este punto se describirá más adelante, por lo que se explica utilizando la FIG. por ahora.

35 La información tridimensional mostrada en la FIG. es reconocido como el cáliz en la pantalla por un operador; Sin embargo, tal como se ha descrito anteriormente, la información se corresponde por voxel, que es una unidad de visualización de imagen, y se muestra simplemente en el área del mundo, y como composición de información, esto no se discrimina de la información entre el plano oclusal y otro cáliz, Y la información posicional del plano oclusal ni siquiera se forma. Por lo tanto, la presente realización adopta un método para detectar un plano oclusal a partir de información tridimensional no discriminada designando una sección de imagen que se puede confirmar visualmente como el elemento de posicionamiento de la imagen visualizada.

45 En primer lugar, como es evidente a partir de la FIG. y la descripción, en el elemento de posicionamiento , debido a que su elemento de placa a está dispuesto a lo largo del plano oclusal y los cuerpos globulares b están dispuestos en forma de protrusión, es igual que los cuerpos globulares b están dispuestos en el plano oclusal. Además, el número de los cuerpos globulares dispuestos b es tres. Por lo tanto, si se puede detectar una posición del punto central de cada cuerpo globular b (el sistema de coordenadas mundial), también pueden detectarse tres puntos en el plano oclusal, y entonces, esto da como resultado la detección de la posición del plano oclusal . En este caso, la detección de una posición del propio elemento de placa puede considerarse para detectar el plano oclusal. Sin embargo, cuanto más [la distancia] al cuerpo humano se hace, más el ruido (descrito más abajo) está contenido en la información tridimensional real obtenida por imagenología CT, y puede ser superpuesto con elementos del cuerpo humano, como un diente Alineación, por lo que es difícil determinar visualmente si se trata de una imagen desde el miembro de posicionamiento o una imagen basada en otra información. Por lo tanto, como una composición
50 preferible, la presente realización adopta un método para usar los cuerpos globulares b dispuestos en una posición que está alejada del elemento de cuerpo humano, por lo que es difícil de mezclar información distinta del miembro de posición (por lo tanto , Los cuerpos globulares b sobresalen del elemento de placa a).

60 A continuación, se describen las etapas de operación por parte de un operador. La detección de la posición central de los tres cuerpos globulares b con el fin de detectar un plano oclusal ha sido descrita anteriormente; Sin embargo, como un paso real, un operador designa un área a detectar desde el área de imagen en la que se muestran los cuerpos globulares b (PASO). Esto es debido a que los cuerpos globulares b tienen una porción o partes que necesitan ser aseguradas al elemento de placa a y que se incrustarán en el elemento de placa a y no sólo la información de posición de los cuerpos globulares b, El elemento de placa a también se mezcla en esta porción, por lo que es preferible extraer sólo la información de los cuerpos globulares b que sobresalen hacia fuera del elemento de placa a. A continuación, el operador designa un voxel en la proximidad del punto central de la imagen visualmente
65

confirmado como el cuerpo globular b (PASO). El voxel designado aquí se convierte en un centro del área de detección. Cuando se designa el punto central de detección, también se detecta su punto adyacente, y los puntos adyacentes al punto adyacente detectado se detectan además secuencialmente (PASO).

5 Estos puntos adyacentes pueden ser un voxel adyacente o un voxel separado a una distancia predeterminada. Estos puntos adyacentes se detectan dentro del área de detección y cuando la detección se alcanza fuera del área de detección, el proceso pasa al siguiente paso (PASO). A continuación, se ajustan los puntos detectados dentro del área de detección (PASO). Esto da como resultado el ajuste de múltiples puntos sobre la superficie del cuerpo globular b dentro del área de detección. Además, esto no se muestra en el PASO , pero es preferible contener una
10 etapa para marcar (visualización de imagen) los puntos de ajuste con un color o colores predeterminados. Esto es para confirmar visualmente por el operador si el área de detección alcanza o no una región posicional distinta del cuerpo globular b; Es decir, alcanza las regiones de posición del miembro de placa a o del elemento de cuerpo humano, y esto puede ser una directriz para determinar si la designación de área es buena o mala en el PASO .

15 Además, cuando se establecen los puntos de detección (PASO), se detectan además dos líneas normales entre cada punto de detección, respectivamente (PASO), y una posición de intersección de las líneas normales detectadas. Este es un paso para detectar una posición central del cuerpo globular b usando el principio donde una línea normal entre dos puntos sobre la superficie esférica pasa a través del centro del globo. En este sentido, dos líneas normales a ser detectadas son idealmente suficientes; Sin embargo, en la actualidad existen casos en los que el punto de detección
20 no está posicionado sobre la superficie del cuerpo globular o se genera un error debido al ruido, por lo que es necesario detectar varias líneas normales y sus puntos de intersección, respectivamente. Por lo tanto, a continuación, se requiere una etapa para aproximar la posición central real del cuerpo globular b promediando las posiciones de puntos de intersección múltiples detectados (PASO). De acuerdo con las etapas anteriores, se detecta una posición central de un cuerpo globular b (sistema de coordenadas mundial).

25 Además, como se ha descrito anteriormente, el plano oclusal se detecta de acuerdo con al menos la posición central de los tres cuerpos globulares b, de modo que después de que se detecten las posiciones centrales de los cuerpos globulares b respectivamente, independientemente de que el punto central de los tres (PASO), y si esto no se detecta, se repetirán las etapas para detectar otras posiciones centrales de los cuerpos globulares b (PASO a PASO).
30 Entonces, cuando se detecta la posición central de los tres cuerpos globulares b, se detecta un plano oclusal (PASO). Además, no se muestra, pero es preferible que el plano oclusal detectado se visualice con un color o colores predeterminados para que el operador lo confirme visualmente y, por ejemplo, la visualización del plano oclusal utilizando un plano triangular puede ser (Véanse los números y de la figura que se utilizarán en la explicación de la invención descrita a continuación).

35 En la detección del plano oclusal, se describe el método para utilizar el principio matemático en el que una línea normal entre los dos puntos sobre la superficie esférica pasa a través del centro del globo; Sin embargo, se puede considerar otro método para utilizar otro principio matemático. Específicamente, un principio para establecer la posición de la superficie globular con una función generalizada (las coordenadas x, y y z se convierten en un
40 parámetro usando una posición central globular y una función trigonométrica), y para detectar las coordenadas globulares del centro Se utiliza la asignación de las coordenadas esféricas reales. Haciendo referencia a la FIG. , se muestran las etapas de detección. En estas etapas, hay muchas etapas similares a las de la FIG. , por lo que los pasos similares se marcan con los mismos números de referencia que en la FIG. . Sólo los pasos diferentes de los de la FIG. , y en primer lugar, se establece la función generalizada sobre la superficie esférica (PASO). Esta etapa puede
45 estar comprendida como un paso entre el PASO y el PASO .

Además, en el PASO , los puntos de detección en la superficie del cuerpo globular b se asignan a la función establecida en el PASO como una variable y las coordenadas centrales de los cuerpos globulares b se detectan calculando una constante desconocida en la función (PASO). Entonces, es similar a la FIG. para resolver un error
50 promediando las coordenadas centrales detectadas.

Se ha descrito el método de detección para un plano oclusal y para el miembro de posicionamiento utilizado en el momento de la obtención de imágenes CT, uno distinto del compuesto del miembro de placa y los cuerpos globulares b (estos pueden ser cuerpos semicilíndricos como un cuerpo Parte de proyección) están dispuestos en los
55 lados como se muestra en la FIG. puede ser considerado. Esto es porque cualquier cosa es aceptable siempre y cuando el elemento de posicionamiento pueda detectar un plano relativamente asegurado a un plano oclusal (un plano de referencia del elemento del cuerpo humano). El que tiene un plano de detección situado lejos del cáliz es bastante preferible si se considera el ruido. Específicamente visualizando esquemáticamente, en la FIG. -, un segundo ejemplo de elemento de posicionamiento que mira desde el lado con respecto al plano oclusal, y la FIG. - muestra aproximadamente una construcción (vista X - X) que visualiza un plano de detección de posición desde el
60 lado superior. Además, en la FIG. Un tercer ejemplo del miembro de posicionamiento que mira desde el lado con respecto al plano oclusal, y en la Fig. -, una construcción (vista Y - Y) que visualiza un plano de detección de posición desde el lado superior.

65 Como se muestra en la FIG. - y la FIG. -, el elemento de posicionamiento está compuesto por un miembro de acoplamiento , un miembro de detección dispuesto en paralelo al plano oclusal y un elemento , tal como un palo que

los conecta. Con esta construcción, es suficiente que el miembro de detección tenga una configuración para detectar al menos un plano triangular, por lo que éste puede estar compuesto no sólo con un miembro de placa sino con tres miembros de barra. Por lo tanto, debido a que los cuerpos globulares dispuestos en los vértices de un plano triangular están separados del cáliz y son menos afectados por el ruido, y una porción a implantar en el miembro de detección en paralelo al plano oclusal, Detectar un plano oclusal. Además, como el elemento de posicionamiento mostrado en la FIG. - y la FIG. -, se puede detectar un plano oclusal detectando un miembro de detección, que es perpendicular al plano oclusal y está fijado a una relación de posición predeterminada. Incluso en este caso, como similar al miembro de posicionamiento de la FIG. - y la FIG. -, se hace posible detectar un plano oclusal con alta precisión mientras se restringe el efecto del ruido.

Una vez que se detecta el plano oclusal como se ha descrito anteriormente, si la información tridimensional del cuerpo humano (en este caso, la información del cáliz) colocada en cualquier posición en el área mundial se establece como un plano de referencia del posicionamiento del elemento del cuerpo humano, Para detectar una posición relativa de dicho elemento de cuerpo humano. Sin embargo, en el presente documento, se proporciona además otra invención (equivalente al extractor de información de cuerpo humano de la presente invención) utilizando el método de detección para un plano oclusal como este plano de referencia (un paso por el extractor de información humano). A continuación, se ilustra la realización específica.

Idealmente, si se detecta el plano oclusal y se convierte la información tridimensional utilizando este plano como plano de referencia, se hace posible que un operador designe y adquiera información de un sitio deseado a partir de una imagen tridimensional mientras confirma visualmente la Cáliz en la pantalla. Sin embargo, como se ha descrito anteriormente, es normal que la información tridimensional obtenida a partir de la imagen de TC contenga información de ruido, tal como artefacto, distinta de la información basada en el elemento de cuerpo humano, que está sujeta a formación de imágenes. Por lo tanto, se desconoce si la imagen mostrada se ha originado o no del elemento de cuerpo humano sujeto, y en el caso de contener mucha información de ruido, se supone que incluso una imagen externa del elemento de cuerpo humano no puede ser vista claramente. Por lo tanto, es necesario eliminar la información de ruido utilizando algún tipo de método. Mientras tanto, debido a que los modelos de alineación de dientes están formados a partir del mismo material, incluso si éstos son imagen por TC y se convierten en información digital tridimensional, la información de ruido, tal como artefacto, apenas está contenida.

Observando este punto, se inventó un extractor de información del cuerpo humano donde la información de ruido es extraíble de la información del cuerpo humano utilizando un plano oclusal (plano de referencia) adoptado en el extractor de información del cuerpo humano. Una realización de este dispositivo se describe como sigue:

HIGO muestra que se están viendo esquemáticamente dos planos oclusales detectados a partir de dos imágenes en imagen tridimensionales que están siendo superpuestas. En primer lugar, el cáliz en el lado derecho representa una imagen tridimensional (información tridimensional) obtenida a partir de la imagen de TC de un paciente. Esta es una imagen dispuesta dentro del área del mundo, y una etapa para detectar un plano oclusal es como se describió anteriormente. En la Fig. En la figura, el plano oclusal detectado se representa con un número de referencia (porque el plano oclusal descrito a continuación está superpuesto [el plano oclusal], se confirma visualmente como trapezoidal, sin embargo, es realmente un plano triangular). A continuación, el cáliz mostrado en el lado izquierdo es una imagen tridimensional obtenida a partir de la información de imagen de TC del modelo de alineación de dientes del paciente. Esta imagen está dispuesta como una unidad de objeto dentro del área del mundo, y la imagen del cáliz se fija de modo que se desplace en relación con el área del mundo. Por lo tanto, la imagen del cáliz es desplazada (movida o girada) asociada con el desplazamiento del objeto dentro del área del mundo.

El plano oclusal se detecta en la etapa con respecto a la información tridimensional de este modelo de alineación de dientes, también. En el extractor de información del cuerpo humano, la imagen tridimensional (el cáliz) se desplaza dentro del área del mundo donde se obtiene la imagen tridimensional (el cáliz) a partir de la información del paciente y aparentemente está posicionada en una posición en la que Ambos planos de cáliz y están emparejados entre sí, respectivamente. En este momento, en el caso de que los tamaños de los planos triangulares y que indican un plano oclusal sean diferentes, el cáliz o el cáliz se dilata o reduce de manera que tenga el mismo tamaño de área y los planos triangulares y se intentan coincidir totalmente. A continuación, una vez que los planos oclusales y están emparejados, se detecta la información tridimensional del cuerpo humano en la posición correspondiente a la imagen tridimensional del molde de alineación de dientes. A continuación, se extrae la información de cuerpo humano detectada (información de imagen y otra información médica), y se establece como información de cuerpo humano que se utilizará para procesar después.

Como se describe aquí, si se toma en consideración la información tridimensional obtenida del modelo de alineación de dientes, que se forma en un estado de núcleo sólido con el mismo material, la imagen se convierte en una representación de contorno del elemento de cuerpo humano sin ninguna información de ruido (O con menos información de ruido). Por lo tanto, si los planos oclusales y están emparejados, las imágenes de los cálices y deben coincidir en la representación esquemática. Sin embargo, en realidad, existe una porción (s) que no existe macho, y esta es una imagen visualizada causada por la información de ruido generada en el momento de la formación de imágenes por TC. Por lo tanto, en la presente realización, la detección y ajuste de sólo la información de cuerpo humano correspondiente al modelo de alineación de dientes entre la información tridimensional obtenida a

partir de la información de imagen CT, permite la extracción de la información de cuerpo humano tridimensional sin ninguna información de ruido .

A continuación, se describe la calibración de los valores de CT en la información de imagen de TC de un paciente. Se conoce la información de imagen de TC que la información de un sitio en el paciente (elemento del cuerpo humano, que significa el maxilar y la mandíbula, especialmente en la presente realización) con ocasión de la visualización con escala de grises. Esta escala de grises es una visualización de imágenes basada en números numéricos según la absorción adimensional de rayos X del sitio en un paciente (en detalle, ingredientes de sustancia contenidos en dicho sitio), y se denomina como un valor de CT, respectivamente. Este valor de TC varía según la imagen de la TC y por paciente, y es simplemente un valor relativo de la absorción de rayos X dentro del mismo paciente con la misma imagen de CT, pero no es un valor absoluto. Por lo tanto, un valor de TC en el mismo sitio en otra información de imagen de TC no siempre es el mismo valor numérico, y hay una diferencia en los valores de TC incluso en el sitio de la misma sección dependiendo del generador de imágenes de CT o del paciente), Por lo que tiene un problema en el que una pluralidad de información de imagen CT no puede compararse absolutamente utilizando valores de CT.

Por consiguiente, en el campo médico, para hacer que los valores de TC sean absolutos, se intenta calibrar un valor de TC de una imagen de CT realmente utilizada a un valor especificado (valor de Hounsfield) estandarizado correspondiente al ingrediente de la sustancia. Esto se denomina normalmente calibración del valor CT en el campo médico.

Explicando específicamente la calibración convencional, se visualiza un cuerpo transparente donde se vierte agua en el interior como un ajuste antes de la formación de imagen de CT de un paciente, y se detectan valores CT de la porción de agua y la parte vacía a partir de la información de imagen. A continuación, estos valores de CT se comparan con el valor de Hounsfield (específicamente, -) de la porción vacía y el valor de Hounsfield (específicamente,) de agua, respectivamente. Debido a que una diferencia de los valores de TC realmente medidos puede determinarse a partir de dos puntos según esta comparación, se puede detectar una diferencia de los valores de CT completos (una diferencia de los valores de Hounsfield) por generador de imágenes de TC con un gradiente. Por lo tanto, en el campo médico, si los valores CT de la porción de agua y la porción vacía se calibran a los valores de Hounsfield, respectivamente, puede realizarse la calibración de los valores de CT. Sin embargo, en el campo médico, debido a la complicación de los procedimientos, es difícil tener una imagen de TC después de la calibración por paciente, y en la mayoría de los casos, la calibración es periódica o ninguna.

Además, en la calibración convencional, a pesar de que es posible calibrar las diferencias de los valores de TC que se generarán por el generador de imágenes CT, las diferencias de los valores de TC causadas por una diferencia de volumen por paciente no pueden ser calibradas.

Mientras tanto, en la presente realización, a pesar de que la calibración no se ejecuta antes de la obtención de imágenes de CT como en el método convencional, todavía es posible ejecutar la calibración a partir de la información formada por imágenes (información de cuerpo humano tridimensional) después de la formación de imagen de TC. Específicamente, se utiliza un miembro de posicionamiento utilizado en la presente realización. Por ejemplo, se describe un caso de utilización del elemento de posicionamiento . Como se ha descrito anteriormente, el miembro de posicionamiento está equipado con los cuerpos globulares b para detectar un plano oclusal, y en este caso, los cuerpos globulares se forman a partir de cerámicas transparentes huecas que tienen transmisividad de rayos X y se vierte agua en su interior. El miembro de posicionamiento que tiene los cuerpos globulares formados como se ha descrito anteriormente está ocluido a un paciente y el CT es imagen. A continuación, un valor CT del cuerpo globular b en la información de imagen CT y un valor CT de una porción vacía que no está en el paciente (una porción distinta del elemento corporal humano y que corresponde a la porción vacía alrededor de la periferia en la figura) Son detectados.

En este momento, como se ha descrito anteriormente, los valores de Hounsfield del componente de agua y el componente de vacío son ya conocidos (y -, respectivamente), y estos son valores fijos independientemente de los pacientes y de las imágenes de CT. Por lo tanto, una función de los valores de TC realmente medidos con respecto a los valores de Hounsfield puede detectarse a partir de los valores de Hounsfield correspondientes a los valores de TC de dos puntos (cuerpo globular b y porción vacía) y sus correspondientes valores de Hounsfield. Cuando se aplican secuencialmente a esta función los valores CT realmente medidos en cada posición del maxilar y la mandíbula como la información del cuerpo humano dispuesta dentro del área mundial, se puede obtener la información de imagen tridimensional convertida totalmente en los valores de Hounsfield. En otras palabras, en la presente realización, la utilización del elemento de posicionamiento especificado b utilizado para la detección de un plano de referencia (por ejemplo, un plano oclusal) de un elemento de cuerpo humano permite la calibración ex post de la información de imagen de CT independientemente de una Diferencia de ajuste por imagen de TC y una diferencia por paciente. Además, en la descripción antes mencionada, se ilustra la configuración en la que el material del cuerpo globular es cerámica y se vierte agua en su interior. Sin embargo, [la presente invención] no está limitada a esto, y mientras se pueda detectar un valor CT estable, otros materiales son aceptables.

Además, el elemento de posicionamiento b también es utilizable para la calibración de ladistorsión en el momento de la formación de imágenes por TC. Con un generador de imágenes CT, normalmente, un paciente es movido hacia una

dirección del eje central (denominada dirección del eje Z) dentro del generador de imágenes en una cúpula hueca y el paciente es fotografiado. En este momento, un método en el que mientras que una imagen CT real gira alrededor del paciente (el eje Z en sentido) a un paso predeterminado, la imagen se mueve ligeramente hacia la dirección Z y las imágenes se superponen (generalmente, se denomina escaneado helicoidal, y cada paso se denomina paso helicoidal). Cuando se realiza un escaneado helicoidal como se ha descrito anteriormente, existe el problema de que la imagen se desplaza inevitablemente hacia la dirección del eje Z. Por ejemplo, la imagen CT del cuerpo globular se convierte en una esfera ligeramente ovalada con la dirección del eje Z como eje principal. En otras palabras, en la información de imagen de CT, la información de posición en la dirección del eje Z no será precisa. En la presente realización, para resolver este problema, se evita el problema en la exploración helicoidal calibrando una distancia detectada entre porciones específicas del miembro posicional, en este caso, entre los cuerpos globulares b a una distancia real. Específicamente, a partir de la información de imagen de TC, similar a la ejecución para el plano de referencia, se detectan las posiciones centrales de los dos cuerpos globulares b.

De acuerdo con este resultado de detección, se detecta una distancia entre los cuerpos globulares b, especialmente la distancia en el eje Z en la información formada por imágenes. Además, también se mide, separadamente, una distancia real de las posiciones centrales entre los cuerpos globulares b del elemento de posicionamiento b. A continuación, toda la información de posición en la información de imagen de TC se calibra de modo que coincida con la distancia detectada en la información de imagen de TC con la distancia real.

Esta calibración permite la calibración de cualquier influencia por el escaneo helicoidal que se genere en el momento de la formación de imágenes CT, utilizando el miembro de posicionamiento que tiene una distancia conocida.

Además, el elemento de posicionamiento es también utilizable como una herramienta para extraer solamente información en un sitio necesario a partir de información de imagen de TC. Por ejemplo, en la ocasión de detectar un plano oclusal como plano de referencia utilizando el miembro de posicionamiento a partir de la información de imagen de TC como se ha descrito anteriormente, se establece un área predeterminada en el lado superior basada en el plano oclusal y solamente dicha zona de ajuste. Por ejemplo, sólo se puede preextraer el maxilar, o el maxilar y la mandíbula se pueden extraer por separado sobre la base del plano oclusal. Por lo tanto, también es posible miniaturizar o estandarizar el tamaño de datos de la información de imagen de CT, y el procesamiento a partir de entonces puede simplificarse.

A continuación, se ilustra la fijación en el momento de la tomografía computarizada de un modelo de cuerpo humano. En la presente invención, tal como se ha descrito anteriormente con referencia a la Fig. y la fig., con el fin de detectar la información formada por imágenes de las alineaciones de diente superior e inferior y del cáliz a partir de la información de imagen de CT (información de imagen tridimensional del elemento de cuerpo humano), la información redundante de imagen de cuerpo humano se extrae solapando la CT del cáliz sobre la imagen CT del modelo de cuerpo humano basado en los planos oclusales y, respectivamente. Sin embargo, en la actualidad, en el caso de este procesamiento, también permanece la imagen del elemento de posicionamiento, que se ha utilizado para detectar los planos oclusales. En consecuencia, después de eso, en el caso de procesamiento, tal como la simulación de implante de una raíz dental artificial a través de imágenes, la presencia de este miembro de posicionamiento se convierte en un obstáculo para el operador, y será un efecto adverso en la ocasión de intentar Por el operador.

En consecuencia, se hace necesario eliminar más eficazmente la información de imagen del miembro de posicionamiento.

En la presente realización, el extractor de información de cuerpo humano con excelente facilidad de uso se proporciona tomando también en consideración este punto. Haciendo referencia a la FIG. En la figura, un método de obtención de imágenes para modelos de alineaciones de dientes superiores e inferiores y el miembro de posicionamiento, y el dispositivo de fijación en el momento de la formación de imágenes se muestran en (a) a (c), y un método para extraer información de cuerpo humano y un método para la eliminación del miembro de posicionamiento sobre la imagen se muestra en (d) a (e). HIGO. La figura (a) muestra una situación en la que los modelos de alineación de los dientes superior e inferior y están fijados a un dispositivo para la formación de imágenes de modelo en el estado de ajuste de un modelo de miembro de posicionamiento. El dispositivo de fijación para la formación de imágenes de modelo está compuesto por un elemento de contacto superior a, un elemento de contacto inferior b y un conector c que conecta estos elementos. Una distancia (relación de posición) entre el miembro de contacto superior e inferior a y b es siempre constante cuando los modelos de alineación de diente superior e inferior y están fijados, y también es posible separar los modelos de alineación de diente superior e inferior y. Como una cuestión de conveniencia de la eficacia del trabajo en una etapa para fijar los modelos de alineación de diente superior e inferior y.

En primer lugar, tal como se muestra en la FIG. (a), los modelos de alineación de los dientes superior e inferior y están fijados al dispositivo de fijación para la formación de imágenes en la condición de ser ajustados al modelo de elemento de posicionamiento, es decir, en una condición de modelo similar a aquél en el que un El paciente tiene una imagen de TC. En este momento, es posible mantener el estado en el que los modelos de alineación de diente superior e inferior y entran en contacto con los miembros de contacto superior e inferior a y b en espacios entre los

miembros de contacto superior e inferior a y b del dispositivo de fijación para la formación de imágenes y los modelos de alineación de diente superior e inferior y , respectivamente; Simultáneamente, intervienen materiales flexibles a y b para permitir fácilmente la separación de ambos miembros. El CT se representa en el estado de la FIG. (a). A continuación, la imagen del modelo y la imagen del paciente se ajustan sobre la base de los planos oclusales con la técnica mostrada en la FIG. y en las descripciones para esto, y sólo se extrae la información del paciente deseada. La imagen ajustada se muestra en la FIG. (d).

Sin embargo, como se muestra en la FIG. (d), permanece una imagen del miembro de posicionamiento y las imágenes a y b de los materiales flexibles a y b. Por lo tanto, después de eso, un usuario que ejecuta varios procesos con confirmación visual de las imágenes deseará marcar solamente las alineaciones de dientes superiores e inferiores y eliminar las imágenes del miembro de posicionamiento para mejorar la trabajabilidad. Con el fin de satisfacer esta solicitud de usuario, en la presente realización, después de que la información de cuerpo humano deseada se extrae mediante el montaje mostrado en la FIG. (d), la información del modelo se suprime temporalmente de la visualización de la imagen.

A continuación, como se muestra en la FIG. (b) y (c), sólo los modelos de alineación de diente superior e inferior y son imágenes de CT, respectivamente. Con este proceso, las imágenes de modelo único de los modelos de alineación de diente superior e inferior y que tienen la misma relación de posición que la de la FIG. (a), aunque el modelo de elemento de posicionamiento no existe. Como se muestra en la FIG. (e), estas imágenes de modelo se superponen sobre la imagen en la que se han eliminado las imágenes de modelo después del montaje mostrado en la FIG. (d). Con ocasión de esta superposición, puesto que las imágenes de la FIG. (b) y (c) tienen la misma relación de posición que la de la FIG. (a), ambas imágenes estarán perfectamente emparejadas incluso en la pantalla, simplemente superponiendo las imágenes en la misma relación de posición que la de la FIG. (d). Por lo tanto, si se ejecuta este tratamiento superpuesto, es posible marcar solamente un sitio deseado por un usuario, tal como las alineaciones de dientes superiores e inferiores (alineaciones de dientes superiores e inferiores) y eliminar cualquier imagen de obstáculo, tal como el elemento de posicionamiento .

En la realización anteriormente mencionada, el método para adquirir la información de imagen tridimensional basada en un plano de referencia a partir de la imagen de TC, que se representa mediante el elemento de posicionamiento [modelo] , que coincide con el plano de referencia del cuerpo humano (tal como un plano oclusal) Que tiene la relación posicional relativa al maxilar y la mandíbula ha sido explicada. Sin embargo, también es posible usar el accesorio como una alternativa del miembro de posicionamiento [modelo] sin utilizar el elemento de posicionamiento [modelo] . A continuación, se describe la realización. De manera similar a la descripción de la realización anteriormente mencionada, se describe un ejemplo de adquisición de imágenes de TC basado en un plano oclusal, que es uno de los planos de referencia en el tratamiento dental.

HIGO. La figura muestra un procedimiento de formación de imágenes para modelos de alineaciones de dientes superiores e inferiores y un accesorio para fijar los modelos de alineación de dientes superiores e inferiores y la adquisición de un plano oclusal. Entre las referencias núms. En esta vista, los mismos números de referencia mostrados en las descripciones anteriormente mencionadas y la Fig. significan los mismos tipos y, por ejemplo, un accesorio 'es un ejemplo de modificación del accesorio para la preparación del modelo. HIGO. La figura (a) muestra una situación en la que los modelos de alineación de diente superior e inferior 'y' están ocluidos y fijados al dispositivo de fijación '. Además, la FIG. La figura (b) muestra una situación en la que se abre un miembro de unión 'c y se abre el accesorio '(como se describe a continuación, tanto los modelos de alineación de los dientes superiores e inferiores ' como 'están fijados también a los miembros de contacto superior e inferior 'a y 'b, respectivamente, sin embargo, tomando en cuenta la facilidad de la confirmación visual, se omite la ilustración). En primer lugar, el dispositivo de fijación 'está compuesto por el elemento de unión superior 'a y el elemento de contacto inferior 'b, el miembro de conexión 'c para conectar estos miembros y una bisagra 'd para conectar el miembro de contacto superior 'A y el miembro de conexión 'c para ser pivotable.

Por lo tanto, debido a que la longitud del miembro de conexión 'c está fija, en el estado en el que los modelos de alineación de diente superior e inferior 'y' están ocluidos como se muestra en la Fig. (a), una distancia (relación de posición) entre los miembros de contacto superior e inferior 'a y 'b es constante; Sin embargo, como se muestra con la línea continua en la FIG. En el caso de girar el elemento de contacto inferior 'b centrado hacia abajo sobre la articulación 'd, se liberan los elementos de contacto superior e inferior 'a y 'b, y las partes superior e inferior Los modelos de alineación de diente 'y' a fijar a estos miembros también se liberan entre sí (no mostrado). En este momento, puesto que el elemento de conexión 'c y el elemento de contacto inferior 'b están fijados entre sí, el elemento de conexión 'c y el elemento de contacto inferior 'b giran en la misma relación de posición.

Además, la FIG. La figura (a) muestra una situación en la que los modelos de alineación de diente 'y' están fijados en el caso de un paciente que tiene alineaciones de dientes con oclusión normal y la fijación de los modelos de alineación de diente superior e inferior 'y' La fijación 'está posicionada de modo que se ocluyan las alineaciones de diente superior e inferior. Como es similar al caso de la FIG. , este posicionamiento se lleva a cabo insertando materiales flexibles 'a y 'b para permitir mantener el estado en el que los modelos de alineación de diente superior e inferior 'y' entran en contacto con el miembro de contacto superior e inferior 'a Y 'b dentro de espacios de los miembros de contacto superior e inferior 'a y 'b del accesorio 'y los modelos de alineación de diente superior e

inferior 'y' y 'b', respectivamente; Simultáneamente, ser fácilmente separables. Con este posicionamiento como se ha descrito anteriormente, en el caso de la fig. (a), tal como se muestra en líneas A y Acon puntos discontinuos, los planos oclusales del modelo pueden detectarse en unas posiciones relativamente fijas al accesorio 'd'.

5 Estos planos oclusales A y A significan planos oclusales del maxilar y de la mandíbula, respectivamente, y en el estado que se muestra en la FIG. (a), debido a que las alineaciones de los dientes superiores e inferiores están ocluidas, cada plano oclusal (el plano oclusal maxilar A y el plano oclusal mandibular A) también se superponen. Además, en este accesorio 'd', puesto que el plano oclusal es detectado no ocluyendo el elemento de posicionamiento [modelo] con los modelos de alineación de dientes como se muestra en la FIG. , incluso en el caso de que la oclusión no pueda realizarse normalmente, como cuando muchas porciones faltan en las alineaciones de los dientes, es posible detectar los planos oclusales del maxilar y la mandíbula. Específicamente, como se muestra en la FIG. b), mientras que el miembro de contacto superior e inferior a 'y' y 'b' pivotan centrándose en la bisagra 'd' por un operador, tal como un dentista, en un estado en el que están fijados los modelos de alineación de diente 'y' y 'b', / Ella confirma visualmente los modelos de alineación de los dientes superiores e inferiores 'y' y 'b', y autoriza (asume) la posición oclusal.

Entonces, cuando se autoriza la posición oclusal, se fija la bisagra 'd'. En este momento, el plano oclusal maxilar A y el plano oclusal mandibular A son planos paralelos al miembro de contacto superior 'a' y al miembro de contacto inferior 'b', respectivamente, y la posición relativa entre los miembros de contacto superior e inferior a 'Y' y 'b' está fijado excepto por una dirección de pivote centrada en la bisagra 'd', el plano oclusal mandibular A también está situado en relación con el plano oclusal maxilar A excepto en la dirección de pivote. En otras palabras, si se utiliza este accesorio 'd', independientemente de la condición de alineación del diente en un paciente, el plano oclusal maxilar A y el plano oclusal mandibular A pueden detectarse basándose en el miembro de contacto superior 'a', respectivamente.

25 A continuación, en la presente realización, CT del dispositivo de fijación 'd', en el que los modelos de alineación de dientes están fijados en el estado de la FIG. (a), se representa una imagen. A continuación, una imagen del accesorio 'd' que incluye una imagen de modelo (imagen de modelo de un paciente) y la imagen del paciente se ajustan mediante una técnica similar a la descrita en la Fig. y las Figs. (d) a (e) utilizando el elemento de posicionamiento [modelo] . En el método mostrado en la Fig. (a), tal como se ha descrito anteriormente, las imágenes CT de los modelos de alineación de dientes superior e inferior 'y' y 'b' se solapan sobre las porciones correspondientes de la imagen de CT del paciente, se extrae la información de imagen redundante como la información de posición relativa a la Miembro de posicionamiento [modelo] ; Sin embargo, en la presente realización, la imagen del miembro 'a' superior de contracción del accesorio 'd' está solapada sobre un plano de campista dentro de la imagen del paciente. En este caso, el plano de la caravana se utiliza normalmente como un plano de referencia del cuerpo humano por los dentistas, y es un plano que conecta posiciones predeterminadas de la sub-nasal y la otic dentro de un paciente.

Este plano del campista está en paralelo al plano oclusal maxilar.

40 Aquí, con referencia a la Fig. En la figura , cada vista es una vista esquemática que muestra una situación en la que la imagen de TC de un paciente se adapta a la imagen de TC del accesorio 'd'. HIGO. La figura (a) muestra la imagen de TC del accesorio 'd' (teniendo en cuenta la facilidad de la confirmación visual, se omiten las imágenes CT de los modelos de alineación de los dientes superior e inferior 'y' y 'b' fijados al accesorio 'd'); Higo. La figura (b) muestra la imagen de TC del paciente; Y la Fig. La Fig. (c) muestra que la imagen CT del accesorio 'd' mostrado en la Fig. (a) se solapa sobre la imagen de TC de un paciente mostrado en la Fig. (b). En estos diagramas, las líneas punteadas A, A y A representan un plano oclusal maxilar, un plano oclusal mandibular y un plano campista, respectivamente. Como se ha descrito anteriormente, puesto que el plano oclusal superior A está situado en paralelo con el miembro de contacto superior 'a' a una distancia predeterminada, si el miembro de contacto superior 'a' en la imagen de TC del accesorio 'd' está emparejado con el plano de acampada A En la imagen de TC del paciente, se puede detectar el plano oclusal superior A en paralelo al plano del campista.

En este momento, una distancia entre el miembro de contacto superior 'a' en la imagen de TC del accesorio 'd' y el plano oclusal superior A puede desplazarse desde una distancia entre el plano de acampada A y el plano de oclusión superior A en la imagen de CT real del paciente de acuerdo con un cambio de espesor del miembro flexible 'a' del accesorio 'd', y esto será corregido verticalmente (dirección Z' en la figura (c)) moviendo la información de imagen del contacto superior Miembro 'a' hacia el plano oclusal maxilar A. En este momento, el ajuste del modelo de alineación de diente 'y' (no mostrado en la figura) a la alineación de diente 'a' en la imagen de TC del paciente permite la determinación correcta de la distancia de desplazamiento a lo largo de la dirección Z'.

60 Además, dado que el plano oclusal mandibular A está también posicionado en la relación de posición predeterminada con el miembro de contacto superior 'a' (descrito anteriormente), si la imagen de TC del miembro de contacto superior 'a' está solapada sobre el plano de acampada A del Se puede detectar la imagen de TC del paciente, el plano oclusal maxilar A y el plano oclusal mandibular A en la imagen de CT del paciente.

65 Por lo tanto, la imagen de TC del paciente puede considerarse como una imagen de TC basada en los planos oclusales maxilares y mandibulares A y A, respectivamente. En consecuencia, incluso si un paciente tiene imágenes

de TC en cualquier postura, se puede obtener información con imágenes utilizando un plano oclusal que sea fácilmente comprensible para un dentista como referencia. Además, incluso en un paciente donde debido a que las porciones que faltan de una alineación de dientes son grandes, no puede tener una oclusión normal, se puede adquirir fácilmente la información de imagen de TC utilizando el plano oclusal como referencia. Además, puesto que el accesorio 'en las realizaciones mostradas en la Fig. y la fig. tiene una función similar a un oclusor conocido (dispositivo de confirmación de plano oclusal) denominado un oclusor de valor medio, es fácil para un dentista que normalmente usa esto para usar este oclusor.

Además, en las realizaciones descritas con referencia a la Fig. y la fig. , está diseñado para detectar un plano oclusal basado en el plano de la caravana del miembro de contacto superior 'a. Mientras tanto, un odontólogo (plano horizontal de Frankfort) también está disponible como plano de referencia del cuerpo humano para ser utilizado por un dentista distinto de un plano de campista, y el plano del ojo del ojo es un plano que conecta las porciones bajo el Ojo y oído, y se detecta un plano oclusal basado en dicho plano con un oclusor conocido referido como un oclusor ajustable. En la presente realización, también se puede detectar un plano oclusal utilizando este plano de ojo ocular como referencia. Haciendo referencia a la Fig. (a), los modelos de alineación de diente 'y' están situados en el accesorio 'similar a la Fig. (a), y los elementos marcados con los números de referencia idénticos a los de la Fig. y la fig. representan el mismo, respectivamente. En este momento, en el caso de la Fig. Los modelos de alineación de diente 'y' están fijados a través de los materiales flexibles 'a y 'b para posicionar los planos oclusales maxilar y mandibular A y A en paralelo a los miembros de contacto superior e inferior 'A y 'b, respectivamente; Sin embargo, en la realización mostrada en la Fig. (a), los modelos de alineación de diente 'y' están fijados por los materiales flexibles 'a y 'b para situar los planos oclusales maxilares y mandibulares A y A haciendo coincidir el plano de oído ocular A con el plano Miembro de contacto superior 'a.

Además, en este documento, [la realización] se describe en la suposición de que los planos oclusales maxilares y mandibulares A y A están emparejados; Sin embargo, si los dos planos no están emparejados, deben posicionarse pivotando el accesorio ', de modo que la descripción de las realizaciones, que ya se han mostrado en las Figs. y .

La fijación 'a mostrada en la Fig. (a) configurada como se ha descrito anteriormente es una imagen CT, y la imagen se superpone sobre la imagen de TC de un paciente como se muestra en la Fig. (b) (véase también las Figuras (a) a (c)). En este momento, la imagen del miembro de contacto superior 'a entre la imagen de TC del dispositivo de fijación 'está emparejada con el plano de oído de ojo A dentro de la imagen de TC del paciente. En este momento, los planos se detectan como planos oclusales superior e inferior en la imagen de TC del paciente para coincidir con los planos oclusales maxilares y mandibulares A y A situados en relación con el dispositivo '. Por lo tanto, es posible adquirir la imagen de TC de un paciente basándose en los planos oclusales incluso usando el plano de ojo de oído A como referencia, y puesto que el dispositivo de fijación 'de la realización mostrada en la Fig. tiene una función similar al conocido oclusor (dispositivo de confirmación del plano oclusal) denominado oclusor ajustable, esto es muy útil para un dentista que normalmente usa este oclusor.

Además, en la descripción, con respecto al dispositivo 'mostrado en las Figs. a , es preferible que los elementos de contacto superior e inferior 'a y 'b, el miembro de conexión 'c y la bisagra 'd, que son sus componentes, estén formados a partir de un material con rayos X elevado Transmisividad, tal como acrílico. La imagen de TC de un paciente contiene mucha información de ruido (imágenes) denominada artefacto, y esto será un obstáculo en la ocurrencia de detectar directamente un plano oclusal de la imagen de CT, de modo que [la eliminación de esta información] Ser una necesidad para la instalación. En particular, un material con baja transmisividad de rayos X, tal como materiales metálicos, será muy afectado por el artefacto. Mientras tanto, este dispositivo de fijación 'tiene la ventaja de que es fácil montarlo en la imagen de TC de un paciente porque la influencia del artefacto es menor y los modelos de alineación de diente 'y' se muestran claramente.

A continuación, se describe un dispositivo para detectar información de sección transversal de imagen tridimensional basada en la información de cuerpo humano extraída del extractor de información de cuerpo humano. Higo muestra pasos procesados por este dispositivo con imágenes en la pantalla, y la Fig. muestra un diagrama de flujo que muestra estos pasos. En primer lugar, describir las imágenes en la pantalla, como se muestra en la Fig. (a), el cáliz se muestra en la pantalla basándose en la información tridimensional obtenida a partir de la formación de imagen de CT. Esta imagen se muestra en el área del mundo. Un operador reconoce una porción (no mostrada) que falta en una alineación de dientes al confirmar visualmente esta imagen. Una vez que se reconoce la porción que falta, en primer lugar, el operador intenta encajar una imagen de corona dental en la parte que falta.

Aquí se describe el montaje de la imagen de corona dentaria . Para la imagen de corona dentaria , la CT de un modelo de corona dentaria formado se preimagen, y la imagen de corona dental está dispuesta en cualquier posición en el área del mundo como un objeto basado en la información formada por imágenes. Normalmente, esta imagen (objeto) es movida en el área del mundo por el operador, y la imagen está dispuesta en una posición de la porción faltante determinada como apropiada para la superposición. Sin embargo, hay otro caso en el que un paciente tiene muchas porciones que faltan en una alineación de dientes y si muchas de las imágenes de corona dentales están dispuestas en cualquier posición separada de las partes que faltan antes de que los objetos se muevan, resulta difícil para el operador Para determinar cuál es para cada alineación de diente que falta, y es posible reducir la eficiencia de procesamiento. Por consiguiente, en la presente realización, está diseñada de tal manera que

las imágenes de la corona dentaria se disponen automáticamente en la proximidad de las alineaciones de los dientes defectuosos, respectivamente, de manera que deja claras qué imágenes de la corona dental deben encajar en las alineaciones de los dientes que faltan. Específicamente, se utiliza un plano de referencia (plano oclusal) detectado desde el elemento de posicionamiento . En detalle, en primer lugar, las alineaciones de los dientes están preestablecidas en el plano oclusal detectado; Y la información de imagen de corona dental está dispuesta en dichas alineaciones de diente, respectivamente, pero cada imagen de corona dental no se muestra en la pantalla. Entonces, en la etapa de superposición de las imágenes de la corona dental sobre las porciones faltantes por el operador, las imágenes corona dentales correspondientes en el plano oclusal se muestran sobre las partes desaparecidas apropiadas. Con este procesamiento, incluso en la etapa inicial antes de que las imágenes de la corona dental se muevan, las imágenes de la corona dental deseadas por el operador se muestran automáticamente en las posiciones próximas a las porciones faltantes hasta cierto punto, y entretanto, puede diseñarse que No se mostrarán las imágenes de la corona dentaria no deseadas.

A continuación, se describe el procesamiento después de confirmar visualmente que la imagen de corona dental está encajada en las porciones defectuosas. Un implante se muestra a lo largo de su eje de referencia en el extremo inferior de esta imagen de corona dentaria , y en el eje de referencia , un área plana predeterminada que incluye dicho eje está unida al eje de referencia .

Por lo tanto, cuando el operador se mueve y posiciona la imagen de corona dentaria en el área del mundo de modo que encaje en una porción que falta en la alineación del diente, el implante y el eje de referencia también se posicionan de acuerdo con dicho posicionamiento. Además, cuando se coloca el eje de referencia , también se coloca la zona plana . Esta zona plana es un plano para obtener información de sección transversal deseada. En este caso, mencionando la posición de la zona plana , si un área local en la que está dispuesta una imagen para detectar una imagen de sección transversal se establece dentro del área mundial, una posición de imagen de corona dental, un ángulo de inclinación del eje de referencia y Se puede ajustar un ángulo de rotación del área de referencia . Higo. La figura (a) muestra aproximadamente un estado en el que la rotación del eje de referencia dentro del área del mundo usando el eje de referencia como eje Z da lugar a la rotación del eje de referencia a lo largo de la dirección de la flecha A y asociado a esta rotación, (Con precisión, el eje principal del implante) y la zona plana se hacen girar. En esta ocasión, si se establece el sistema de coordenadas local en el que el eje de referencia y el área de plano son el eje Z y el plano XY, respectivamente, se establece información de imagen tridimensional en el sistema de coordenadas mundial correspondiente a dicho [local] Será la información de sección transversal deseada en la zona de plano. Además, la Fig. La figura (b) muestra esquemáticamente un estado en el que la inclinación del sistema de coordenadas local basado en el eje de referencia con respecto al sistema de coordenadas del mundo da lugar a una inclinación del eje de referencia en la dirección de la flecha B y asociado a esta inclinación, y la zona plana se hacen girar. Si se adquiere información del cuerpo humano sobre el área del mundo correspondiente a la información del cuerpo humano del área plana en el sistema de coordenadas local posicionado como se ha descrito anteriormente, se puede adquirir la información del cuerpo humano sobre dicho área plana. Por lo tanto, con el presente dispositivo, mientras se confirman las posiciones de la corona dental y el implante a implantar, se hace posible adquirir la información de sección transversal.

Lo anterior es una descripción del extractor de información de sección transversal de la presente invención, y se describe también un ejemplo de los pasos procesados específicamente por este dispositivo. Como se muestra en la Fig. , la rotación e inclinación del eje de referencia por un operador como se ha descrito anteriormente da como resultado el ajuste de la zona plana , es decir, la sección transversal detectada deseada (PASO). A continuación, se establecen puntos de detección dentro de una sección transversal de detección. Específicamente, un voxel situado en una posición preestablecida se detecta a partir de muchos voxels dispuestos en la sección transversal de detección, respectivamente, y esto se establece como un punto de detección (PASO). A continuación, un punto de detección se establece a partir de múltiples puntos de detección en el área plana como un centro de detección (PASO). Además, se detecta y fija un punto adyacente situado en la proximidad del centro de detección (PASO). El punto adyacente a establecer en este paso se ejecuta detectando un punto (voxel) situado dentro del área preestablecida (área del grupo de voxel) desde el centro de detección.

A continuación, se adquiere información del cuerpo humano sobre el área del mundo correspondiente al centro de detección y punto adyacente (PASO), y se promedia una media de la información del cuerpo humano adquirida (ETAPA). Además, se determina si se detecta o no la información del cuerpo humano correspondiente al centro de detección (adquirida) a lo largo de toda el área del plano, y se repiten los PASOS a hasta que se detecte (PASO). Entonces, cuando se detecta la información del cuerpo humano a lo largo de todo el área del plano, el ajuste de esta información en una pantalla configurada separadamente como información bidimensional (STEP) permite proporcionar información de sección transversal alrededor del eje de referencia, tal como un implante , A la pantalla. Además, en la Fig. , aunque se muestran pasos para adquirir la información del cuerpo humano por área detectada y para promediar [la información], una etapa para promediar la información del cuerpo humano en las áreas detectadas que tienen cada centro de detección y punto adyacente después de adquirir la información del cuerpo humano En cada punto de detección en todo el área del plano completo también es aceptable.

Específicamente, se considera la inserción del PASO y del PASO entre los PASOS y .

Además, también es posible medir una distancia entre cualesquiera dos puntos en la zona plana o medir un ángulo entre tres puntos cualesquiera. Específicamente, se especifican coordenadas de dos o más puntos de detección de posición (voxels) deseados en el área mundial y cuando el número de puntos de detección de posición especificados es de dos, se mide una distancia entre los puntos de detección usando los puntos de detección y sus coordenadas.

5 Además, cuando el número de puntos especificados de detección de posición es tres o más, se miden segmentos de línea formados con cualesquiera dos puntos entre los puntos de detección, respectivamente, a partir de las coordenadas, y un ángulo de dichos segmentos de línea y / o una distancia. Entre los segmentos de línea se miden usando las coordenadas de los puntos de detección.

10 Además, el detector de información en sección transversal de la presente invención proporciona también otra realización. En este detector de información de sección transversal, el eje de referencia puede estar inclinado en una dirección predeterminada basada en un elemento de cuerpo humano y la zona plana puede estar inclinada junto con el eje de referencia. En este caso, la inclinación en la dirección predeterminada del elemento de cuerpo humano, por ejemplo, significa que una inclinación en una dirección de alineación de diente mostrada como la dirección X en la FIG. (también denominada inclinación mesiodistal) o una inclinación en una dirección bucolingual indicada como la dirección Y. El primero se obtiene inclinando mesiodistalmente la proximidad del extremo superior del eje de referencia (una parte cervical en una imagen artificial de la raíz dental) como centro, y este último se obtiene inclinando bucolingualmente la proximidad del extremo superior de la referencia Eje como centro. El concepto de coordenadas en esta inclinación es el que es diferente de las coordenadas normales en el área del mundo, pero es asumido por un dentista en el momento de la operación quirúrgica.

25 Aquí se menciona además el concepto de coordenadas asumido por un dentista en el momento de la operación quirúrgica. Lo que es referencia posicional en la ocasión de la operación quirúrgica por un dentista es normalmente un plano oclusal y determina la adecuación de la operación quirúrgica usando las coordenadas del punto de vista visualizando la condición del plano oclusal desde la parte frontal de un paciente. Por lo tanto, para el dentista, incluso si la información de la sección transversal se detecta en el plano de coordenadas del área del mundo, si intenta reflejar la información a la operación quirúrgica, un proceso para convertir y recuperar sustancialmente [la sección transversal Información] con las coordenadas del punto de vista desde el frente del plano oclusal. En la presente realización, centrándose en este punto, se elimina el proceso convencional para convertir sustancialmente el sistema de coordenadas en la mente del dentista y el proceso está diseñado para detectar la información de sección transversal (imagen de sección transversal basada en esto) con el sistema de coordenadas del punto de vista, que es visualmente confirmado desde el frente del plano oclusal.

35 Por lo tanto, la información de sección transversal deseada por el dentista no requiere siempre la información de sección transversal alrededor del eje de referencia que forma el eje principal de la raíz dental artificial. Específicamente, en el caso de tratar de inclinar e implantar la raíz dental artificial, cuando la inclinación está en la dirección mesiodistal, la información de sección transversal deseada es información alrededor del eje de referencia; Sin embargo, cuando la inclinación está en la dirección bucolingual, la información alrededor del eje de referencia no es necesaria o dificultará la determinación. Teniendo en cuenta estas circunstancias, en las realizaciones, el eje de referencia puede inclinarse tanto en la dirección de alineación del diente (dirección mesiodistal) como en la dirección bucolingual; Sin embargo, hace una regla que la zona plana en la que se detecta la información de sección transversal está inclinada en la dirección de alineación del diente junto con el eje de referencia y se hace girar alrededor del eje de referencia solamente en el caso de inclinación en la dirección de alineación del diente, Y que aunque se hace girar el eje de referencia mientras se mantiene el estado inclinado en la dirección bucolingual en la pantalla de imagen, se hace girar la zona plana mientras se mantiene el estado no inclinado en la dirección bucolingual en el caso de la inclinación en la dirección bucolingual. Como referencia, la Fig. es una imagen real que muestra la información de sección transversal posicionada en la zona plana, y la referencia representa un eje de referencia. Higo. es una imagen que muestra una relación de posición entre el área plana y el maxilar y la mandíbula.

50 Además, la información de imagen tridimensional (información de imagen de TC) del maxilar y la mandíbula se solapa sobre la información de imagen tridimensional de modelos de maxilar y mandíbula ajustándose como se ha descrito anteriormente; Sin embargo, con la ocasión de mostrar una imagen en sección transversal basada en la información de sección transversal situada en la zona plana alrededor del eje de referencia, tal como una raíz dental artificial, es preferible mostrar [la imagen] Sección del modelo. Como se muestra en la Fig., la imagen de sección transversal se muestra con una escala de grises basada en los valores de CT; Sin embargo, la forma del tejido blando en la proximidad de la alineación de los dientes (forma de las encías) tiene una pequeña diferencia en los valores de TC de la porción vacía, y es difícil confirmar visualmente la forma externa. Mientras tanto, dado que los modelos de maxilar y mandíbula (modelos de alineación de dientes) están formados con un material duro hueco o pared delgada, y la tasa de absorción de X también es alta, si la información de imagen tridimensional del maxilar y la mandíbula Posicionada en la zona plana y la información de imagen tridimensional del modelo de cuerpo humano posicionada en la zona plana (véase la línea blanca discontinua en la figura o la imagen de las encías situadas entre las imágenes óseas maxilares y mandibulares y la alineación dental Imagen), se hace fácil confirmar visualmente la forma de tejido blando en la misma imagen en sección transversal, y la usabilidad para un operador se mejora drásticamente.

65 Además, en la información de imagen de CT como en la Fig., con ocasión de la ejecución de un procedimiento para detectar la información de sección transversal y detectar una posición de implante de una raíz dental artificial;

- Mientras que confirma visualmente dicha imagen de sección transversal, el operador ajusta la imagen de pie dental artificial en la porción que falta de una alineación de dientes, y en este momento, los valores de CT equivalentes a los valores de Hounsfield preespecificados pueden ser mapeados sobre la imagen de raíz dental artificial O el área plana. Con este procesamiento de mapeo, se puede mostrar una raíz dental artificial artificial con la escala de grises que tiene el mismo estándar que las imágenes CT del maxilar y la mandíbula mostradas con la escala de grises basada en los valores de CT y también es posible visualizar visualmente Confirman el estado de la superficie de la raíz dental artificial y sus tejidos circundantes del cuerpo humano (hueso cortical o hueso esponjoso) de forma tridimensional o bidimensional, y se mejora la usabilidad para un operador.
- 5
- 10 Como se ha descrito anteriormente, aunque se han ilustrado y descrito las realizaciones de cada dispositivo de la presente invención, la presente invención no se limitará a éstas. Por ejemplo, en estas realizaciones, las realizaciones en el campo dental se mencionan ordinariamente; Sin embargo, [la presente invención] es también utilizable en otros campos médicos. Además, se han descrito las realizaciones de la presente invención como medios de resolución de problemas en la información de imagen de TC; Sin embargo, es posible utilizar la presente invención para la
- 15 formación de imágenes en el cuerpo humano, donde la colocación de un paciente es difícil, o que incluye información de ruido para otros métodos de formación de imágenes

REIVINDICACIONES

1. Un detector de información de sección transversal que extrae imágenes tridimensionales información de una zona plana predeterminada que incluye un eje mayor de un implante dental a partir de información de imagen tridimensional del maxilar y / o mandíbula que incluye una alineación de dientes, que comprende:

- 5 Un medio que posiciona el eje principal del implante dental sobre la imagen tridimensional del maxilar y / o la mandíbula incluyendo la alineación del diente;
- 10 Un medio que genera la zona plana predeterminada que incluye el eje mayor del implante dental, Un medio de extracción de información de cuerpo humano que extrae información de imagen tridimensional del maxilar y / o mandíbula situada en dicha zona de plano;
- 15 En el que el eje principal del implante dental puede estar inclinado en una dirección predeterminada y el área plana puede inclinarse junto con el eje mayor del implante dental; y Cuando el eje principal del implante dental está inclinado en la dirección predeterminada, el eje principal del implante dental y la zona plana pueden girar mientras que el eje principal del implante dental está inclinado en la dirección predeterminada, Se mantiene el estado inclinado.

FIG. 1

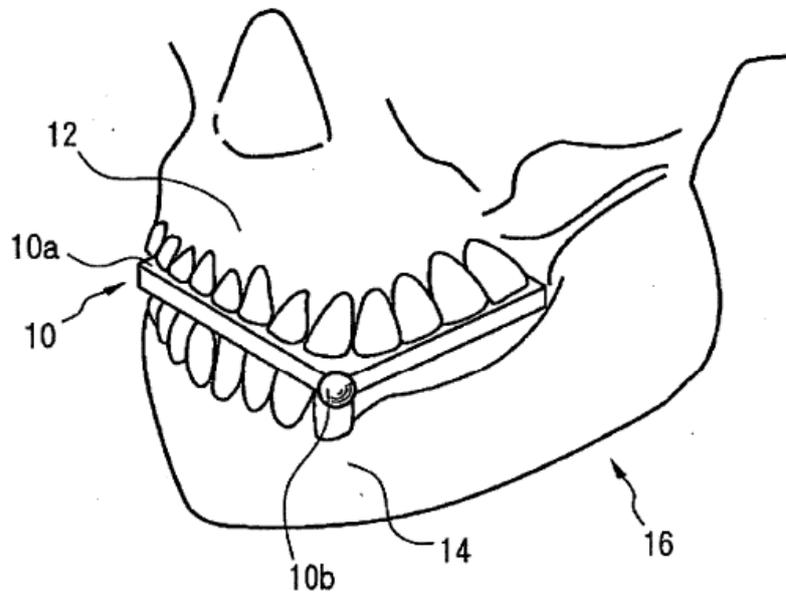


FIG. 2

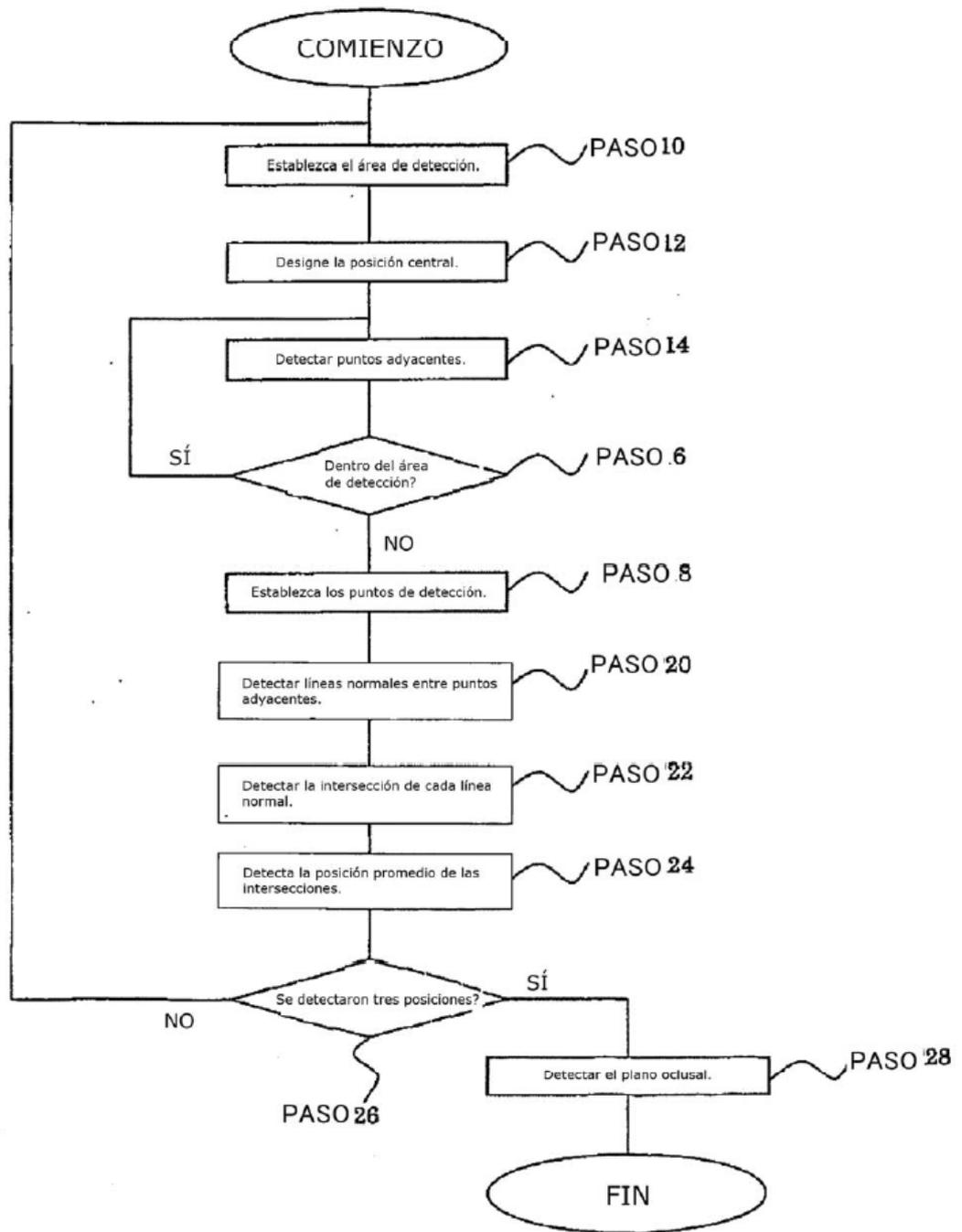


FIG. 3

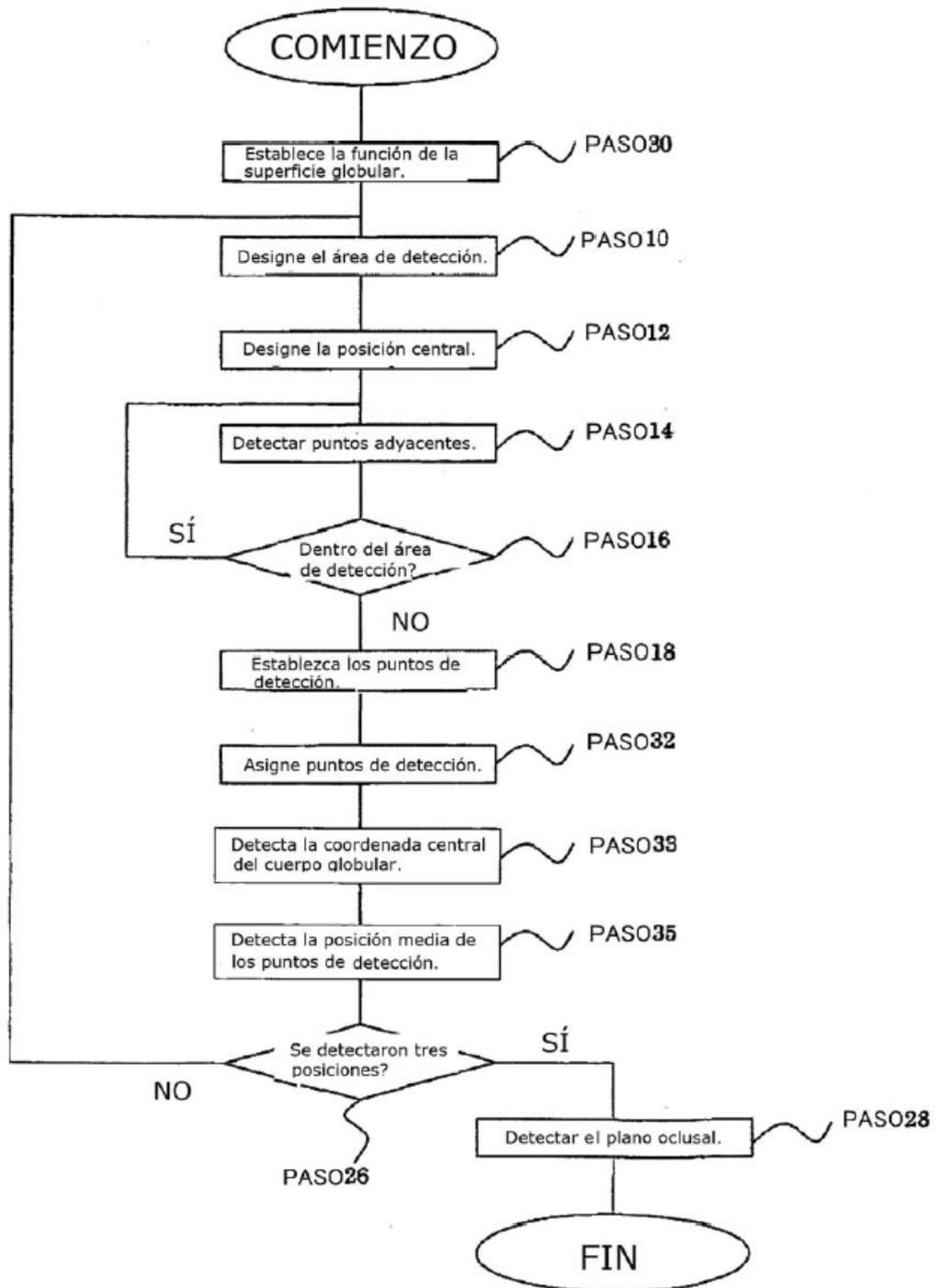


FIG. 4-1

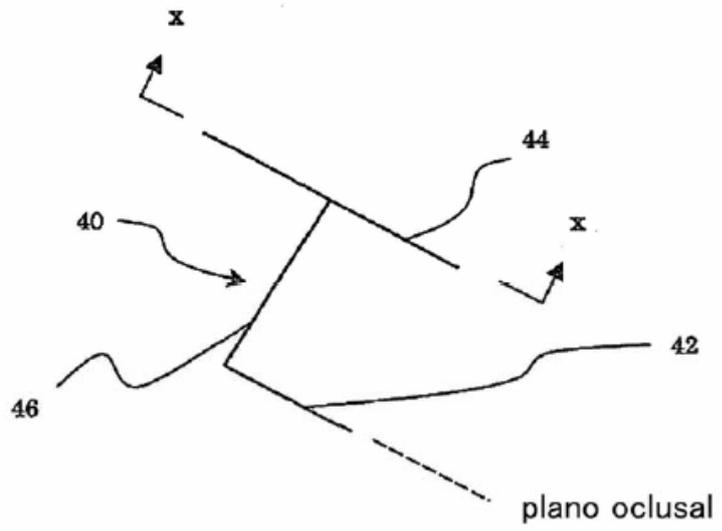


FIG. 4-2

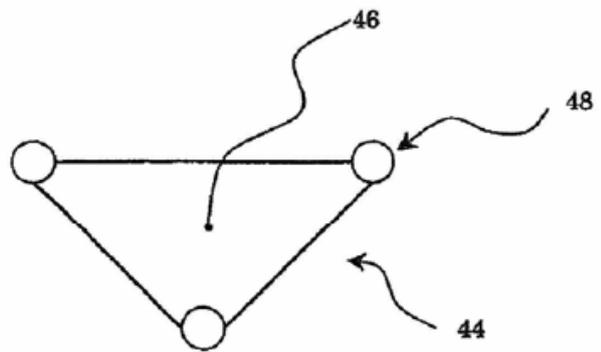


FIG. 4-3

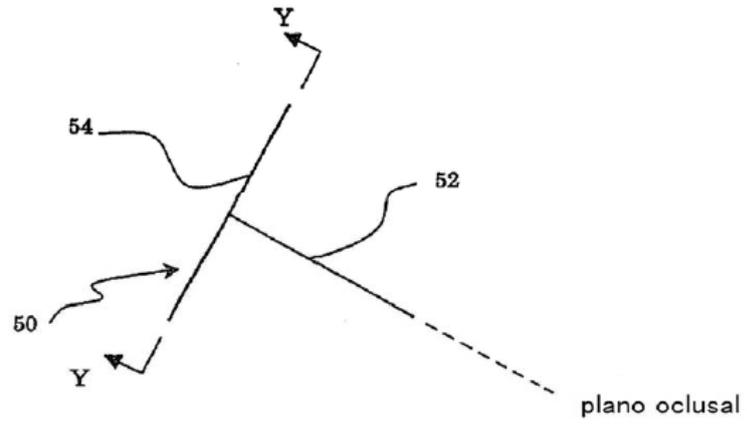


FIG. 4-4

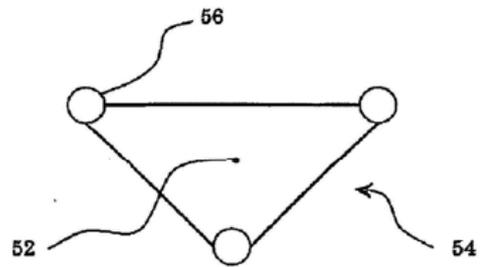


FIG. 5

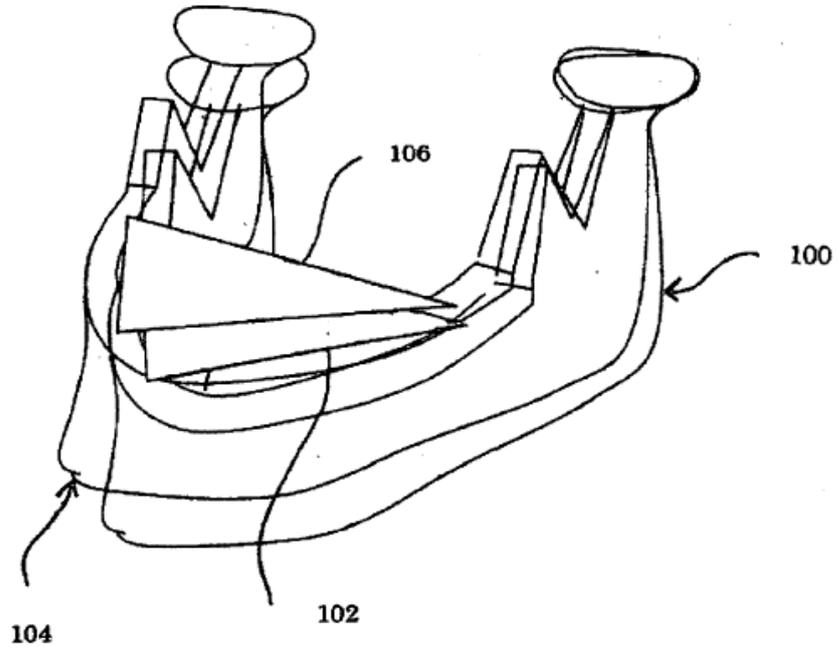
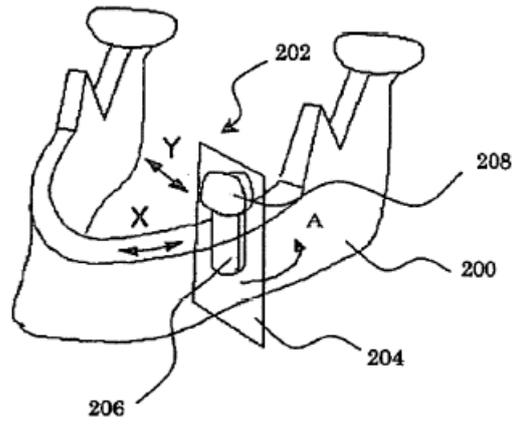


FIG. 6

(a)



(b)

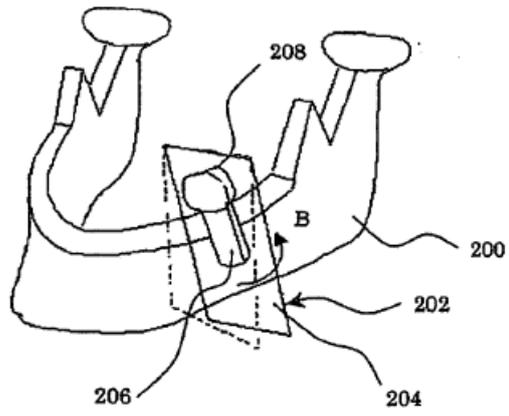


FIG. 7

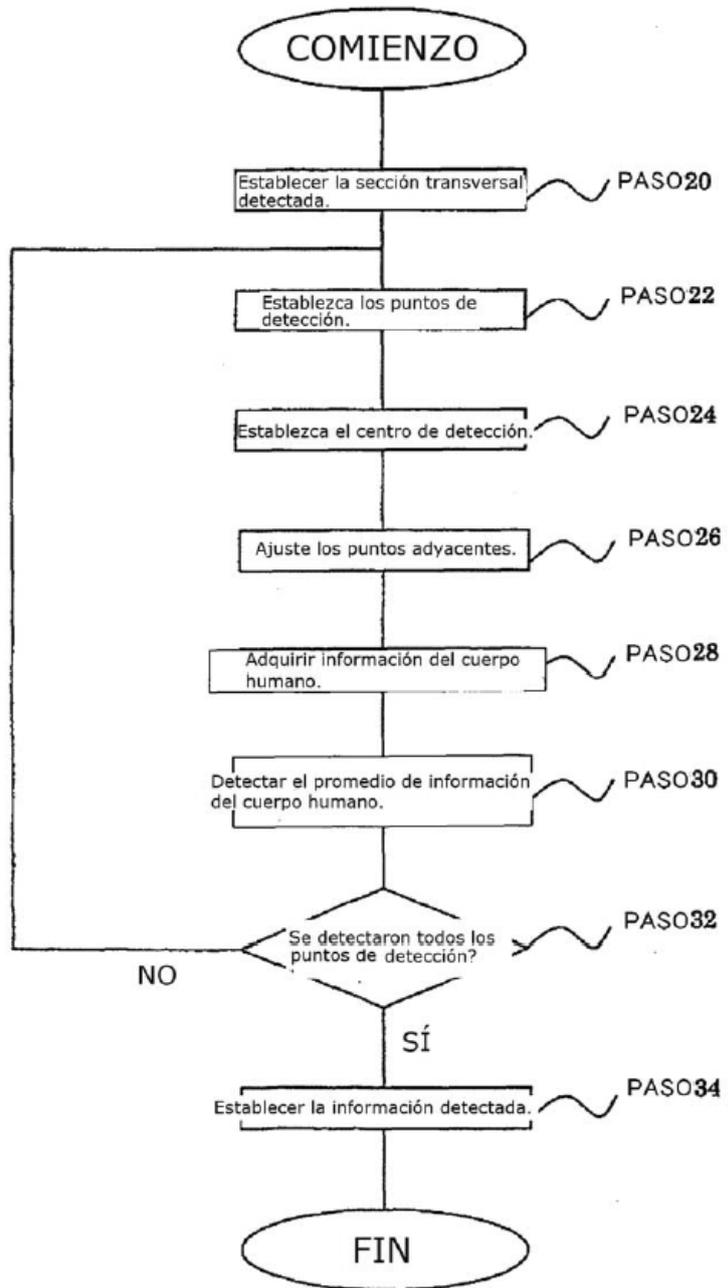


FIG. 8

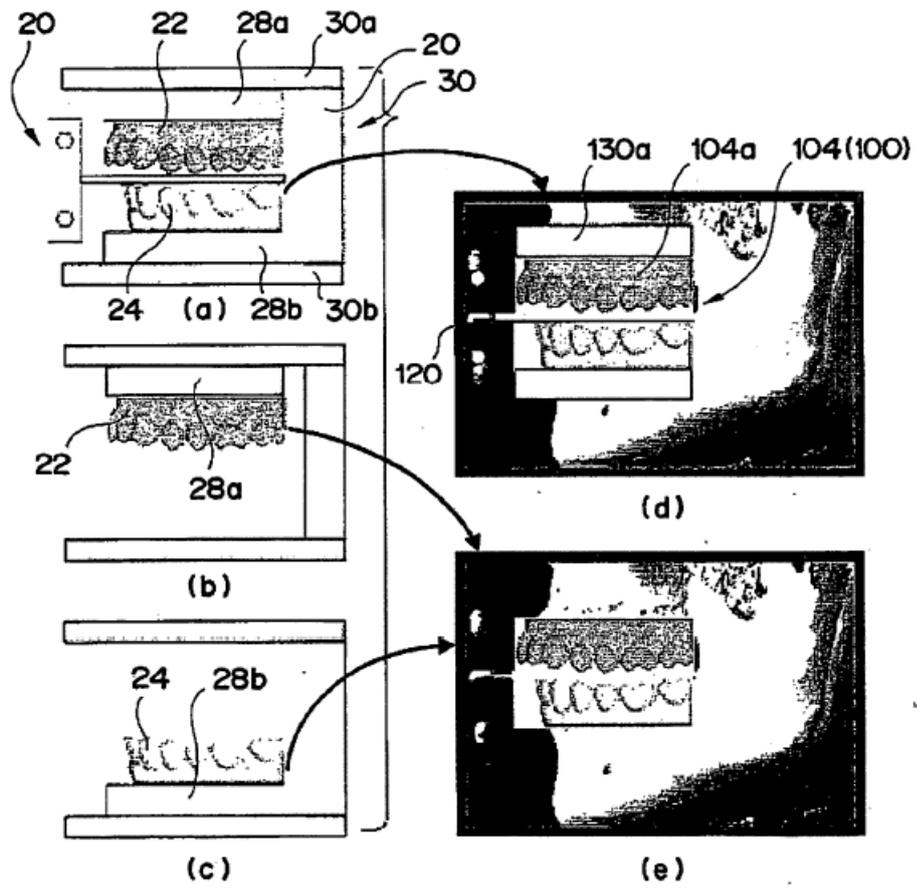


FIG. 9

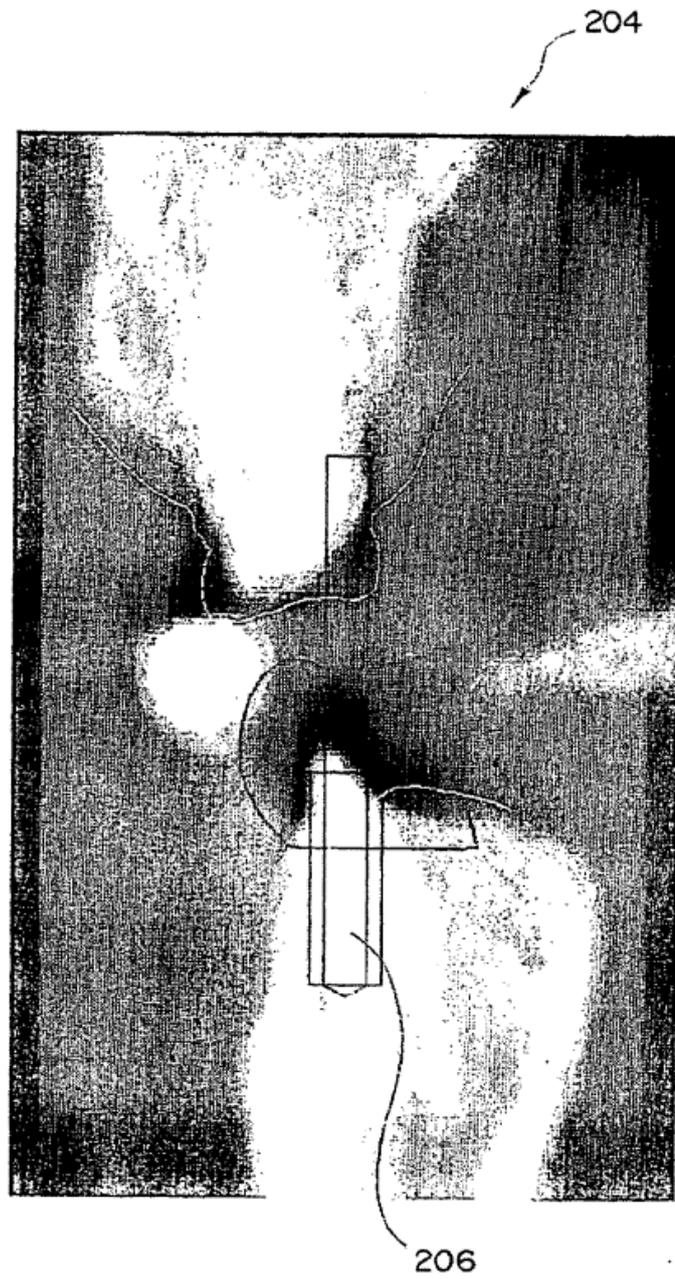


FIG. 10

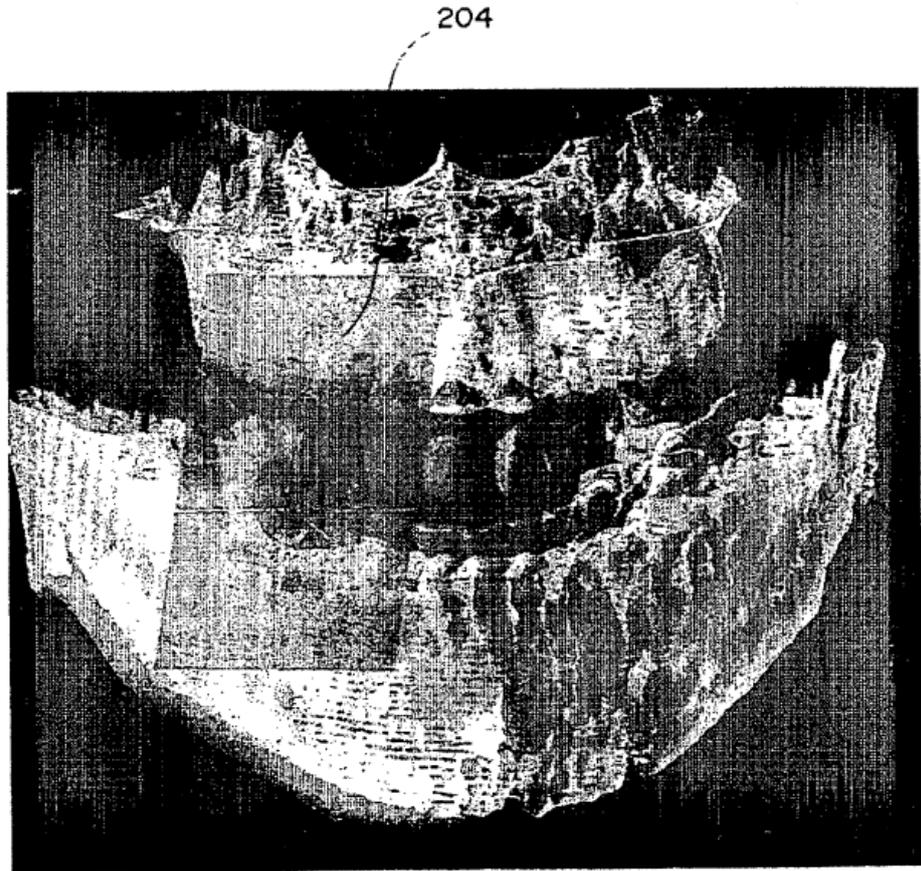
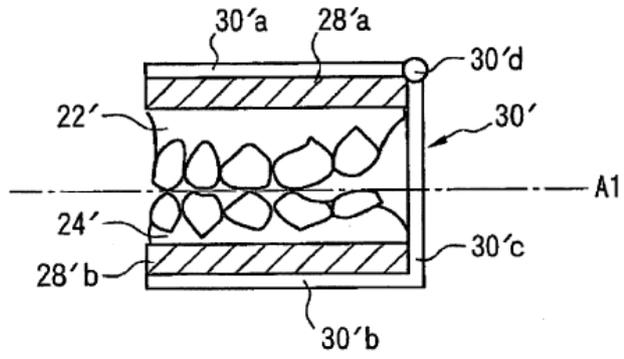


FIG. 11

(a)



(b)

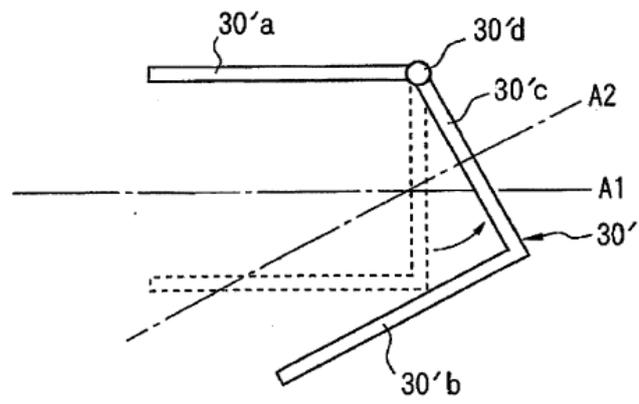


FIG. 12

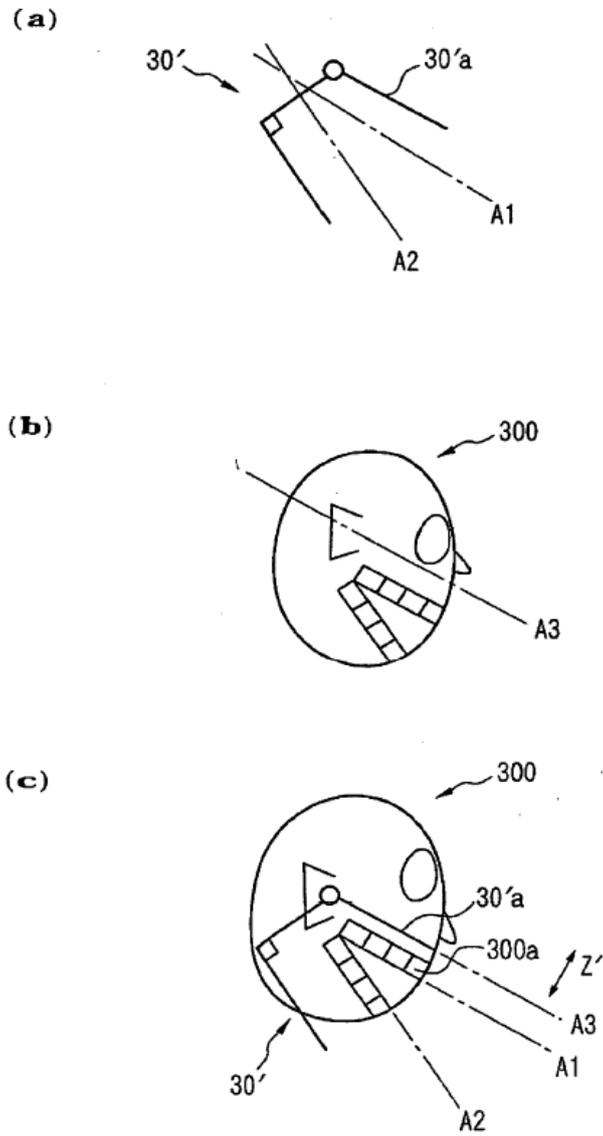
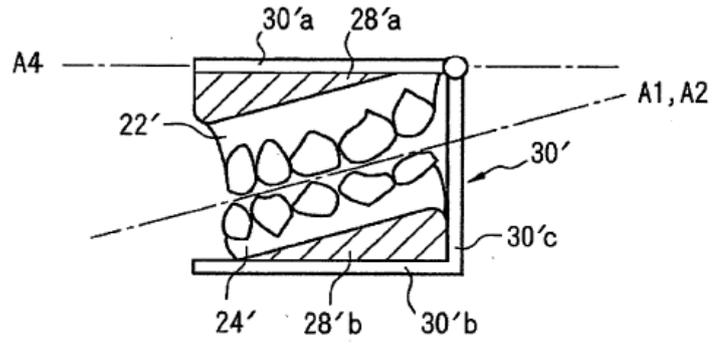


FIG. 13

(a)



(b)

