

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 976 882**

51 Int. Cl.:

<b>A61B 5/00</b>	(2006.01)
<b>A61C 7/00</b>	(2006.01)
<b>G06F 17/00</b>	(2009.01)
<b>G06G 7/48</b>	(2006.01)
<b>G06G 7/58</b>	(2006.01)
<b>G06T 17/00</b>	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.08.2018 PCT/US2018/048070**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **28.02.2019 WO19040927**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.08.2018 E 18847612 (1)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.01.2024 EP 3672477**

54 Título: **Procedimiento y aparato para la planificación de tratamiento de ortodoncia**

30 Prioridad:

**25.08.2017 US 201762550013 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**12.08.2024**

73 Titular/es:

**CHEN, SHOUPU (20.0%)**  
**1765 The Exchange SE, Legal Dept.**  
**Atlanta, GA 30339, US;**  
**INGLESE, JEAN-MARC (20.0%);**  
**WONG, VICTOR C. (20.0%);**  
**FAURE, JACQUES (20.0%) y**  
**TREIL, JACQUES (20.0%)**

72 Inventor/es:

**CHEN, SHOUPU;**  
**INGLESE, JEAN-MARC;**  
**WONG, VICTOR C.;**  
**FAURE, JACQUES y**  
**TREIL, JACQUES**

74 Agente/Representante:

**GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo**

ES 2 976 882 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

Procedimiento y aparato para la planificación de tratamiento de ortodoncia

**Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere en general al procesamiento de imágenes en tomografía computarizada de rayos X y, más particularmente, al análisis biométrico a partir de imágenes tridimensionales como guía en el tratamiento de ortodoncia.

**Antecedentes de la invención**

10 El análisis cefalométrico es el estudio de las relaciones dentales y esqueléticas para la cabeza y es utilizado por dentistas y ortodoncistas como una herramienta de evaluación y planificación para mejorar el tratamiento de un paciente. El análisis cefalométrico convencional identifica puntos de referencia óseos y de tejidos blandos en radiografías cefalométricas bidimensionales con el fin de diagnosticar características faciales y anomalías antes del tratamiento, o para evaluar el progreso del tratamiento.

15 Por ejemplo, una anomalía dominante que puede identificarse en el análisis cefalométrico es el problema anteroposterior de la maloclusión, relativo a la relación esquelética entre el maxilar y la mandíbula. La maloclusión se clasifica en base a la posición relativa del primer molar maxilar. Para la Clase I, neutroclusión, la relación molar es normal pero otros dientes pueden tener problemas tales como espaciamiento, apiñamiento, o sobre o suberupción. Para la Clase II, distoclusión, la cúspide mesio bucal del primer molar maxilar descansa entre el primer molar mandibular y el segundo premolar. Para la Clase III, mesioclusión, la cúspide mesio bucal del primer molar maxilar es posterior a los surcos mesio bucales del primer molar mandibular.

20 Un procedimiento de análisis cefalométrico en 2D convencional ejemplar descrito por Steiner en un artículo titulado "*Cephalometrics in Clinical Practice*" (documento leído en la Charles H. Tweed *Foundation for Orthodontic Research*, octubre de 1956, páginas. 8-29) evalúa el maxilar y la mandíbula en relación con la base craneal utilizando medidas angulares. En el procedimiento descrito, Steiner selecciona cuatro puntos de referencia: Nasión, Punto A, Punto B y Sella. El Nasión es la intersección del hueso frontal y los dos huesos nasales del cráneo. El punto A se considera el límite anterior de la base apical del maxilar. El punto B se considera el límite anterior de la base apical de la mandíbula. El Sella está en el punto medio del Sella turcica. El ángulo SNA (a partir de Sella al Nasión, y luego al punto A) se utiliza para determinar si el maxilar está posicionado anterior o posteriormente a la base craneal; una lectura de aproximadamente 82 grados se considera normal. El ángulo SNB (a partir de Sella al Nasión, y luego al punto B) se utiliza para determinar si la mandíbula está posicionada anterior o posteriormente a la base craneal; una lectura de aproximadamente 80 grados se considera normal.

25 Estudios recientes en ortodoncia indican que existen inexactitudes e incoherencias persistentes en los resultados proporcionados utilizando el análisis cefalométrico en 2D convencional. Un estudio notable es el titulado "*In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms*" por Vandana Kumar et al. en *Angle Orthodontics*, septiembre de 2008, páginas 873-879.

35 Debido a limitaciones fundamentales en la adquisición de datos, el análisis cefalométrico en 2D convencional se centra en la estética, sin preocuparse por el equilibrio y la simetría del rostro humano. Como se indica en un artículo titulado "*The human face as a 3D model for cephalometric analysis*" de Treil et al. en *World Journal of Orthodontics*, páginas 1-6, la geometría plana es inadecuada para analizar volúmenes anatómicos y su crecimiento; sólo un diagnóstico en 3D es capaz de analizar adecuadamente el complejo anatómico maxilofacial. La relación normal tiene dos aspectos más significativos: el equilibrio y la simetría, cuando el equilibrio y la simetría del modelo son estables, estas características definen lo que es normal para cada persona.

40 El documento US 6 879 712 B2, titulado "*System and method of digitally modeling craniofacial features for the purposes of diagnosis and treatment predictions*", a Tuncay et al. divulga un procedimiento de generación de un modelo informático de características craneofaciales. Los datos de las características faciales tridimensionales se adquieren utilizando un escaneado láser y fotografías digitales; las características dentales se adquieren modelando físicamente los dientes. Los modelos se escanean con láser. Luego se obtienen características esqueléticas a partir de radiografías. Los datos se combinan en un único modelo informático que puede manipularse y visualizarse en tres dimensiones. El modelo también tiene la capacidad de animación entre las características craneofaciales modeladas actualmente y las características craneofaciales teóricas.

50 El documento US 6 250 918 B1, titulado "*Method and apparatus for simulating tooth movement for an orthodontic patient*" a Sachdeva et al. divulga un procedimiento de determinación de trayecto directo de movimiento en 3D a partir de un modelo digital en 3D de una estructura de ortodoncia real y un modelo en 3D de una estructura de ortodoncia deseada. Este procedimiento simula el movimiento del diente en base al trayecto directo tridimensional

correspondiente de cada diente utilizando una corona escaneada con láser y marcadores en la superficie del diente para el escalado. No existen datos en 3D reales de todo el diente utilizando el procedimiento descrito.

5 El documento US 2009 / 0 191 503 A1 se refiere a un procedimiento y un sistema para establecer una posición inicial de un diente, determinar una posición objetivo del diente en un plan de tratamiento, calcular un vector de movimiento asociado con el movimiento del diente a partir de la posición inicial hasta la posición objetivo, determinar una pluralidad de componentes correspondientes al vector de movimiento, y determinar una o más posiciones correspondientes de uno o más dispositivos de fijación respectivos en relación con un plano de superficie del diente de tal manera que el uno o más dispositivos de fijación se acoplen con un aparato dental.

10 El documento US 2014/288894A divulga un procedimiento informático para crear un plan de reposicionamiento de los dientes de un paciente de ortodoncia. El ordenador recibe un conjunto de datos digitales iniciales que representan los dientes del paciente en sus posiciones iniciales y un conjunto de datos digitales finales que representan los dientes en sus posiciones finales. Luego, el ordenador utiliza los conjuntos de datos para generar trayectos de tratamiento que consisten en una serie de vectores a lo largo de los cuales los dientes se moverán a partir de las posiciones iniciales hasta las posiciones finales.

15 Aunque se han realizado avances significativos en el desarrollo de técnicas que automatizan la introducción de mediciones y el cálculo de datos biométricos para características craneofaciales en base a tales mediciones, existe un considerable margen de mejora. Incluso con el beneficio de las herramientas existentes, el profesional requiere una formación suficiente con el fin de utilizar los datos biométricos de manera eficaz. La considerable cantidad de datos medidos y calculados complica la tarea de desarrollar y mantener un plan de tratamiento y puede aumentar los riesgos de descuido y error humanos.

20

Por lo tanto, se puede observar que existe un valor particular en el desarrollo de utilidades de análisis que generen e informen de resultados cefalométricos que puedan ayudar a dirigir la planificación del tratamiento de ortodoncia y a seguir el progreso del paciente en diferentes etapas del tratamiento en curso.

#### Sumario de la invención

25 La presente invención se refiere a un procedimiento para planificar tratamientos de ortodoncia como se define en la reivindicación 1, un procedimiento para fabricar un dispositivo corrector posicional como se define en la reivindicación 13 y un aparato para proporcionar guía para ortodoncia como se define en la reivindicación 14.

Otras realizaciones de la invención se divulgan, entre otras cosas, en las reivindicaciones dependientes. Es un objeto de la presente divulgación abordar la necesidad de formas mejoradas de analizar y aplicar datos anatómicos en 3D al tratamiento de ortodoncia en curso. Con este objeto en mente, la presente divulgación proporciona un procedimiento para generar formas de arco en base a la dentición del paciente como herramientas de guía para corregir condiciones de ortodoncia.

30

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un procedimiento, ejecutado al menos en parte por un aparato de ordenador, que comprende:

- 35
- (a) adquisición de datos tridimensionales a partir del escaneo de la anatomía maxilofacial y dental de un paciente;
  - (b) calcular una pluralidad de valores cefalométricos a partir de los datos tridimensionales adquiridos;
  - (c) procesar los valores cefalométricos calculados y generar métricas indicativas del posicionamiento inicial del diente a lo largo de un arco dental del paciente;
  - 40 (d) generar métricas indicativas de la posición corregida del diente de acuerdo con una forma de arco dental deseada;
  - (e) analizar las métricas generadas en las etapas (c) y (d) para calcular los vectores (V) de movimiento deseados para dientes individuales dentro del arco dental; y
  - 45 (f) visualizar las métricas generadas tanto para la posición inicial y corregida del diente como los vectores (V) de movimiento deseados calculados a lo largo del arco dental.

Una característica de la presente divulgación es la generación e informe automáticos de parámetros primitivos geométricos coherentes y optimizados específicos del paciente y valores cuantitativos iniciales de movimiento del diente para el tratamiento de ortodoncia.

Las realizaciones de la presente divulgación, de manera sinérgica, integran las habilidades de un operador humano del sistema con las capacidades informáticas para la identificación de características. Esto se aprovecha de las capacidades humanas de creatividad, uso de la heurística, flexibilidad, y juicio, y se combinan con esas ventajas informáticas, tales como la velocidad de cálculo, la capacidad de procesamiento exhaustivo y preciso, y la capacidad de elaboración de informes y acceso a los datos.

Estos y otros aspectos, objetos, características y ventajas de la presente divulgación serán más claramente comprendidos y apreciados a partir de una revisión de la siguiente descripción detallada de las realizaciones preferentes y reivindicaciones adjuntas, y por referencia a los dibujos adjuntos.

### Breve descripción de los dibujos

Lo anterior y otros objetos, características y ventajas de la invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción más particular de las realizaciones de la divulgación, como se ilustra en los dibujos adjuntos. Los elementos de los dibujos no están necesariamente a escala entre sí.

La Figura 1 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de imágenes para proporcionar análisis cefalométricos.

La Figura 2 es un diagrama de flujo lógico que muestra los procedimientos para el análisis cefalométrico en 3D de acuerdo con una realización de la presente divulgación.

La Figura 3 es una vista de imágenes de volumen de cabeza CBCT renderizadas en 3D.

La Figura 4 es una vista de una imagen de volumen de dientes renderizada en 3D después de la segmentación de los dientes.

La Figura 5 es una vista de una interfaz de usuario que visualiza tres vistas ortogonales de las imágenes de volumen de cabeza CBCT y las marcas de referencia introducidas por el operador.

La Figura 6 es una vista de imágenes de volumen de cabeza CBCT renderizadas en 3D con un conjunto de marcas de referencia en 3D visualizadas.

Las Figuras 7A, 7B, y 7C son vistas en perspectiva que muestran características anatómicas identificadas que proporcionan un marco para el análisis cefalométrico.

La Figura 8 es un diagrama de flujo lógico que muestra las etapas para aceptar las instrucciones del operador que generan el marco utilizado para el análisis cefalométrico.

Las Figuras 9A, 9B, y 9C muestran una interfaz de operador para especificar la ubicación de características anatómicas utilizando marcas de referencia introducidas por el operador.

Las Figuras 10A, 10B, 10C, 10D, y 10E son gráficos que muestran cómo se calculan varios parámetros derivados utilizando los datos de imagen de volumen y las correspondientes marcas de referencia introducidas por el operador.

La Figura 11 es un gráfico en 3D que muestra una serie de parámetros cefalométricos derivados a partir de datos de dientes segmentados.

La Figura 12 es un gráfico en 2D que muestra los parámetros cefalométricos derivados a partir de datos de dientes segmentados.

La Figura 13 es otro gráfico en 3D que muestra los parámetros cefalométricos derivados a partir de datos de dientes segmentados.

La Figura 14 es un gráfico que muestra los parámetros cefalométricos derivados a partir de datos de dientes segmentados y el parámetro de tratamiento.

La Figura 15 es un gráfico en 3D que muestra cómo el sistema aprende la exclusión del diente.

La Figura 16A es una vista en perspectiva que muestra los dientes de un fantoma digital.

La Figura 16B es un gráfico en 3D que muestra los ejes calculados de los sistemas de inercia de las mandíbulas superior e inferior.

La Figura 17A es un gráfico que muestra el paralelismo para estructuras de diente específicas.

- La Figura 17B es un gráfico que muestra el paralelismo para estructuras de diente específicas.
- La Figura 18A es una vista en perspectiva que muestra los dientes de un fantoma digital al que le falta un diente.
- 5 La Figura 18B es un gráfico que muestra los ejes calculados de los sistemas de inercia de las mandíbulas superior e inferior para el ejemplo de la Figura 18A.
- La Figura 19A es un gráfico que muestra la falta de paralelismo para estructuras de diente específicas.
- La Figura 19B es un gráfico que muestra la falta de paralelismo para estructuras de diente específicas.
- La Figura 20A es una vista en perspectiva que muestra los dientes de un fantoma digital con exclusión de diente.
- 10 La Figura 20B es un gráfico que muestra los ejes calculados de los sistemas de inercia de las mandíbulas superior e inferior para el ejemplo de la Figura 20A.
- La Figura 21A es un ejemplo que muestra la exclusión de un diente que falta.
- La Figura 21B es un gráfico que muestra los ejes calculados de los sistemas de inercia de las mandíbulas superior e inferior para el ejemplo de la Figura 21A.
- 15 La Figura 22A es un ejemplo que muestra la exclusión de un diente que falta.
- La Figura 22B es un gráfico que muestra los ejes calculados de los sistemas de inercia de las mandíbulas superior e inferior para el ejemplo de la Figura 22A.
- La Figura 23A es una imagen que muestra los resultados de exclusión de dientes específicos.
- 20 La Figura 23B es un gráfico que muestra los ejes calculados de los sistemas de inercia de las mandíbulas superior e inferior para el ejemplo de la Figura 23A.
- La Figura 24 muestra una serie de puntos de referencia y ejes o vectores de coordenadas del sistema de referencia DOL.
- La Figura 25 muestra la reasignación de puntos de referencia al espacio alternativo del sistema de referencia DOL.
- 25 La Figura 26 muestra, a partir de una vista lateral, un ejemplo con los sistemas de inercia de los dientes transformados utilizando esta reasignación.
- La Figura 27 es un diagrama esquemático que muestra una red independiente para el motor de análisis de acuerdo con una realización de la presente divulgación.
- 30 La Figura 28 es un diagrama esquemático que muestra una red dependiente o acoplada para el motor de análisis de acuerdo con una realización de la presente divulgación.
- La Figura 29 muestra el pseudocódigo de un algoritmo que utiliza la disposición de red independiente de la Figura 27.
- La Figura 30 muestra el pseudocódigo de un algoritmo que utiliza la disposición de red dependiente de la Figura 28.
- 35 La Figura 31A lista parámetros de ejemplo como valores numéricos y su interpretación.
- Las Figuras 31B, 31C y 31D listan, para un paciente particular, parámetros de ejemplo como valores numéricos y su interpretación con respecto a la asimetría maxilofacial, en base a parámetros ejemplares de asimetría maxilofacial total de acuerdo con realizaciones ejemplares de la presente solicitud.
- 40 La Figura 32A muestra resultados tabulados ejemplares para un ejemplo particular con análisis de mordida y características del ángulo de los arcos.
- La Figura 32B muestra resultados tabulados ejemplares para un ejemplo particular de par de los incisivos superior e inferior.

- La Figura 32C muestra resultados tabulados ejemplares para otro ejemplo con evaluación de birretrusión o biprotrusión.
- La Figura 32D muestra un listado de sumario ejemplar de los resultados del análisis cefalométrico de un paciente en particular.
- 5 La Figura 32E muestra un listado detallado para una de las condiciones listadas en la Figura 35.
- La Figura 33 muestra una pantalla del sistema con un mensaje de recomendación en base a los resultados del análisis.
- La Figura 34 muestra una pantalla del sistema con una representación gráfica para ayudar a los resultados del análisis.
- 10 La Figura 35 muestra un informe ejemplar de asimetría de acuerdo con una realización de la presente divulgación.
- La Figura 36 es un gráfico que muestra la asimetría relativa izquierda-derecha de un paciente en una vista frontal.
- 15 La Figura 37 es un gráfico que muestra la superposición relativa de los lados izquierdo y derecho de la cara de un paciente.
- La Figura 38 es un gráfico que muestra la divergencia facial.
- La Figura 39 es un diagrama de flujo lógico que muestra los mecanismos de procesamiento lógico y los datos que se pueden utilizar para proporcionar evaluación y guía como soporte para las aplicaciones de ortodoncia.
- La Figura 40 muestra una imagen de una condición típica del paciente, rotación de arco izquierda.
- 20 La Figura 41 muestra una asignación en 3D de los centros de inercia del diente a lo largo de un arco.
- La Figura 42 muestra un gráfico de los centros de inercia del diente dispuestos a lo largo de una curva lineal por tramos que conecta los centros de inercia, en sus posiciones originales, proyectados al plano 2D x-y.
- La Figura 43 muestra, para los centros de inercia de la Figura 42, la posición relativa de una policurva suave optimizada.
- 25 La Figura 44 muestra el movimiento necesario de los dientes a partir de sus posiciones originales a las posiciones deseadas en base a la optimización calculada tal y como se visualiza y se informa.
- La Figura 45 muestra un gráfico con los vectores de desplazamiento del diente indicados, en base al cálculo anterior.
- 30 La Figura 46 muestra un gráfico con el desplazamiento de vector descompuesto en direcciones tangencial y normal.
- Las Figuras 47 y 48 muestran ajustes para una estrategia de optimización de la forma de arco del diente de múltiples etapas adoptada de acuerdo con la presente divulgación.
- La Figura 49 muestra un listado generado por ordenador de vectores V de movimiento para cada uno de los 14 dientes de un arco dental para un paciente de ortodoncia
- 35 La Figura 50A muestra la distribución de los dientes en un arco inicial no corregido para un paciente de ortodoncia ejemplar.
- La Figura 50B muestra el arco corregido digitalmente de la Figura 50A siguiendo las recomendaciones de tratamiento proporcionadas por el sistema de la presente divulgación.
- 40 La Figura 50C muestra los arcos inicial y optimizado superpuestos, con el original que se muestra en contorno, en una vista en 3D.
- La Figura 50D muestra otro ejemplo con el arco inicial en contorno, superpuesto sobre el arco optimizado, en una vista axial en 2D.
- La Figura 51 muestra una pantalla de interfaz de operador para controlar el procesamiento para proporcionar datos de ortodoncia y para visualizar los resultados del procesamiento.

La Figura 52 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de fabricación ejemplar para formar un aparato de ortodoncia utilizando los procedimientos de optimización de la presente divulgación.

La Figura 53 es un diagrama de flujo lógico que muestra una secuencia para aplicar los resultados de la optimización de ortodoncia a la tarea de diseño y fabricación del aparato.

## 5 Descripción detallada

En la siguiente descripción detallada de las realizaciones de la presente divulgación, se hace referencia a los dibujos en los cuales los mismos números de referencia se asignan a elementos idénticos en figuras sucesivas. Cabe señalar que estas figuras se proporcionan para ilustrar las funciones y relaciones generales de acuerdo con las realizaciones de la presente invención y no se proporcionan con la intención de representar el tamaño real o escala.

10 Cuando se utilizan, los términos “primero”, “segundo”, “tercero”, etc., no denotan necesariamente ninguna relación ordinal o de prioridad, sino que se pueden utilizar para distinguir más claramente un elemento o intervalo de tiempo de otro.

15 En el contexto de la presente divulgación, el término “imagen” se refiere a datos de imagen multidimensionales que se componen de elementos de imagen discretos. En las imágenes en 2D, los elementos de imagen discretos son elementos de foto, o píxeles. Para las imágenes en 3D, los elementos de imagen discretos son elementos de imagen de volumen, o vóxeles. El término “imagen de volumen” se considera sinónimo del término “imagen en 3D”.

20 En el contexto de la presente divulgación, el término “valor de código” se refiere al valor que se asocia con cada píxel de imagen en 2D o, correspondientemente, cada elemento de datos de imagen de volumen o vóxel en la imagen de volumen en 3D reconstruida. Los valores de código de las imágenes de tomografía computarizada (TC) o tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) se expresan a menudo, aunque no siempre, en unidades Hounsfield que proporcionan información sobre el coeficiente de atenuación de cada vóxel.

25 En el contexto de la presente divulgación, el término “primitiva geométrica” se refiere a una forma abierta o cerrada tal como un rectángulo, círculo, línea, curva trazada, u otro patrón trazado. Los términos “punto de referencia” y “característica anatómica” se consideran equivalentes y se refieren a características específicas de la anatomía del paciente tal y como se visualiza.

30 En el contexto de la presente divulgación, los términos “espectador”, “operador”, y “usuario” se consideran equivalentes y se refieren al profesional de la visión u otra persona que ve y manipula una imagen, tal como una imagen dental, en un monitor de visualización. Una “instrucción de operador” o “instrucción de espectador” se obtiene a partir de comandos explícitos introducidos por el espectador, tal como el uso de un ratón de ordenador o una pantalla táctil o la introducción de datos mediante el teclado.

35 El término “resaltado” para una característica visualizada tiene su significado convencional tal y como lo entienden los expertos en la técnica de la visualización de información e imágenes. En general, el resaltado utiliza alguna forma de mejora de visualización localizada para atraer la atención del espectador. Resaltar una porción de una imagen, tal como un órgano, hueso o estructura individual, o un trayecto de una cámara a la siguiente, por ejemplo, se puede lograr en cualquiera de un número de maneras, incluyendo, pero no limitado a, anotar, visualizar un símbolo cercano o superpuesto, delinear o trazar, visualizar en un color diferente o en una intensidad marcadamente diferente o valor de escala de grises que otra imagen o contenido de información, parpadeo o animación de una porción de una pantalla, o visualizar con mayor nitidez o contraste.

40 En el contexto de la presente divulgación, el término descriptivo “parámetros derivados” se refiere a valores calculados a partir del procesamiento de valores de datos adquiridos o introducidos. Los parámetros derivados pueden ser un escalar, un punto, una línea, un volumen, un vector, un plano, una curva, un valor angular, una imagen, un contorno cerrado, un área, una longitud, una matriz, un tensor, o una expresión matemática.

45 El término “conjunto”, tal y como se utiliza en la presente memoria, se refiere a un conjunto no vacío, tal y como el concepto de colección de elementos o miembros de un conjunto se entiende ampliamente en matemáticas elementales. El término “subconjunto”, a menos que se indique explícitamente lo contrario, se utiliza en la presente memoria para referirse a un subconjunto propio no vacío, es decir, a un subconjunto del conjunto mayor, que tiene uno o más miembros. Para un conjunto S, un subconjunto puede comprender el conjunto S completo. Un “subconjunto propio” del conjunto S, sin embargo, está estrictamente contenido en el conjunto S y excluye al menos un miembro del conjunto S. Alternativamente, de manera más formal, tal como se utiliza el término en la presente divulgación, un subconjunto B puede considerarse un subconjunto propio del conjunto S si (i) el subconjunto B no está vacío y (ii) si la intersección  $B \cap S$  también tampoco está vacía y el subconjunto B contiene además sólo elementos que están en el conjunto S y tiene una cardinalidad que es menor que la del conjunto S.

En el contexto de la presente divulgación, una "vista en planta" o "vista en 2D" es una representación o proyección bidimensional (2D) de un objeto tridimensional (3D) a partir de la posición de un plano horizontal a través del objeto. Este término es sinónimo del término "corte de imagen" que se utiliza convencionalmente para describir la visualización de una representación plana en 2D dentro de datos de imagen de volumen en 3D a partir de una perspectiva particular.

5 Se considera que las vistas en 2D de los datos de volumen en 3D son sustancialmente ortogonales si los planos correspondientes en los cuales se toman las vistas están dispuestos a 90 (+ / - 10) grados entre sí, o a un múltiplo entero  $n$  de 90 grados entre sí ( $n \cdot 90$  grados, +/- 10 grados).

En el contexto de la presente divulgación, el término general "elemento de dentición" se refiere a dientes, dispositivos de prótesis tales como dentaduras e implantes, y estructuras de soporte para dientes y dispositivos de prótesis asociados, incluyendo mandíbulas.

10 Los términos "policurva" y "poli-curva" son equivalentes y se refieren a una curva definida de acuerdo con un polinomio.

El objeto de la presente divulgación se refiere a las tecnologías de procesamiento digital de imágenes y de visión por ordenador, lo cual se entiende para significar las tecnologías que procesan digitalmente los datos de una imagen digital para reconocer y, por lo tanto, asignar un significado útil a objetos, atributos o condiciones comprensibles para el ser humano, y luego utilizar los resultados obtenidos en el procesamiento posterior de la imagen digital.

15 Como se ha señalado anteriormente en la sección de antecedentes, el análisis cefalométrico en 2D convencional tiene una serie de inconvenientes significativos. Es difícil centrar la cabeza del paciente en el cefalostato u otro dispositivo de medición, lo que hace improbable la reproducibilidad. Las radiografías bidimensionales que se obtienen producen imágenes superpuestas de la anatomía de la cabeza en lugar de imágenes en 3D. La localización de puntos de referencia en los cefalogramas puede resultar difícil y los resultados son a menudo incoherentes (véase el artículo titulado "Cephalometrics for the next millennium" por P. Planche y J. Treil en *The Future of Orthodontics*, ed. Carine Carels, Guy Willems, Leuven University Press, 1998, páginas 181 - 192). El trabajo de desarrollar y seguimiento de un plan de tratamiento es complejo, en parte, debido a la importante cantidad de datos cefalométricos que se recopilan y calculan.

20 Una realización de la presente divulgación utiliza la teoría de Treil en términos de la selección de puntos de características anatómicas en 3-D, parámetros derivados a partir de estos puntos de características, y la forma de utilizar estos parámetros derivados en el análisis cefalométrico. Las publicaciones de referencia de las que es autor Treil incluyen "The Human Face as a 3D Model for Cephalometric Analysis" Jacques Treil, B. Waysenson, J. Braga y J. Casteigt en *World Journal of Orthodontics*, 2005 Supplement, volumen 6, edición 5, páginas 33-38y "3D Tooth Modeling for Orthodontic Assessment" por J. Treil, J. Braga, J.-M. Loubes, E. Maza, J.-M. Inglese, J. Casteigt, y B. Waysenson en *Seminars in Orthodontics*, volumen 15, número 1, marzo de 2009).

El diagrama esquemático de la Figura 1 muestra un aparato 100 de imágenes para las imágenes cefalométricas CBCT en 3D. Para obtener imágenes de un paciente 12, se obtiene y procesa una sucesión de múltiples imágenes de proyección en 2D utilizando el aparato 100 de imágenes. Sobre una columna 118 se proporciona una montura 130 rotativa, preferentemente ajustable en altura para adaptarse al tamaño del paciente 12. La montura 130 mantiene una fuente 110 de rayos X y un sensor 121 de radiación en lados opuestos de la cabeza del paciente 12 y rota para orbitar la fuente 110 y el sensor 121 en un patrón de escaneo alrededor de la cabeza. La montura 130 rota alrededor de un eje Q que corresponde a una porción central de la cabeza del paciente, de modo que los componentes fijados a la montura 130 orbitan alrededor de la cabeza. El sensor 121, un sensor digital, está acoplado al soporte 130, opuesto a la fuente 110 de rayos X que emite un patrón de radiación adecuado para las imágenes de volumen CBCT. Un soporte 136 de cabeza opcional, tal como una mentonera o elemento de mordida, proporciona estabilización de la cabeza del paciente durante la adquisición de la imagen. Un ordenador 106 tiene una interfaz 104 de operador y una pantalla 108 para aceptar los comandos del operador y para visualizar imágenes de volumen de los datos de imagen de ortodoncia obtenidos por el aparato 100 de imágenes. El ordenador 106 está en comunicación de señal con el sensor 121 para obtener datos de imagen y proporciona señales para el control de la fuente 110 y, opcionalmente, para el control de un actuador 112 rotacional para componentes de montura 130. El ordenador 106 también está en comunicación de señal con una memoria 132 para almacenar datos de imagen. Se proporciona un aparato 140 de alineación opcional para ayudar a alinear correctamente la cabeza del paciente para el procedimiento de imágenes.

Con referencia al diagrama de flujo lógico de la Figura 2, se muestra una secuencia 200 de etapas utilizadas para adquirir datos de ortodoncia para el análisis cefalométrico en 3D con un volumen CBCT dental de acuerdo con una realización de la presente divulgación. Se accede a los datos de imagen de volumen CBCT en una etapa S102 de adquisición de datos. Un volumen contiene los datos de imagen de una o más imágenes en 2D (o, equivalentemente, cortes). Un volumen CT original reconstruido se forma utilizando algoritmos de reconstrucción estándar utilizando múltiples proyecciones en 2D o sinogramas obtenidos a partir de un escáner CT. A modo de ejemplo, la Figura 3 muestra un volumen 202 CBCT dental ejemplar que contiene anatomía ósea, tejidos blandos, y dientes.

Continuando con la secuencia de la Figura 2, en una etapa S104 de segmentación, se recopilan datos de elementos de dentición en 3D aplicando un algoritmo de segmentación de dientes en 3D al volumen 202 CBCT dental. Los algoritmos de segmentación de dientes y otros elementos de la dentición relacionados son bien conocidos en la técnica de la imagen dental. Los algoritmos ejemplares de segmentación del diente se describen, por ejemplo, en la  
 5 comúnmente asignada Publicación de solicitud de patente de los Estados Unidos número 2013/0022252 titulada "PANORAMIC IMAGE GENERATION FROM CBCT DENTAL IMAGES" de Chen et al.; en la Publicación de solicitud de patente de los Estados Unidos número 2013/0022255 titulada "METHOD AND SYSTEM FOR TOOTH SEGMENTATION IN DENTAL IMAGES" de Chen et al.; y en la Publicación de solicitud de patente de los Estados Unidos número 2013/0022254 titulada "METHOD FOR TOOTH DISSECTION IN CBCT VOLUME" de Chen.

10 Como se muestra en la Figura 4, los resultados de la segmentación del diente se representan con una imagen 302, en la que los dientes se renderizan como un todo, pero se segmentan individualmente. Cada diente es una entidad separada denominada volumen de diente, por ejemplo, volumen 304 de diente.

Cada diente de los dientes segmentados o, más ampliamente, cada elemento de dentición que ha sido segmentado tiene, como mínimo, una lista de posición en 3D que contiene coordenadas de posición en 3D para cada uno de los  
 15 vóxeles dentro del elemento de dentición segmentado, y una lista de valor de código de cada uno de los vóxeles dentro del elemento segmentado. En este punto, se define la posición en 3D de cada uno de los vóxeles con respecto al sistema de coordenadas del volumen CBCT.

En una etapa S106 de selección de marca de referencia en la secuencia de la Figura 2, las imágenes de volumen CBCT se visualizan con dos o más vistas en 2D diferentes, obtenidas con respecto a diferentes ángulos de vista. Las  
 20 diferentes vistas en 2D pueden estar en diferentes ángulos y pueden ser diferentes cortes de imagen, o pueden ser proyecciones ortográficas o sustancialmente ortográficas, o pueden ser vistas en perspectiva, por ejemplo. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, las tres vistas son mutuamente ortogonales.

La Figura 5 muestra un formato ejemplar con una interfaz 402 de visualización que muestra tres vistas en 2D ortogonales. En la interfaz 402 de visualización, una imagen 404 es una de las vistas en 2D axiales de la imagen 202  
 25 de volumen CBCT (Figura 3), una imagen 406 es una de las vistas en 2D coronales de la imagen 202 de volumen CBCT, y una imagen 408 es una de las vistas en 2D sagitales de la imagen 202 de volumen CBCT. La interfaz de visualización permite a un espectador, tal como un profesional o un técnico, interactuar con el sistema de ordenador que ejecuta diversos algoritmos de procesamiento/ordenación de imágenes con el fin de lograr una pluralidad de tareas de análisis cefalométrico en 3D. La interacción del espectador puede adoptar cualquiera de una serie de formas conocidas por los expertos en la técnica de la interfaz de usuario, tal como el uso de un señalador, tal como la palanca  
 30 de mando de un ratón de ordenador o un panel táctil, o el uso de una pantalla táctil para seleccionar una acción o especificar una coordenada de la imagen, para la interacción que se describe con más detalle posteriormente.

Una de las tareas del análisis cefalométrico en 3D es realizar la identificación automática en la etapa S106 de selección de marca de referencia 3D de la Figura 2. Las marcas de referencia en 3D, equivalentes a un tipo de punto de  
 35 referencia en 3D o punto de característica identificado por el espectador en la imagen visualizada, se muestran en las diferentes vistas en 2D mutuamente ortogonales de la interfaz 402 de visualización de la Figura 5. Las marcas de referencia anatómicas en 3D ejemplares que se muestran en la Figura 5 son el agujero palatino nasal inferior en la marca 414 de referencia. Como se muestra en la vista de la Figura 6, otras marcas anatómicas de referencia que pueden ser indicadas por el espectador en una imagen 502 visualizada incluyen los forámenes infraorbitarios en las  
 40 marcas de referencia 508 y 510, y los maléolos en las marcas 504 y 506 de referencia.

En la etapa S106 de la Figura 2, el espectador utiliza un dispositivo señalador (tal como un ratón o una pantalla táctil, por ejemplo) para colocar una marca de referencia como un tipo de primitiva geométrica en una posición adecuada en una cualquiera de las tres vistas. De acuerdo con una realización de la presente divulgación que se muestra en las  
 45 figuras de la presente memoria, la marca de referencia se visualiza como un círculo. Utilizando la pantalla de interfaz de visualización de la Figura 5, por ejemplo, el espectador coloca un pequeño círculo en la vista que se muestra como imagen 404 en la ubicación 414 como marca de referencia para un punto de referencia. La marca 414 de referencia se muestra como un pequeño círculo en la imagen 404, así como en la posición adecuada en las vistas correspondientes de las imágenes 406 y 408. Es instructivo señalar que el espectador sólo necesita indicar la ubicación de la marca 414 de referencia en una de las vistas 404, 406 o 408 visualizadas; el sistema responde mostrando la  
 50 misma marca 414 de referencia en otras vistas de la anatomía del paciente. Por lo tanto, el espectador puede identificar la marca 414 de referencia en la vista en la cual es más fácilmente visible.

Después de introducir la marca 414 de referencia, el usuario puede utilizar las herramientas de la interfaz del operador, tal como el teclado o los iconos visualizados, con el fin de ajustar la posición de la marca 414 de referencia en cualquiera de las vistas visualizadas. El espectador también tiene la opción de eliminar la marca de referencia  
 55 introducida e introducir una nueva.

La interfaz 402 de visualización (Figura 5) proporciona utilidades de acercamiento/alejamiento para redimensionar cualquiera o todas las vistas visualizadas. Por lo tanto, el espectador puede manipular las diferentes imágenes de manera eficaz para mejorar el posicionamiento de la marca de referencia.

5 La colección de marcas de referencia hechas con referencia a y que aparecen en vistas del contenido de la imagen en 3D, proporciona un conjunto de parámetros cefalométricos que pueden ser utilizados para una caracterización más precisa de la forma y estructura de la cabeza del paciente. Los parámetros cefalométricos incluyen información de coordenadas proporcionada directamente por la entrada de la marca de referencia para características particulares de la cabeza del paciente. Los parámetros cefalométricos también incluyen información sobre diversas características medibles de la anatomía de la cabeza de un paciente que no se introducen directamente como estructuras de coordenadas o geométricas, sino que se derivan a partir de la información de coordenadas, lo que se denomina "parámetros cefalométricos derivados". Los parámetros cefalométricos derivados pueden proporcionar información sobre el tamaño o volumen relativos, la simetría, la orientación, la forma, los trayectos de movimiento y el posible intervalo de movimiento, los ejes de inercia, el centro de masa, y otros datos. En el contexto de la presente divulgación, el término "parámetros cefalométricos" se aplica a los que se identifican directamente, tales como las marcas de referencia, o a los parámetros cefalométricos derivados que se calculan de acuerdo con las marcas de referencia. Por ejemplo, a medida que se identifican los puntos de referencia particulares mediante sus marcas de referencia correspondientes, se construyen líneas 522 de conexión de marco para unir los puntos de referencia para una caracterización adecuada de las características generales, como se muestra más claramente en la Figura 6. Las líneas 522 de conexión de marco pueden considerarse como vectores en el espacio 3D; sus características dimensionales y espaciales proporcionan datos de imagen de volumen adicionales que pueden utilizarse en cálculos para ortodoncia y otros fines.

25 Cada marca 414, 504, 506, 508, 510 de referencia es el punto terminal de una o más líneas 522 de conexión de marco, generadas automáticamente dentro de los datos de volumen por el ordenador 106 del aparato 100 de procesamiento de imágenes y que forman un marco que facilita el posterior análisis y procesamiento de mediciones. Las Figuras 7A, 7B, y 7C muestran, para las imágenes 502a, 502b y 502c en 3D visualizadas a partir de diferentes vistas en perspectiva, cómo un marco 520 de puntos de referencia seleccionados, con los puntos de referencia en los vértices, ayuda a definir aspectos dimensionales de la estructura general de la cabeza. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, una instrucción del operador permite al operador alternar entre vistas en 2D similares a las que se muestran en la Figura 5 y la representación de volumen que se muestra en la Figura 6, con transparencia parcial para los vóxeles de la cabeza del paciente. Esto permite al operador examinar la colocación de la marca de referencia y la colocación de la línea de conexión desde una serie de ángulos; el ajuste de la posición de la marca de referencia puede realizarse en cualquiera de las vistas visualizadas. Además, de acuerdo con una realización de la presente divulgación, el operador puede teclear coordenadas más precisas para una marca de referencia específica.

35 El diagrama de flujo lógico de la Figura 8 muestra las etapas de una secuencia para aceptar y procesar instrucciones del operador para la introducción e identificación de marcas de referencia y para proporcionar parámetros calculados de acuerdo con los datos de imagen y las marcas de referencia. Una etapa S200 de visualización muestra una o más vistas en 2-D, a partir de diferentes ángulos, tales como a partir de ángulos mutuamente ortogonales, por ejemplo, de datos de imagen en 3-D reconstruidos a partir de un escáner tomográfico computarizado de la cabeza de un paciente. En una etapa S210 de listado opcional, el sistema proporciona un listado de texto tal como una lista tabular, una serie de indicaciones, o una sucesión de campos etiquetados para la entrada numérica que requiere la entrada de datos posicionales para una serie de puntos de referencia o características anatómicas en la imagen en 3-D reconstruida. Este listado puede proporcionarse explícitamente al operador en forma de indicaciones de la interfaz de usuario o selección de menús, como se describe más adelante. Alternativamente, el listado puede definirse implícitamente, de modo que el operador no necesite seguir una secuencia específica para introducir la información posicional. Las marcas de referencia que dan los datos de posición x, y, z para diferentes características anatómicas se introducen en una etapa S220 de registro. Las características anatómicas pueden encontrarse dentro o fuera de la boca del paciente. Las realizaciones de la presente divulgación pueden utilizar una combinación de características anatómicas identificadas en la pantalla, tal y como se introducen en la etapa S220, y datos de segmentación generados automáticamente para los dientes y otros elementos de dentición, tal y como se ha señalado anteriormente con referencia a la Figura 2.

50 En la etapa S220 de registro de la Figura 8, el sistema acepta instrucciones del operador que posicionan una marca de referencia correspondiente a cada característica de referencia de la anatomía. El operador introduce la marca de referencia en la primera o en la segunda vista en 2D, o en cualquiera de las otras vistas si se presentan más de dos vistas y, una vez introducida, se visualiza en cada una de las vistas visualizadas. Una etapa S230 de identificación identifica la característica anatómica o punto de referencia que corresponde a la marca de referencia introducida y, opcionalmente, verifica la precisión de la entrada del operador. Los valores proporcionales se calculan para determinar la probabilidad de que una entrada determinada del operador identifique con precisión la posición de una marca de referencia para una característica anatómica particular. Por ejemplo, el foramen infraorbital está típicamente dentro de

un determinado intervalo de distancia con respecto al foramen palatino; el sistema comprueba la distancia introducida y notifica al operador si la marca de referencia correspondiente no parece estar bien colocada.

Continuando con la secuencia de la Figura 8, en una etapa S240 de construcción, se generan líneas de conexión de marco para conectar marcas de referencia para la generación de la trama. Luego, se ejecuta una etapa S250 de cálculo y visualización, en la que se calculan uno o más parámetros cefalométricos de acuerdo con las marcas de referencia posicionadas. Luego, los parámetros calculados se visualizan al operador.

Las Figuras 9A, 9B, y 9C muestran una interfaz de operador que aparece en la pantalla 108. La interfaz de operador proporciona, en la pantalla 108, una utilidad interactiva para aceptar las instrucciones del operador y para visualizar los resultados del cálculo de los parámetros cefalométricos de un paciente en particular. La pantalla 108 puede ser una pantalla táctil para la introducción de marcas de referencia especificadas por el operador y otras instrucciones, por ejemplo. La pantalla 108 visualiza simultáneamente al menos una vista en 2-D de los datos de imagen de volumen o dos o más vistas en 2-D de los datos de imagen de volumen a partir de diferentes ángulos o perspectivas. A modo de ejemplo, la Figura 9A muestra una vista 150 frontal o coronal emparejada con una vista 152 lateral o sagital. Se pueden mostrar más de dos vistas simultáneamente y se pueden mostrar diferentes vistas en 2-D, con cada una de las vistas visualizadas posicionada independientemente de acuerdo con una realización de la presente divulgación. Las vistas pueden ser mutuamente ortogonales o simplemente a partir de ángulos diferentes. Como parte de la interfaz de la pantalla 108, un control 166 opcional permite al espectador ajustar el ángulo de perspectiva desde el cual se obtienen una o más de las vistas en 2-D, ya sea alternando entre vistas fijas alternativas o cambiando el ángulo de perspectiva relativo en incrementos a lo largo de cualquiera de los ejes en 3-D (x, y, z). Se puede proporcionar un control 166 correspondiente con cada vista en 2-D, como se muestra en la Figura 9-C. Utilizando la interfaz de operador que se muestra para la pantalla 108, cada marca 414 de referencia es introducida por el operador utilizando un señalador de algún tipo, el cual puede ser un ratón u otro señalador electrónico o puede ser una entrada de pantalla táctil como se muestra en la Figura 9A. Como parte de la interfaz del operador, se proporciona un listado 156 opcional para guiar al operador para introducir una marca de referencia específica de acuerdo con una indicación, o para identificar la entrada del operador, tal como por ejemplo mediante la selección de un menú 168 desplegable como se muestra en el ejemplo de la Figura 9B. Por lo tanto, el operador puede introducir un valor en el listado 156 o puede introducir un valor en el campo 158 y, luego, seleccionar el nombre asociado al valor introducido en el menú 168 desplegable. Las Figuras 9A-9C muestran una estructura 154 construida entre puntos de referencia. Como muestra la Figura 9A, cada marca 414 de referencia introducida puede mostrarse en ambas vistas 150 y 152. Una marca 414 de referencia seleccionada se resalta en la pantalla 108, por ejemplo, apareciendo en negrita o en otro color. Se selecciona una marca de referencia particular con el fin de obtener o introducir información sobre la marca de referencia o para realizar alguna acción, tal como desplazar su posición, por ejemplo.

En la realización que se muestra en la Figura 9B, la marca 414 de referencia recién introducida o seleccionada por el operador se identifica mediante la selección de un listado 156. En el ejemplo que se muestra, el operador selecciona la marca 414 de referencia indicada y, luego, realiza una selección de menú tal como "foramen infraorbital" en el menú 168. Un campo 158 opcional identifica la marca 414 de referencia resaltada. Para identificar la marca 414 de referencia pueden utilizarse, por ejemplo, cálculos en base a un modelo o a relaciones anatómicas estándar conocidas.

La Figura 9C muestra un ejemplo en el cual el operador introduce una instrucción de marca 414 de referencia que el sistema detecta como incorrecta o poco probable. Se visualiza una indicación de error o un mensaje 160 de error, indicando que la entrada del operador parece ser errónea. El sistema calcula una ubicación probable para un punto de referencia o una característica anatómica en particular en base a un modelo o a datos aprendidos, por ejemplo. Cuando la entrada de operador parece inexacta, se visualiza el mensaje 160, junto con una ubicación 416 alternativa opcional. Se visualiza una instrucción 162 de anulación, junto con una instrucción 164 de reposicionamiento para reposicionar la marca de referencia de acuerdo con la información calculada del sistema. El reposicionamiento puede realizarse aceptando otra entrada de operador a partir de la pantalla o el teclado o aceptando la ubicación de la marca de referencia calculada por el sistema, en la ubicación 416 alternativa en el ejemplo de la Figura 9C.

De acuerdo con una realización alternativa de la presente divulgación, el operador no necesita etiquetar las marcas de referencia a medida que se introducen. En su lugar, la pantalla solicita al operador que indique un punto de referencia o una característica anatómica específica en cualquiera de las vistas en 2-D visualizadas y etiqueta automáticamente la característica indicada. En esta secuencia guiada, el operador responde a cada indicación del sistema indicando la posición de la marca de referencia correspondiente para el punto de referencia especificado.

De acuerdo con otra realización alternativa de la presente divulgación, el sistema determina qué punto de referencia o característica anatómica se ha identificado a medida que el operador indica una marca de referencia; el operador no necesita etiquetar las marcas de referencia a medida que se introducen. El sistema calcula la marca de referencia más probable utilizando información conocida sobre características anatómicas que ya han sido identificadas y, alternativamente, utilizando un cálculo que utiliza las dimensiones de la propia imagen en 3-D reconstruida.

Utilizando la interfaz de operador que se muestra en los ejemplos de las Figuras 9A-9C, las realizaciones de la presente divulgación proporcionan un sistema práctico de análisis cefalométrico en 3-D que integra sinérgicamente las habilidades del operador humano del sistema con la potencia del ordenador en el procedimiento de análisis cefalométrico en 3-D. Esto se beneficia de las capacidades humanas de creatividad, uso de heurística, flexibilidad y juicio, y se combinan con las ventajas de los ordenadores, tales como la velocidad de cálculo, la capacidad de procesamiento preciso y repetible, la capacidad de elaboración de informes y de acceso y almacenamiento de datos, y la flexibilidad de visualización.

Con referencia de nuevo a la secuencia de la Figura 2, los parámetros cefalométricos derivados se calculan en una etapa S108 de cálculo una vez que se ha introducido un conjunto suficiente de puntos de referencia. Las Figuras 10A a 10E muestran una secuencia de procesamiento para calcular y analizar datos cefalométricos y muestra cómo se obtienen una serie de parámetros cefalométricos a partir de datos de imagen de volumen combinados e información de características anatómicas de acuerdo con las instrucciones introducidas por el operador y de acuerdo con la segmentación de los elementos de la dentición. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, las porciones de las características que se muestran en las Figuras 10A a 10E visualizadas en la pantalla 108 (Figura 1).

Un parámetro cefalométrico derivado ejemplar que se muestra en la Figura 10A es un plano 602 en 3-D (denominado plano de referencia t en el análisis cefalométrico) que se calcula utilizando un subconjunto del conjunto de primeras primitivas geométricas con marcas 504, 506, 508 y 510 de referencia como se ha descrito previamente con referencia a la Figura 6. Otro parámetro cefalométrico derivado es el sistema 612 de referencia de coordenadas en 3-D, denominado sistema t de referencia y descrito por Treil en las publicaciones señaladas anteriormente. El eje z del sistema 612 t de referencia se elige como perpendicular al plano 602 t de referencia en 3-D. El eje y del sistema 612 t de referencia está alineado con la línea 522 de conexión marco entre las marcas 508 y 504 de referencia. El eje x del sistema 612 t de referencia está en el plano 602 y es ortogonal a ambos ejes z y y del sistema t de referencia. Las direcciones de los ejes del sistema t de referencia se indican en la Figura 10A y en las Figuras subsiguientes 10B, 10C, 10D y 10E. El origen del sistema t de referencia se encuentra en el centro de la línea 522 de conexión marco que une las marcas 504 y 506 de referencia.

Con el establecimiento del sistema 612 t de referencia, las marcas de referencia en 3-D de la etapa S106 y los datos de dientes en 3-D (lista de posición 3-D de un diente) de la etapa S104 se transforman a partir del sistema de coordenadas de volumen CBCT al sistema 612 t de referencia. Con esta transformación, los cálculos posteriores de los parámetros cefalométricos derivados y los análisis pueden realizarse ahora con respecto al sistema 612 t de referencia.

Con referencia a la Figura 10B, un plano en 3-D de la mandíbula 704 superior y un plano en 3-D de la mandíbula 702 inferior pueden ser derivados a partir de parámetros cefalométricos de los datos de los dientes en el sistema 612 t de referencia. El plano derivado de la mandíbula 704 superior se calcula de acuerdo con los datos de los dientes segmentados de la mandíbula superior (maxilar). Utilizando procedimientos familiares para los expertos en medición y análisis cefalométrico, el plano 702 derivado del maxilar inferior se calcula de manera similar de acuerdo con los datos de los dientes segmentados de la mandíbula inferior (mandibular).

Para un cálculo ejemplar de un plano en 3-D a partir de los datos de los dientes, se forma un tensor de inercia utilizando los vectores de posición en 3-D y los valores de código de los vóxeles de todos los dientes de una mandíbula (como se describe en las publicaciones citadas de Treil); luego, se calculan los vectores propios a partir del tensor de inercia. Estos vectores propios describen matemáticamente la orientación de la mandíbula en el sistema 612 t de referencia. Se puede formar un plano en 3-D utilizando dos de los vectores propios, o utilizando uno de los vectores propios como normal del plano.

Con referencia a la Figura 10C, se muestran otros parámetros derivados. Para cada mandíbula, se calculan curvas mandibulares como parámetros derivados. Se calcula una curva 810 de mandíbula superior para la mandíbula superior; se deriva una curva 812 de mandíbula inferior para la mandíbula inferior. La curva de mandíbula se construye para intersectarse con el centro de masa de cada diente en la mandíbula respectiva y para estar en el plano de mandíbula correspondiente. El centro de masa del diente puede calcularse, a su vez, utilizando la lista de posiciones en 3-D y la lista de valores de código de los dientes segmentados.

La masa de un diente es también un parámetro cefalométrico derivado calculado a partir de la lista de valor de código de un diente. En la Figura 10C, se visualiza una masa de diente ejemplar como un círculo 814 u otro tipo de forma para un diente de la mandíbula superior. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, una o más de las dimensiones relativas de la forma, tales como el radio del círculo, por ejemplo, indica el valor relativo de masa, el valor de masa del diente en particular en relación con la masa de otros dientes de la mandíbula. Por ejemplo, el primer molar de la mandíbula superior tiene un valor de masa mayor que los valores de masa de los dientes vecinos.

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, para cada diente, también se calcula un sistema de vectores propios. Un tensor de inercia se forma inicialmente utilizando los vectores de posición en 3-D y los valores de código de los vóxeles de un diente, como se describe en las publicaciones citadas de Treil. Luego, se calculan los vectores propios como parámetros cefalométricos derivados del tensor de inercia. Estos vectores propios describen matemáticamente la orientación de un diente en el sistema t de referencia.

Como se muestra en la Figura 10D, otro parámetro derivado, un plano oclusal, plano 908 en 3-D, es calculado a partir de los dos planos 702 y 704 mandibulares. El plano oclusal, plano 908 3-D, se encuentra entre los dos planos 702 y 704 mandibulares. La normal del plano 908 es la media de la normal del plano 702 y la normal del plano 704.

Para un diente individual, en general, el vector propio correspondiente al mayor valor propio calculado es otro parámetro cefalométrico derivado que indica el eje medial del diente. La Figura 10E muestra dos tipos de ejes mediales ejemplares para dientes: ejes 1006 mediales para incisivos superiores y ejes 1004 mediales para incisivos inferiores.

La longitud calculada del eje medial de un diente es un parámetro cefalométrico útil en el análisis cefalométrico y la planificación del tratamiento junto con otros parámetros derivados. Cabe señalar que, en lugar de utilizar el valor propio para establecer la longitud del eje como se propone en la publicación citada de Triel, las realizaciones de la presente divulgación calculan la longitud real del eje medial como un parámetro derivado utilizando un enfoque diferente. Inicialmente se localiza un primer punto de intersección del eje medial con el corte inferior del volumen del diente. Luego, se identifica un segundo punto de intersección del eje medial con el corte superior del volumen del diente. Una realización de la presente divulgación calcula entonces la longitud entre los dos puntos de intersección.

La Figura 11 muestra un gráfico 1102 que proporciona una vista de primer plano que aísla el plano 908 oclusal en relación con el plano de la mandíbula superior y el plano de la mandíbula 702 inferior y muestra las posiciones relativas y la curvatura de las curvas 810 y 812 de mandíbula.

La Figura 12 muestra un gráfico 1202 que muestra las relaciones posicionales y angulares entre los ejes 1006 mediales de los dientes superiores y los ejes 1004 mediales de los dientes inferiores.

Como se ha indicado en las descripciones anteriores y se muestra en las Figuras correspondientes, hay una serie de parámetros cefalométricos que pueden derivarse a partir de los datos de imagen de volumen combinados, incluida la segmentación de elementos de dentición y las marcas de referencia introducidas por el operador. Estos se calculan en una etapa S11 de análisis cefalométrico asistido por ordenador 0 (Figura 2).

Un procedimiento ejemplar de análisis cefalométrico en 3-D en la etapa S110 que puede ser particularmente valioso se refiere al paralelismo relativo de los planos 702 y 704 del maxilar (mandíbula superior) y mandibular (mandíbula inferior). Los planos 702 y 704 de la mandíbula superior e inferior, respectivamente, son parámetros derivados, como se ha señalado anteriormente. La evaluación puede realizarse siguiendo la siguiente secuencia:

- Proyectar el eje x del sistema de inercia del maxilar (es decir, los vectores propios) en el plano x-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MX1\_RF entre el eje z del sistema t de referencia y la proyección;
- Proyectar el eje x del sistema de inercia mandibular (es decir, los vectores propios) en el plano x-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MD1\_RF entre el eje z del sistema t de referencia y la proyección;
- $MX1\_MD1\_RF = MX1\_RF - MD1\_RF$  proporciona una evaluación de paralelismo de las mandíbulas superior e inferior en el plano x-z del sistema t de referencia;
- Proyectar el eje y del sistema de inercia del maxilar (es decir, los vectores propios) en el plano y-z del sistema t de referencia y calcular el ángulo MX2\_RS entre el eje y del sistema t de referencia y la proyección;
- Proyectar el eje y del sistema de inercia mandibular (es decir, los vectores propios) en el plano y-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MD2\_RS entre el eje y del sistema t de referencia y la proyección;
- $MX2\_MD2\_RS = MX2\_RS - MD2\_RS$  proporciona una evaluación de paralelismo de las mandíbulas superior e inferior en el plano y-z del sistema t de referencia.

Otro procedimiento de análisis cefalométrico en 3-D ejemplar que se ejecuta en la etapa S110 es evaluar la propiedad angular entre el incisivo del maxilar (mandíbula superior) y el incisivo de la mandíbula (mandíbula inferior) utilizando los ejes 1006 y 1004 mediales (Figuras 10E, 12). La evaluación puede realizarse siguiendo la siguiente secuencia:

- Proyectar el eje 1006 medial del incisivo superior al plano x-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MX1\_AF entre el eje z del sistema t de referencia y la proyección;

- Proyectar el eje 1004 medial del incisivo inferior al plano x-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MD1\_AF entre el eje z del sistema t de referencia y la proyección;
- $MX1\_MD1\_AF = MX1\_AF - MD1\_AF$  proporciona la evaluación de la propiedad angular de los incisivos superiores e inferiores en el plano x-z del sistema t de referencia;
- 5 • Proyectar el eje 1006 medial del incisivo superior al plano y-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MX2\_AS entre el eje y del sistema t de referencia y la proyección;
- Proyectar el eje 1004 medial del incisivo inferior al plano y-z del sistema t de referencia y calcular un ángulo MD2\_AS entre el eje y del sistema t de referencia y la proyección;
- 10 •  $MX2\_MD2\_AS = MX2\_AS - MD2\_AS$  proporciona la evaluación de la propiedad angular de los incisivos superiores e inferiores en el plano y-z del sistema t de referencia.

La Figura 13 muestra un gráfico 1300 que muestra un sistema 1302 de coordenadas local x-y-z para un incisivo superior, y un sistema 1304 de coordenadas local x-y-z para un incisivo inferior. Los ejes locales del sistema de coordenadas x-y-z se alinean con los vectores propios asociados con ese diente particular. El eje x no se muestra, pero cumple la regla del sistema de la derecha.

15 En la Figura 13, el origen del sistema 1302 puede seleccionarse en cualquier lugar a lo largo del eje 1006. Un origen ejemplar para el sistema 1302 es el centro de masa del diente que está asociado con el eje 1006. Del mismo modo, el origen del sistema 1304 puede seleccionarse en cualquier lugar a lo largo del eje 1004. Un origen ejemplar para el sistema 1304 es el centro de masa del diente que está asociado con el eje 1004.

20 En base al análisis realizado en la Etapa S110 (Figura 2), se dispone un plan de ajuste o tratamiento en una etapa S112 de planificación. Un plan de tratamiento ejemplar es rotar el incisivo superior en sentido contrario al sentido horario en un punto en 3-D, tal como en el origen de su sistema de coordenadas local, y alrededor de un eje en 3-D arbitrario, tal como alrededor del eje x del sistema local x-y-z. El gráfico de la Figura 14 muestra la rotación a una posición 1408 de eje.

25 En una etapa S 114 de tratamiento de la Figura 2, el tratamiento se realiza en base a la planificación, por ejemplo, en base a la rotación del incisivo superior. La planificación del tratamiento puede probarse y verificarse visualmente en una etapa S 116 de visualización antes de que tenga lugar el tratamiento real.

30 Con referencia de nuevo a la Figura 2, se muestra una línea 120 a partir de la Etapa S114 a la Etapa S102. Esto indica que existe un bucle de retroalimentación en el flujo de trabajo de la secuencia 200. Después de que el paciente se someta al tratamiento, se puede realizar una evaluación inmediata o, alternativamente, una evaluación programada del tratamiento introduciendo los datos relevantes como entrada en el sistema. Los datos relevantes ejemplares para este propósito pueden incluir resultados de imágenes ópticas, radiográficas, de resonancia magnética, o de ultrasonido y/o cualquier medición o resultado significativo relacionado.

35 En la secuencia 200 de la Figura 2 también se muestra una etapa S 124 opcional de exclusión de dientes. Por ejemplo, si al paciente se le han extraído uno o más dientes, pueden excluirse los dientes complementarios a los extraídos. Para esta etapa, el operador especifica uno o más dientes, si los hay, que deben excluirse del resto de las etapas de procesamiento en base a la teoría de Treil del paralelismo de los planos de mandíbula. El gráfico de la Figura 15 muestra cómo el sistema puede aprender la exclusión del diente, utilizando un fantoma 912 virtual o digital. El fantoma 912 digital es un modelo virtual utilizado para el cálculo y la visualización que se construye utilizando un conjunto de puntos de referencia y un conjunto de dientes superiores de un modelo digital de una mandíbula superior y un conjunto de dientes inferiores de un modelo digital de una mandíbula inferior. El fantoma 912 digital es un modelo de datos de imagen en 3-D o de volumen que es representativo de los datos de imagen que se obtienen a partir de la anatomía del paciente y se genera utilizando el punto de referencia y otra información anatómica proporcionada y puede almacenarse como referencia o puede generarse para su uso según sea necesario. El uso de diversos tipos de fantasmas digitales es bien conocido por los expertos en radiografía digital. Las marcas 504, 506, 508 y 510 de referencia del fantoma 912 digital corresponden a las marcas de referencia reales identificadas a partir del volumen 202 CBCT (Figura 3). Estos puntos de referencia se utilizan para calcular el sistema 612 t de referencia (Figuras 10A-10E).

El operador puede excluir uno o más dientes seleccionándolos en una pantalla o introduciendo información que identifique los dientes excluidos en la pantalla.

50 En la representación de la Figura 15, los dientes superiores e inferiores, tales como los dientes 2202 y 2204 digitales del fantoma 912 digital se generan digitalmente. La forma ejemplar de un diente digital es un cilindro, como se muestra.

El valor de vóxel ejemplar para un diente digital en este ejemplo es 255. Se puede apreciar que se pueden utilizar otras formas y valores para la representación y el procesamiento del fantoma 912.

La Figura 16A muestra los dientes 2202 y 2204 digitales del fantoma 912 digital. Los dientes digitales correspondientes en la mandíbula digital superior y la mandíbula digital inferior se generan del mismo modo, con el mismo tamaño y valor de código.

Para evaluar el paralelismo de las mandíbulas digitales superior e inferior, se forma un tensor de inercia para cada mandíbula digital utilizando los vectores de posición en 3-D y los valores de código de los vóxeles de todos los dientes digitales de una mandíbula digital (véanse las publicaciones de Treil, citadas anteriormente). Luego, se calculan los vectores propios a partir del tensor de inercia. Estos vectores propios, como sistema inercial, describen matemáticamente la orientación de la mandíbula en el sistema 612 t de referencia (Figura 10A). Como se ha señalado anteriormente, los vectores propios, calculados a partir de los datos del tensor de inercia, son un tipo de parámetro cefalométrico derivado.

Como se muestra en la Figura 16B, los ejes calculados de un sistema 2206 de inercia de mandíbula digital superior y un sistema 2208 de inercia de mandíbula digital inferior están en paralelo para el fantoma 912 digital generado como se esperaba, dado que los dientes de la mandíbula superior e inferior se crean de la misma manera. La Figura 17A muestra este paralelismo en la vista sagital a lo largo de una línea 2210 para la mandíbula superior y a lo largo de una línea 2212 para la mandíbula inferior; la Figura 17B muestra el paralelismo en la vista frontal (coronal) en una línea 2214 para la mandíbula superior y en una línea 2216 para la mandíbula inferior.

Con referencia a las Figuras 18A y 18B, se muestra un caso en el cual falta el diente 2204 digital. Los ejes calculados del sistema 2206 de inercia de la mandíbula digital superior y del sistema 2208 de inercia de la mandíbula digital inferior ya no están en paralelo. En las correspondientes Figuras 19A y 19B, esta desalineación también puede examinarse en una vista sagital a lo largo de una línea 2210 para la mandíbula superior y una línea 2212 para la mandíbula inferior; en la vista frontal a lo largo de una línea 2214 para la mandíbula superior y una línea 2216 para la mandíbula inferior. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, este tipo de desalineación de los planos de las mandíbulas superior e inferior (sistema de inercia) debido a uno o más dientes faltantes puede corregirse excluyendo los dientes compañeros de cada diente faltante, tal como se ilustra en las Figuras 20A y 20B. Los dientes acompañantes del diente 2204 son los dientes 2304, 2302 y 2202. El diente 2304 es el diente correspondiente en la mandíbula superior para el diente 2204. Los dientes 2202 y 2302 son los dientes correspondientes en el otro lado para los dientes 2304 y 2204. Después de excluir los dientes acompañantes para el diente 2204 faltante, los ejes calculados del sistema 2206 de inercia para la mandíbula superior y el sistema 2208 de inercia para la mandíbula inferior vuelven a estar en paralelo.

Las Figuras 21A y 21B ilustran dientes segmentados a partir de un volumen CBCT en un caso en el que se excluyen dientes acompañantes para un diente faltante. Los resultados de la segmentación se muestran en una imagen 2402. Los ejes calculados de los sistemas de inercia para las mandíbulas superior e inferior están en paralelo como se demuestra en un gráfico 2404.

Las Figuras 22A y 22B muestran el procedimiento de exclusión de dientes acompañantes aplicado a otro paciente mediante la etapa S124 de exclusión de dientes (Figura 2). Como se muestra en una imagen 2500, los dientes 2502, 2504, 2506 y 2508 no están completamente desarrollados. Su posición, tamaño, y orientación distorsionan gravemente las propiedades físicas de la mandíbula superior y la mandíbula inferior en términos de cálculo del sistema de inercia. Un gráfico 2510 de la Figura 22B representa la situación en la que el sistema 2512 de inercia de la mandíbula superior y el sistema 2514 de inercia de la mandíbula inferior están gravemente desalineados (no en paralelo).

Las Figuras 23A y 23B muestran los resultados de excluir dientes específicos de la imagen. Una imagen 2600 muestra los resultados de excluir los dientes 2502, 2504, 2506 y 2508 de la imagen 2500 de la Figura 22A. Sin la perturbación de estos dientes, los ejes del sistema 2612 de inercia de la mandíbula superior y del sistema 2614 de inercia de la mandíbula inferior de los dientes que se muestran en la imagen 2600 están en paralelo como se representa en un gráfico 2610.

### **Cálculo biométrico**

Dados los datos de puntos de referencia anatómicos introducidos, la segmentación de elementos de dentición tales como dientes, implantes, y mandíbulas y estructuras de soporte relacionadas, y los parámetros calculados obtenidos como se ha descrito anteriormente, se puede realizar un cálculo detallado de la biometría y utilizar sus resultados para ayudar a la configuración de un plan de tratamiento y monitorizar el progreso del tratamiento en curso. Con referencia de nuevo a la Figura 8, el cálculo de biometría descrito a continuación proporciona más detalles sobre la etapa S250 para analizar y visualizar los parámetros generados a partir de las marcas de referencia registradas.

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, los puntos de referencia introducidos y los sistemas de inercia calculados de los dientes se transforman a partir del espacio de vóxel de la imagen CBCT original a un sistema de referencia alternativo, denominado sistema de referencia de punto de referencia ortogonal directo (DOL), con coordenadas  $(x_d, y_d, z_d)$ . La Figura 24 muestra una serie de puntos de referencia y ejes o vectores de coordenadas del sistema de referencia DOL. Los puntos de referencia RIO y LIO indican el foramen infraorbital; los puntos de referencia RHM y LHM marcan el martillo. El origen  $\mathbf{o}_d$  de  $(x_d, y_d, z_d)$  se selecciona en el centro de la línea que une los puntos de referencia RIO y LIO. La dirección del vector  $\mathbf{x}_d$  se define a partir del punto de referencia RIO a LIO. Un plano YZ es ortogonal al vector  $\mathbf{x}_d$  en el punto  $\mathbf{o}_d$ . Existe un punto de intersección  $\mathbf{o}'_d$  del plano YZ y la línea que conecta RHM y LHM. La dirección del vector  $\mathbf{y}_d$  es de  $\mathbf{o}'_d$  a  $\mathbf{o}_d$ . El vector  $\mathbf{z}_d$  es el producto cruz de  $\mathbf{x}_d$  y  $\mathbf{y}_d$ .

- 5
- 10 Utilizando esta transformación, los puntos de referencia identificados pueden ser reasignados al espacio de coordenadas que se muestra en la Figura 25. La Figura 26 muestra, a partir de una vista lateral, un ejemplo con sistemas de inercia transformados utilizando esta reasignación.

A modo de ejemplo, y no de limitación, el siguiente listado identifica un número de parámetros de datos individuales que pueden ser calculados y utilizados para análisis posteriores utilizando el punto de referencia transformado, la segmentación de dentición y los datos del sistema inercial.

- 15 Una primera agrupación de parámetros de datos que pueden calcularse utilizando puntos de referencia en el espacio transformado proporciona valores anteroposteriores:

1. Anteroposterior.alveolar.GIM-Gim: diferencia de posición y entre los centros medios de inercia de los incisivos superiores e inferiores.
- 20 2. Anteroposterior.alveolar.GM-Gm: diferencia entre los centros medios de inercia de los dientes superiores e inferiores.
3. Anteroposterior.alveolar.TqIM: par medio de los incisivos superiores.
4. Anteroposterior.alveolar.Tqim: par medio de los incisivos inferiores.
5. Anteroposterior.alveolar.(GIM+Gim)/2: posición y media de GIM y Gim.
- 25 6. Anteroposterior.base.MNP-MM: diferencia de posición y entre la media del foramen nasal palatino y la media del foramen mental.
7. Anteroposterior.base.MFM-MM: distancia real entre el foramen mandibular medio y el foramen mental medio.
8. Arquitectura.anteroposterior.MMy: posición y del foramen mental medio.
- 30 9. Arquitectura.anteroposterior.MHM-MM: distancia real entre el martillo medio y el foramen mental medio.

Una segunda agrupación proporciona valores verticales:

10. Vertical.alveolar.Gdz: posición z del centro de inercia de todos los dientes.
11. Vertical.alveolar.MxII-MdII: diferencia entre los ángulos de los segundos ejes de los arcos superior e inferior.
12. Vertical.base.<MHM-MIO,MFM-MM>: diferencia de ángulo entre los vectores MHM-MIO y MFM-MM.
- 35 13. Arquitectura.vertical.MMz: posición z del foramen mental medio.
14. Arquitectura.vertical.13: diferencia de ángulos entre los vectores MHM-MIO y MHM-MM.

También se proporcionan valores transversales:

15. Transversal.alveolar.dM-dm: diferencia entre la distancia de los molares superiores derechos/izquierdos y la distancia de los molares inferiores derechos/izquierdos
- 40 16. Transversal.alveolar.TqM-Tqm: diferencia entre el par de los 1er y 2do molares superiores y el par de los 1er y 2do molares inferiores.
17. Transversal.base.(RGP-LGP)/(RFM-LFM): relación entre la distancia palatina mayor derecha/izquierda y la distancia del foramen mandibular.

18. Arquitectura.transversal.(RIO-LIO)/(RM-LM): relación entre las distancias del foramen infraorbital derecho/izquierdo y del foramen mental.

A continuación, se proporcionan otros valores calculados o "deducidos":

19. Deducido.oculto.GIM: posición y media de los incisivos superiores.

5 20. Deducido.oculto.Gim: posición y media de los incisivos inferiores.

21. Deducido.oculto.(TqIM+Tqim)/2: media del par medio de los incisivos superiores y del par medio de los incisivos inferiores.

22. Deducido.oculto.TqIM-Tqim: diferencia del par medio de los incisivos superiores y el par medio de los incisivos inferiores.

10 23. Deducido.oculto.MNP<sub>y</sub>: posición y media nasal palatal.

24. Deducido.oculto.GIM-MNP(y): diferencia de la posición y media de los incisivos superiores y la posición y media y de los palatinos nasales.

25. Deducido.oculto.Gim-MM(y): posición y media del foramen mental.

26. Deducido.oculto.Gdz/(MMz-Gdz): relación entre el valor de Gdz y el valor de MMz-Gdz.

15 Debe señalarse que este listado es ejemplar y puede ser ampliado, editado, o cambiado de alguna otra manera dentro del ámbito de la presente divulgación.

En la lista ejemplar proporcionada anteriormente, hay 9 parámetros en la categoría anteroposterior, 5 parámetros en la categoría vertical y 4 parámetros en la categoría transversal. Cada una de las categorías anteriores tiene, a su vez, tres tipos: alveolar, de base, y arquitectónica. Además, hay 8 parámetros deducidos que pueden no representar una posición o relación espacial particular, pero que se utilizan en el cálculo posterior. Estos parámetros pueden etiquetarse además como normales o anormales.

20

Los parámetros normales tienen una relación positiva con la desarmonía anteroposterior, es decir, en términos de sus valores:

Clase III < Clase I < Clase II.

25 En la que los valores de la Clase I indican una relación normal entre los dientes superiores, los dientes inferiores y las mandíbulas o mordida equilibrada; los valores de la Clase II indican que el primer molar inferior es posterior con respecto al primer molar superior; los valores de la Clase III indican que el primer molar inferior es anterior con respecto al primer molar superior.

Los parámetros anormales tienen una relación negativa con la desarmonía anteroposterior, es decir, en términos de sus valores relacionados con la mordida:

30

Clase II < Clase I < Clase III.

Las realizaciones de la presente divulgación pueden utilizar un motor de análisis con el fin de calcular conjuntos de condiciones probables que pueden utilizarse para la interpretación y como guías para la planificación del tratamiento. Las Figuras 27 - 38 muestran diversos aspectos del funcionamiento y organización del motor de análisis y algunos de los resultados textuales, tabulares, y gráficos generados por el motor de análisis. Cabe señalar que un ordenador, estación de trabajo, o procesador anfitrión puede configurarse como motor de análisis de acuerdo con un conjunto de instrucciones preprogramadas que realizan las tareas y funciones requeridas.

35

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, un motor de análisis puede modelarse como una red 2700 de tres capas como se muestra en la Figura 27. En este modelo, se puede considerar que las entradas de los nodos de fila y columna se dirigen a un conjunto de comparadores 2702 que proporcionan una salida binaria en base a las señales de entrada de fila y columna. Una celda 2704 de salida se activa para cada conjunto de posibles condiciones de entrada, como se muestra. En el ejemplo que se muestra, una capa 1 2710 de entrada se alimenta con uno de los 26 parámetros listados anteriormente y una capa 2 2720 de entrada se alimenta con otro de los 26 parámetros. Una capa 2730 de salida contiene 9 celdas, cada una de las cuales representa un análisis probable si las dos entradas cumplen determinados criterios, es decir, cuando sus valores están dentro de intervalos particulares.

40

45

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, el motor de análisis tiene trece redes. Estas incluyen redes independientes similares a la que se muestra en la Figura 27 y redes 2800 y 2810 acopladas como se muestra en la Figura 28.

5 Un algoritmo que se muestra en la Figura 29 describe el funcionamiento de una red de análisis independiente, como la que se muestra en el ejemplo de la Figura 27. En este caso, los valores  $x$  y  $y$  son los valores de los parámetros de entrada;  $m$  representa el índice de la red;  $D(i,j)$  es la celda de salida. Las etapas “evaluar vector  $c_m$ ” para valores de columna y “evaluar vector  $r_m$ ” para valores de fila comprueban qué criterio de evaluación cumplen los valores de entrada. Por ejemplo, en la siguiente fórmula, si  $-\infty < x_m \leq \mu_{x_m}$  entonces  $c_m = [\text{verdadero}, \text{falso}, \text{falso}]$ .

10 La red acoplada de la Figura 28 combina los resultados de otras dos redes y puede funcionar como se describe en el algoritmo de la Figura 30. De nuevo, los valores  $x$  y  $y$  son los valores de entrada;  $m$  representa el índice de la red;  $D(i,j)$  es la celda de salida. Las etapas “evaluar vector  $c_k$ ” para los valores de columna y “evaluar vector  $r_k$ ” para los valores de fila comprueban qué criterio de evaluación cumplen los valores de entrada.

15 En un aspecto más amplio, la disposición general de redes utilizando el modelo de red independiente descrito con referencia a la Figura 27 o el modelo de red acoplado descrito con referencia a la Figura 28 permiten el análisis para examinar, comparar, y combinar diversas métricas con el fin de proporcionar resultados útiles que pueden ser informados al profesional y utilizados para la planificación del tratamiento.

20 La Figura 31A lista, para un paciente en particular, parámetros de ejemplo como valores numéricos y su interpretación con respecto principalmente a la maloclusión de los dientes, en base al listado de 26 parámetros proporcionados anteriormente. Las Figuras 31B, 31C y 31D listan, para un paciente en particular, parámetros de ejemplo como valores numéricos y su interpretación con respecto a la asimetría maxilofacial, en base al listado de un total de 63 parámetros proporcionados en una realización ejemplar de esta aplicación. La Figura 32A muestra resultados 3200 tabulados ejemplares para un ejemplo particular con análisis de mordida y características del ángulo de los arcos. En el ejemplo de la Figura 32A, las columnas indican una condición de prognatismo inferior, relación normal de los incisivos, o prognatismo superior. Las filas representan las clases oclusales y las condiciones de ángulo de los arcos. Como muestra la Figura 32A, el resaltado puede utilizarse para acentuar la visualización de información que indica una condición anormal u otra condición de particular interés. Para el paciente particular del ejemplo de la Figura 32A, el análisis indica, como resultado, una condición de prognatismo inferior con características de mordida de Clase III. Este resultado puede utilizarse para planificar el tratamiento, dependiendo de la gravedad y del criterio del profesional.

30 La Figura 32B muestra resultados 3200 tabulados ejemplares para otro ejemplo con análisis de par para incisivos superiores e inferiores, utilizando los parámetros 3 y 4 del listado proporcionado anteriormente.

La Figura 32C muestra resultados 320 tabulados ejemplares 0 para otro ejemplo con evaluación de birretrusión o biprotusión utilizando parámetros calculados proporcionados anteriormente como los parámetros (5) y (21).

35 La Figura 32D muestra un listado de sumario ejemplar de los resultados del análisis cefalométrico de un paciente en particular. El listado que se muestra se refiere a las indicaciones de análisis tomadas en relación con los parámetros 1 - 26 listados anteriormente. En el ejemplo particular de la Figura 32D, hay 13 resultados para comparaciones de parámetros utilizando parámetros biométricos e información de dentición derivada como se describe en la presente memoria. En la práctica, podrían proporcionarse más o menos resultados. La Figura 32E muestra un listado detallado para una de las condiciones reportadas en un listado tabular con una tabla 3292 con celdas 3294 como se muestra posteriormente (Figura 35).

40 La información de los resultados del cálculo de a biometría puede proporcionarse al profesional en diversos formatos diferentes. La información tabular tal como la que se muestra en las Figuras 31A - 32E puede proporcionarse en forma de archivo, tal como en un formato de valores separados por comas (CSV) que sea compatible para su visualización y posterior cálculo en disposición de hoja de cálculo tabular, o puede indicarse de otras formas, tal como proporcionando un mensaje de texto. Una pantalla gráfica, tal como la que se muestra en la Figura 26, puede proporcionarse alternativamente como salida, con resultados particulares resaltados, tales como acentuando la intensidad o el color de la pantalla para las características en las que los parámetros medidos y calculados muestran relaciones biométricas anormales, tales como prognatismo superior, prognatismo inferior, y otras condiciones.

50 Los parámetros biométricos calculados pueden ser usados en una secuencia de análisis en la cual los parámetros relacionados son procesados en combinación, proporcionando resultados que pueden ser comparados contra información estadística recogida de una población de pacientes. La comparación puede utilizarse entonces para indicar relaciones anómalas entre diversas características. Esta información sobre las relaciones puede ayudar a mostrar cómo los diferentes parámetros se afectan entre sí en el caso de un paciente particular y puede proporcionar información resultante que se utiliza para guiar la planificación del tratamiento.

Con referencia de nuevo a la Figura 1, la memoria 132 puede utilizarse para almacenar una base de datos estadística de información cefalométrica obtenida de una población de pacientes. A partir de la población de pacientes se pueden almacenar y analizar diversos elementos de datos biométricos que proporcionan información dimensional sobre los dientes y las estructuras de soporte relacionadas, con información añadida sobre la mordida, la oclusión, y las interrelaciones de las partes de la cabeza y la boca en base a estos datos. Los resultados del análisis pueden almacenarse a su vez, proporcionando una base de datos de valores predeterminados capaz de arrojar una cantidad significativa de información útil para el tratamiento de pacientes individuales. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, los datos de los parámetros enumerados en las Figuras 31A y 31B se calculan y almacenan para cada paciente, y pueden almacenarse para unos cientos de pacientes o para al menos un grupo estadísticamente significativo de pacientes. La información almacenada incluye información útil para determinar los intervalos que se consideran normales o anormales y que necesitan corrección. Entonces, en el caso de un paciente individual, la comparación entre los datos biométricos del paciente y los valores almacenados calculados a partir de la base de datos puede ayudar a orientar un plan de tratamiento eficaz.

Como es bien conocido por los expertos en ortodoncia y técnicas afines, las relaciones entre diversos parámetros biométricos medidos y calculados para diversos pacientes pueden ser complejas, de modo que deben calcularse y compararse múltiples variables para evaluar adecuadamente la necesidad de una acción correctiva. El motor de análisis descrito de manera simple con respecto a las Figuras 27 y 28 compara diferentes pares de parámetros y proporciona una serie de valores de salida binarios. En la práctica, sin embargo, puede realizarse un procesamiento más complejo, teniendo en cuenta el intervalo de condiciones y valores que se observan en la población de pacientes.

Resaltar parámetros biométricos particulares medidos o calculados y resultados proporciona datos útiles que pueden guiar el desarrollo de un plan de tratamiento para el paciente.

La Figura 33 muestra una visualización del sistema de resultados 3200 con un mensaje 170 de recomendación en base a los resultados del análisis y resaltando características de la anatomía del paciente relacionadas con la recomendación. La Figura 34 muestra una pantalla 108 del sistema con una representación gráfica de los resultados 3200 del análisis. Se muestran vistas en 3-D anotadas (por ejemplo, 308a-308d), dispuestas en diferentes ángulos, junto con el mensaje 170 de recomendación y los controles 166.

Determinadas realizaciones ejemplares de procedimientos y/o aparatos de acuerdo con la presente divulgación pueden abordar la necesidad de métricas objetivas y datos visualizados que pueden utilizarse para ayudar a evaluar la estructura anatómica facial/dental asimétrica. Ventajosamente, las realizaciones ejemplares del procedimiento y/o aparato presentan los resultados medidos y analizados en múltiples formatos adecuados para su evaluación por el profesional.

La Figura 35 muestra un informe de texto ejemplar para la evaluación de la asimetría maxilofacial de acuerdo con una realización de la presente divulgación. El informe lista un conjunto de tablas de evaluación (T1 - T19) disponibles en el sistema, con entradas de celdas (denotadas por C con índices de fila y columna, C(fila, columna)) que proporcionan comentarios de evaluación de propiedades de asimetría estructural maxilofacial/dental organizados en base a los cálculos relacionados con las relaciones entre los parámetros obtenidos, tales como los parámetros P1-P15 de la Figura 31B. En la Figura 32E se representa una tabla 3292 de evaluación ejemplar, que tiene cuatro filas y cuatro columnas.

En una realización, para cada tabla de evaluación ejemplar (por ejemplo, 19 tablas de evaluación), sólo una celda 3294 puede ser activada a la vez; el contenido de la celda activada es resaltado, tal como siendo visualizado en fuente roja. En la tabla 3292 ejemplar, la celda activada es C(2,2) (3294) con un contenido "0" que indica que no se encuentra asimetría para la propiedad de desviaciones superior/inferior de incisivos y molares.

Para una referencia rápida a las tablas de evaluación ejemplares, el sistema de la presente divulgación genera una página de sumario concisa de tipo lista de comprobación (por ejemplo, Figura 35) que proporciona información con respecto a los números de tabla (Tn), números de parámetro (Pk, j), índices de celda (Cs, t), y comentarios de evaluación reales de las tablas T1-T19 de evaluación. La información obtenida a partir de este tipo de informe de texto puede ser útil para el profesional, ya que proporciona al menos algunas métricas objetivas que pueden ser útiles en el desarrollo de un plan de tratamiento para un paciente particular o de evaluar el progreso del tratamiento. También pueden ser beneficiosas para el profesional las evaluaciones sumativas acumulativas dirigidas para evaluar el estado general de un paciente. Esta puede ser la situación, en particular, cuando el número de puntos de referencia condicionales y las relaciones entre ellos utilizados para determinar estructuras o relaciones anatómicas faciales/dentales asimétricas para un paciente implican un gran número de condiciones de tratamiento orientadas a la vista y orientadas en 3D, con causas subyacentes variables.

## ES 2 976 882 T3

En una realización ejemplar de tabla de determinación asimétrica, pueden incluirse 19 tablas de evaluación con cientos de puntos de referencia y varios cientos de relaciones entre ellos. En la presente realización ejemplar de tabla de determinación asimétrica, las tablas incluyen:

- T1: Desviaciones asimétricas de incisivos y molares superiores/inferiores coincidentes;
- 5 T2: Rotación del arco;
- T3: Rotación a la derecha del arco superior/inferior y responsabilidad del arco superior o inferior;
- T4: Desviaciones asimétricas de los incisivos superiores/inferiores coincidentes con desviación transversal de los incisivos superiores, respuesta del arco superior o inferior en la desviación transversal de los incisivos superiores/inferiores;
- 10 T5: Desviaciones asimétricas de los incisivos superiores/inferiores coincidentes con desviación transversal de las bases anteriores, respuesta de la desviación anterior del arco superior o inferior en la desviación transversal de los incisivos superiores/inferiores;
- T6: Desviaciones asimétricas de los molares superiores/inferiores coincidentes con desviación transversal de los molares superiores, respuesta de la desviación transversal de los molares superiores o inferiores;
- 15 T7: Desviaciones asimétricas de los molares superiores/inferiores coincidentes con desviación transversal de los molares inferiores;
- T8: Desviaciones asimétricas de los huesos básicos superior/inferior coincidentes;
- T9: Asimétrica de las relaciones anteriores superiores/inferiores de los huesos básicos coincidentes con desviación anterior del maxilar;
- 20 T10: Asimétrica de las relaciones anteriores superiores/inferiores de los huesos básicos con desviación anterior de la mandíbula;
- T11: Desviaciones asimétricas de los incisivos superior/inferior coincidentes con desviación transversal de bases anteriores;
- T12: Vertical asimétrico que compara la diferencia de las altitudes de los molares de I/D con el balanceo maxilar del arco;
- 25 T13: Asimétrica que compara la diferencia de altitudes de los molares I/D con el balanceo mandibular del arco;
- T14: Asimétrica vertical que compara las diferencias posteriores D/I de los huesos básicos (maxilar y mandíbula);
- T15: Asimétrica vertical que compara la diferencia I/D a nivel de puntos mentales (midiendo área maxilofacial y cara general);
- 30 T16: Asimétrica anteroposterior que compara la diferencia anteroposterior D/I de los molares superiores/inferiores con inferiores;
- T17: Asimétrica anteroposterior que compara la diferencia de relación anteroposterior D/I de los molares superiores/inferiores con los inferiores;
- T18: Asimétrica anteroposterior que compara la diferencia anteroposterior I/D de los puntos de referencia laterales de base superior con los inferiores;
- 35 T19: Rama horizontal mandibular asimétrica anteroposterior coincidente con hemicaras globales D/I;

En tales estructuras anatómicas faciales/dentales asimétricas complejas o determinaciones de relaciones de acuerdo con la presente solicitud, se utilizan preferentemente evaluaciones sumativas acumulativas opcionales dirigidas a evaluaciones de la condición general de un paciente. En algunas realizaciones, los comentarios de diagnóstico generales o acumulativos ejemplares pueden incluir: Asimetría de dirección anteroposterior (comentario AP o S1), Asimetría de dirección vertical (comentario VT o S2), y Asimetría de dirección transversal (comentario TRANS o S3). Aún más, la(s) puntuación(es) de evaluación de más alto nivel puede(n) ser utilizada(s) utilizando una o más o combinando S1, S2 y S3 para determinar una puntuación general de Asimetría (determinación General de Asimetría). Por ejemplo, la puntuación general de Asimetría ejemplar puede ser un sumario (por ejemplo, clase general I, II, III),

45 dividida en pocas categorías, limitadas (por ejemplo, normal, evaluación limitada, evaluación detallada sugerida) o representada/caracterizada por condición de asimetría dominante (por ejemplo, S1, S2, S3).

Como se muestra en la Figura 35, el informe de texto ejemplar también presenta S1 comentario de asimetría "sintética" de dirección anteroposterior, S2 comentario de asimetría sintética de dirección vertical, y S3 comentario de asimetría sintética de dirección transversal.

5 La terminología "sintética" se deriva en la presente solicitud para formar un par de tablas en cada dirección. En determinadas realizaciones ejemplares, la terminología "sintética" puede determinarse a partir de una combinación de una pluralidad de tablas de cada tipo de evaluación (por ejemplo, AP, V, Trans que impliquen o representen porciones sustanciales (por ejemplo, >50 %) del cráneo) o un par de tablas en cada dirección.

10 Por ejemplo, el comentario sintético S1 se deriva a partir de la Tabla 17 y la Tabla 19. La derivación asigna primero una puntuación a cada una de las celdas de la Tabla 17 y la Tabla 19. A continuación se explica una asignación general de puntuación ejemplar

Para la Tabla 17,  $C(1,3) = -2$ ;  $C(1,2) = C(2,3) = -1$ ;  $C(2,1) = C(3,2) = 1$ ;  $C(3,1) = 2$ ; otras celdas se asignan con un valor 0.

Para la Tabla 19,  $C(1,1) = -2$ ;  $C(1,2) = C(2,1) = -1$ ;  $C(2,3) = C(3,2) = 1$ ;  $C(3,3) = 2$ ; otras celdas se asignan con un valor 0.

15 La derivación del comentario sintético S1 evalúa la puntuación combinada sumando las puntuaciones de la Tabla 17 y la Tabla 19.

20 Por ejemplo, si  $C(1,3)$  en la Tabla 17 está activado y  $C(1,1)$  en la Tabla 19 está activado entonces la puntuación combinada será la suma de las puntuaciones de  $C(1,3)$  de la Tabla 17 y  $C(1,1)$  de la Tabla 19. Dado que a  $C(1,3)$  de la Tabla 17 se asigna con un valor -2 y  $C(1,1)$  de la Tabla 19 se asigna con un valor -2, por lo tanto, la puntuación combinada es -4. Obviamente, los posibles valores de puntuación combinados para S1 son -4, -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3 y 4.

A continuación, se suman los comentarios sintéticos S1 ejemplares que pueden ser en base al valor de puntuación combinado.

Si la puntuación combinada = -4 o -3, el comentario sintético S1 = fuerte exceso anteroposterior izquierdo.

25 Si la puntuación combinada = -2, el comentario sintético S1 = exceso de tendencia anteroposterior izquierdo.

Si la puntuación combinada = 2, el comentario sintético S1 = exceso de tendencia anteroposterior derecho.

Si la puntuación combinada = 4 o 3, el comentario sintético S1 = fuerte exceso anteroposterior derecho.

Si la puntuación combinada = 0, sin comentarios.

Se aplican derivaciones de comentarios sintéticos similares a la dirección vertical y a la dirección transversal.

30 Con referencia de nuevo a la Figura 35, el informe de texto ejemplar visualiza S1 = fuerte exceso anteroposterior derecho, S2 = ninguno y S3 = tendencia de desviación superior izquierda.

En casos muy raros, los comentarios sintéticos aparecen en las tres direcciones, o los comentarios presentan algún tipo de mezcla de comentarios sintéticos, lo cual puede indicar un diagnóstico y/o tratamiento más extendido.

35 Además, las realizaciones ejemplares seleccionadas del procedimiento y/o del aparato de acuerdo con la solicitud también pueden proporcionar una evaluación visual rápida de la propiedad de la asimetría de la estructura maxilofacial/dental de un paciente.

40 La Figura 36 es un diagrama o gráfico que muestra las características estructurales maxilofaciales/dentales para un paciente con respecto a una vista frontal, trazada utilizando los puntos de referencia, marcas 414 de referencia, seleccionadas por el operador (véase la Figura 5). Este tipo de gráfico visualizado claramente muestra la asimetría (izquierda frente a derecha) de forma objetiva para este paciente ejemplar.

Del mismo modo, la Figura 37 es un diagrama o gráfico de una vista sagital, con marcas 414 de referencia que muestran lo cerca que se superponen los lados izquierdo y derecho de la cara de un paciente, como otro indicador objetivo de asimetría.

45 La Figura 38 es un diagrama o gráfico que proporciona una evaluación visual rápida de la alineación inadecuada perceptible de la mordida de un paciente en una vista sagital de los planos 704 y 702 de la mandíbula superior e inferior. El plano 704 de la mandíbula se calcula en base a las marcas 814 derivadas de la mandíbula superior, el plano 702 de la mandíbula inferior se calcula en base a las marcas 814 derivadas de la mandíbula inferior. Las marcas

814 derivadas se calculan en base a los dientes 304 segmentados que se muestran en la Figura 4 y muestran la ubicación del diente. El ejemplo que se muestra en la Figura 38 representa señales visuales ejemplares para un paciente con un patrón hiperdivergente.

5 Una realización de la presente divulgación utiliza mediciones de posiciones relativas de dientes y anatomía relacionada de CBCT, escaneo óptico, o ambos como entrada a un procesador o motor de análisis para biometría maxilofacial/dental. El procesador de análisis biométrico, que utiliza algoritmos de inteligencia artificial (IA) y enfoques de aprendizaje automático relacionados, genera información de ortodoncia de diagnóstico que puede ser útil para la evaluación del paciente y el tratamiento en curso. Utilizando los datos de salida de IA generados y el análisis del procesador de análisis biométrico, una operación inversa de IA genera y visualiza datos cuantitativos para soportar la ortodoncia correctiva.

10 De acuerdo con una realización de la presente divulgación, el procedimiento descrito proporciona una solución automatizada para definir una forma de arco óptima en base a las posiciones de los dientes del paciente individual antes del tratamiento de ortodoncia.

15 También se puede proporcionar orientación para el uso de aparatos dentales, incluyendo el diseño, uso, disposiciones de colocación y combinaciones que tengan uno o más alineadores, aparatos ortopédicos, posicionadores, retenedores, y similares. Para soportar el despliegue de aparatos de ortodoncia, una realización de la presente divulgación proporciona una guía para un procedimiento de múltiples etapas hacia el logro de una forma óptima del arco. Para cada paciente, el procedimiento calcula un conjunto que tiene múltiples vectores de movimiento recomendados que pueden utilizarse para dirigir el reposicionamiento del diente. De acuerdo con una realización alternativa, uno o más de los aparatos dentales apropiados pueden ser fabricados en su totalidad o en parte utilizando una impresora en 3D, si es factible; un aparato apropiado puede ser ensamblado alternativamente utilizando una disposición de aparatos ortopédicos y aparatos estándar.

20 El diagrama de flujo de la Figura 39 muestra los mecanismos de procesamiento lógico y los datos que pueden utilizarse para proporcionar evaluación y guía para soportar las aplicaciones de ortodoncia. Los datos 3900 biométricos, obtenidos a partir de CBCT, escaneo óptico, u otra fuente, y los datos de población se introducen en un procesador 3910 de análisis biométrico. En respuesta, el procesador 3910 de análisis biométrico, un motor de inteligencia artificial (IA), realiza cálculos como los descritos anteriormente y genera declaraciones 3920 descriptivas que identifican una o más anomalías dentales/maxilofaciales. De acuerdo con una realización ejemplar de la presente divulgación, las declaraciones descriptivas que describen una o más anomalías dentales/maxilofaciales pueden incluir algunas de las proporcionadas anteriormente en las Figuras 31A-32D.

30 Continuando con el procedimiento de la Figura 39, un procesador 3930 inverso de IA proporciona un motor lógico que genera datos 3904 de curva de arco recomendados o deseados en base a, y generados a partir de la anatomía del paciente individual. En base a las declaraciones 3920 descriptivas y a los datos 3904 de la curva del arco deseada, el procesador 3930 inverso de IA genera entonces los correspondientes datos 3940 correctivos que pueden incluir los vectores de movimiento necesarios para el reposicionamiento del diente, y datos relacionados para la guía en ortodoncia.

35 El procesamiento inverso de IA puede comenzar con la optimización de la forma del arco. El caso de ejemplo que se muestra en la Figura 40 muestra una imagen de una condición típica del paciente, rotación de arco izquierdo por un ángulo  $\alpha$ . Un ángulo distinto de cero indica asimetría en la forma del arco del diente. La secuencia realizada para la corrección de la rotación del arco proporciona un ejemplo de la actividad del procesador 3930 inverso de IA para este caso típico. A continuación, se describen las etapas de la secuencia:

- 40 1. El motor de IA, procesador 3910 de análisis de biometría de la Figura 39, analiza los datos biométricos a partir de la reconstrucción CBCT y genera declaraciones descriptivas indicativas de la condición de rotación de arco izquierdo que se muestra en la Figura 40.
- 45 2. El motor inverso de IA, procesador 3930 inverso de IA, en base a las declaraciones descriptivas y a los resultados recomendados o deseados para las características del arco, genera primitivas geométricas y parámetros relacionados específicos del paciente, coherentes y optimizados, que indican valores cuantitativos de movimiento del diente para la etapa actual del procedimiento de tratamiento.

50 Para el ejemplo de la Figura 40:

- (i) El motor de IA detecta una rotación del arco que es una función  $f(\mathbf{t})$  del vector  $\mathbf{t}$  de diente que representa el conjunto  $\{t_1, \dots, t_N\}$ , en el que  $N$  es el número de dientes del arco. Las posiciones (en un espacio en

2D ejemplar) de  $t$  pueden ser corregidas por la operación inversa del motor de IA volviendo a disponer los dientes  $t$  para minimizar la rotación del arco de manera sistemática y automatizada:

$\min f(t)$ ;

esta expresión está sujeta a una función ejemplar

5  $g(t)$  = policurva de cuarto orden, lo cual, a su vez, conduce a resolver un sistema sobredeterminado en un espacio en 2D ejemplar:  $X^T \beta = y$

en el que  $X^T$  significa una matriz que contiene todas las posiciones  $x$  de orden 0 a enésimo de los dientes en el espacio en 2D ejemplar. Un valor ejemplar es  $n = 4$ . La variable  $y$  significa un vector  $\{y_1, \dots, y_N\}$  que contiene todas las posiciones  $y$  de primer orden de los dientes en el espacio en 2D ejemplar; de nuevo, la variable  $N$  es el número de dientes incluidos en el arco.

10 Donde  $\beta$  significa un vector  $\{\beta_0 \wedge \beta_n\}$  con la función objeto

$$\hat{\beta} = \arg \min_{\beta} S(\beta)$$

El concepto de medios correctores es aplicable al espacio en 3D.

(ii) Con el objetivo de conseguir:  $\min(f(t) = \alpha)$ , la secuencia puede ser la siguiente:

15 (1) En primer lugar, calcule una matriz de tensor

$$I = I_d \text{trace}(C) - C;$$

donde

$$C = \sum_k m_k p_k p_k^T$$

en la que  $d = 2$  o  $3$ , para el cálculo en 2D o 3D, respectivamente;

20  $p_k$  representa el vector de posición  $(x, y, z)$  de un elemento (un vóxel de un diente, por ejemplo).

En el caso de rotación del arco de la Figura 40,  $p_k$  es el centro de inercia del diente  $k$ .  $k = \{1, 2, 3, \dots, N\}$ . De nuevo, la variable  $N$  es el número de dientes incluidos en el arco. La Figura 41 muestra, en una vista en perspectiva en 3D, una representación ejemplar de los centros  $p_k$  4100 de inercia a lo largo de un arco. Las realizaciones de la presente divulgación visualizan los centros de inercia en un plano en 2D, que muestra los ajustes recomendados para el posicionamiento del centro de inercia. Los procedimientos para generar los ajustes recomendados pueden ampliarse alternativamente a la corrección en el espacio en 3D.

25

(2) En segundo lugar, calcule los vectores propios del tensor  $I$  con el fin de calcular el ángulo  $\alpha$  de rotación del arco;

30 (3) En tercer lugar, calcule la curva del arco, tal como  $g(t) = 4a$  policurva utilizando los centros  $p_k$  de inercia de los dientes como puntos de entrada.

Se señala que el conjunto de centros  $p_k$  de inercia puede aumentarse con puntos de entrada adicionales o, alternativamente, reducirse en tamaño eliminando puntos de entrada atípicos. Los puntos de entrada adicionales ejemplares podrían ser los centros de inercia originales con el signo invertido (dirección  $x$ ); los puntos atípicos ejemplares podrían ser aquellos cuyas coordenadas muestran una desviación significativa de una forma de arco ideal.

35 Para simplificar el problema, la policurva  $\beta$  (curva polinómica)  $4a$  de orden puede calcularse en el espacio  $(x, y)$ , es decir, con la variable  $d = 2$ . La Figura 42 muestra los centros 4100 de inercia trazados en el espacio  $x, y$  (2D) a lo largo de una curva 4202 de arco lineal por partes no corregida 2 con 14 dientes. Algunos de los centros 4100 de inercia están etiquetados con designaciones de coordenadas ejemplares  $\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_{14}, y_{14})\}$ .

40 El cálculo de la policurva  $\beta$  (curva polinómica) puede obtenerse minimizando:

$$S(\beta) = \sum_{i=1}^m \left| y_i - \sum_{j=1}^n x_{ij} \beta_j \right|^2$$

5 en el que  $y_i$  es un elemento de  $\{y_1, \dots, y_N\}$ ,  $x_{ij}$  es un elemento de la matriz  $X^T$ . La ecuación  $S(\beta)$  anterior significa un sistema lineal sobredeterminado que puede resolverse, por ejemplo, utilizando el conocido procedimiento pseudoinverso familiar para los expertos en la técnica. Después de este cálculo, los centros 4100 de inercia del diente que se muestran en la Figura 42 se pueden asignar directamente. En un procedimiento de asignación directo, el valor  $x_n$  para cada centro 4100  $p_k$  de inercia se fija y el valor  $y_n$  se ajusta para desplazar verticalmente el centro de inercia sobre la curva  $\beta$  polinómica. Como se muestra en la Figura 43, los centros 4100  $p_k$  de inercia del diente individuales pueden moverse verticalmente una ligera cantidad con el fin de ajustarse a la curva polinómica, a la vez que se mantiene constantes los valores  $x$  correspondientes.

10 Los centros originales no corregidos también pueden moverse sobre la curva  $\beta$  polinómica eligiendo adecuadamente una de las raíces de la curva polinómica de enésimo orden, manteniendo el valor  $y_n$  como entrada fija y  $x_n$  (las raíces) como salida. La matriz  $I$  de tensor puede volver a calcularse utilizando los centros movidos. Se pueden volver a calcular los vectores propios del tensor y el ángulo  $\alpha$  de rotación del arco (Figura 40).

El procesamiento descrito anteriormente puede repetirse hasta que el ángulo  $\alpha$  alcance un valor mínimo predeterminado o cero (indicando una forma de arco de diente simétrica).

15 La Figura 43 muestra la curva  $\beta$  4300 de arco optimizada deseada superpuesta para su comparación con la forma de arco original antes de la optimización, calculada como se ha descrito anteriormente.

El movimiento recomendado de los dientes a partir de sus posiciones originales a las posiciones deseadas en base a la optimización computarizada puede ser visualizada e informada al profesional, como se muestra en la Figura 44.

20 En los datos reportados de la Figura 44, los centros 4100 de inercia del diente original para el arco pueden ser mostrados, tales como resaltados en un color particular o con otro tratamiento de visualización adecuado. Los vectores  $V$  de movimiento muestran entonces el movimiento deseado a partir de la posición del centro 4100 de inercia original hasta un centro 4110 de inercia optimizado. La rotación original del arco está representada por un vector 4106. El ángulo de rotación del arco  $\alpha$  corregido se representa mediante un vector 4108.

25 La Figura 45 muestra un gráfico con los vectores  $V$  de desplazamiento de los dientes indicados, en base al cálculo anterior. La Figura 46 muestra un gráfico con el desplazamiento del vector descompuesto en direcciones de componentes tangencial y normal mutuamente ortogonales.

Para el ejemplo que se muestra en la Figura 40, los datos correctivos que muestran los vectores de desplazamiento de los dientes pueden ayudar a servir como guía para el tratamiento de ortodoncia. Los parámetros de interceptación y coeficiente de curva polinómica de cuarto orden optimizados de manera ejemplar pueden ser los siguientes

30 
$$\hat{\beta} = \hat{\beta}_i; i = \{0, \dots, 4\}$$

23.174417248277855

-0,0000000000000000

-0,037164341067977

0,0000000000000000

35 -0,000018751015683

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, el sistema proporciona el tipo de datos presentados en la Figura 46, de alguna forma, al profesional para soportar un plan de tratamiento de ortodoncia para un paciente. Para cada diente en el arco dental, se calcula un vector  $V$  correspondiente en base al ajuste recomendado o deseado de la posición del centro de inercia del diente.

40 **Realización de múltiples etapas**

Una realización alternativa de la presente divulgación extiende la lógica para el ajuste de la posición del diente para corresponder más estrechamente a una secuencia de múltiples etapas para el tratamiento de ortodoncia. La presente proporciona múltiples iteraciones del procedimiento de cálculo e informe del reposicionamiento, siguiendo más de cerca el progreso del paciente para recomendar los ajustes necesarios en cada etapa.

45 El sistema de la presente divulgación recibe, en un tiempo  $T_0$ , primeros datos posicionales de los componentes (dientes) de la dentición del paciente con los datos digitales extraídos, a través de un Motor de IA, de al menos una

modalidad de adquisición de volumen digital 3D aplicada a la dentición. El volumen 3D puede adquirirse utilizando un escáner CBCT O un escáner óptico o un escáner láser.

5 Automáticamente, a través de una operación inversa DE Motor de IA, el sistema de la presente divulgación produce segundos datos digitales posicionales de los componentes (dientes) de la dentición del paciente en base los primeros datos digitales posicionales de los componentes de la dentición con los segundos datos digitales posicionales altamente optimizados de modo que, en el tiempo  $T_1$  después del tratamiento de ortodoncia, la forma de arco resultante de los componentes de la dentición (dientes) sea un ajuste mejorado para una serie de requisitos estéticos y funcionales.

10 Las Figuras 47 y 48 muestran una sucesión para la mejora del arco moviendo los dientes en etapas utilizando los cálculos iterativos de aproximación del arco descritos en la presente memoria. La representación gráfica de la Figura 47 muestra una primera etapa ejecutada utilizando la operación inversa de IA, para la forma del arco dental a partir de un volumen 3D, adquirido utilizando un escáner CBCT o un escáner óptico o un escáner láser. La representación en línea discontinua, en la sección parcial ampliada, muestra una porción de la curva del arco tras la extracción de los datos originales del paciente en el tiempo  $T_0$ .

15 En la práctica, en el tiempo  $T_0$ , tanto el escaneo CBCT como el escaneo óptico intraoral han sido adquiridos. Los modelos de dientes en 3D, con raíces, pueden generarse a partir del escaneo CBCT; los modelos de coronas en 3D, sin raíces, pueden generarse a partir del escaneo óptico intraoral. Los modelos de coronas sin raíces y los modelos de diente con raíces pueden registrarse en el momento  $T_0$ .

20 En el procedimiento que se muestra en las Figuras 47 y 48, el procedimiento de optimización de la forma del arco del diente descrito anteriormente se aplica a los datos adquiridos en el tiempo  $T_0$ , produciendo un primer conjunto de vectores  $V_1$  de movimiento. Estos vectores de movimiento iniciales pueden considerarse versiones "a escala" o "a escala reducida" de los vectores  $V$  de movimiento a escala completa descritos con referencia a la Figura 46, por ejemplo,  $V_1 = 0,5 V$ .

25 Estos vectores escalados proporcionan datos para una sola etapa del procedimiento de tratamiento. Con respecto al gráfico de asignación del arco de la Figura 47, por ejemplo, el vector  $V_1$  proporciona el movimiento indicado del centro inercial del diente correspondiente a partir del tiempo  $T_0$  al tiempo  $T_1$ .

Utilizando esta secuencia de múltiples etapas, la lógica iterativa repite su procesamiento al final de la primera etapa, utilizando efectivamente el segundo dato posicional del tiempo  $T_1$  como punto de partida, de modo que la posición  $T_1$  reemplaza a la posición  $T_0$  y el procesamiento continúa.

30 En la práctica, en el tiempo  $T_k$  donde  $k > 0$ , los modelos de corona en 3D sin raíces pueden adquirirse utilizando un escáner óptico intraoral sin adquirir otro escáner CBCT; esta secuencia ayuda a reducir la exposición a los rayos X del paciente. Los modelos de dientes con raíces obtenidos en el momento  $T_0$  pueden alinearse con modelos de coronas sin raíces en el momento  $T_k$ , de modo que en el momento  $T_k$  se forme un nuevo conjunto de modelos de diente con raíces alineados con modelos de coronas sin raíces. Este nuevo conjunto de modelos de diente con raíces puede utilizarse para evaluar el rendimiento del tratamiento. Puede diseñarse un plan de tratamiento revisado y calcularse en consecuencia un conjunto de nuevos vectores de movimiento del diente.

35 A través de una operación inversa de IA de seguimiento, el sistema de la presente divulgación produce otro segundo dato digital posicional de la dentición del paciente en base al nuevo primer dato digital posicional calculado en el tiempo  $T_1$ . Como se muestra en la Figura 48, la optimización de la dentición calculada del paciente produce una forma de arco mejorada, utilizando el movimiento a lo largo del vector  $V_2$  para producir las nuevas posiciones en el tiempo  $T_2$ . Seguido del tratamiento de ortodoncia, la forma del arco resultante proporciona un ajuste mejorado de los componentes de la dentición (dientes) para los requisitos estéticos y funcionales.

40 El procedimiento ejemplar de dos etapas ( $T_0-T_1$ ,  $T_1-T_2$ ) descrito con referencia a las Figuras 47 y 48 puede generalizarse como un procedimiento de múltiples etapas representado por  $T_i-T_{i+1}$ . El procedimiento de múltiples etapas puede finalizar, en general, en el momento  $T_n$  en que disminuye la diferencia entre los primeros datos digitales posicionales y los segundos datos posicionales. O bien, la finalización del procedimiento de ajuste de múltiples etapas puede determinarse utilizando un número predefinido de iteraciones, por ejemplo, o evaluando la distancia de movimiento adicional de acuerdo con un valor de umbral predeterminado.

45 Como se muestra en el ejemplo de las Figuras 46, 47, y 48, el sistema de la presente divulgación puede automáticamente, en el tiempo  $T_i$  (donde  $i = 0, 1, 2, 3, \dots, n-1$ ) determinado por la estrategia de ortodoncia, descomponer los datos de desplazamiento de los segundos datos posicionales a lo largo de las direcciones tangencial y normal con respecto a la forma de arco resultante en el tiempo  $T_i$ .

- El procedimiento de la presente divulgación puede automáticamente determinar y/o fabricar, en el tiempo  $T_i$ , un dispositivo correctivo posicional para los componentes de la dentición en base a los datos de desplazamiento descompuestos y el vector  $V$ . Si los datos de desplazamiento descompuestos son predominantemente tangenciales, un aparato ortopédico puede ser preferente. Si el componente dominante de los datos de desplazamiento descompuestos es normal, puede ser preferente un alineador. En muchos casos, es preferente un dispositivo combinado de alineador y aparato ortopédico. Los vectores  $V$  para cada etapa en el procedimiento pueden ser informados, tal como visualizados, impresos, o almacenados, así como proporcionados a un sistema de diseño de aparatos que proporciona la fabricación de un aparato ortopédico, alineador, u otro aparato dental adecuado para el reposicionamiento del diente, como se describe con más detalle posteriormente.
- 5
- 10 A modo de ejemplo, la Figura 49 muestra un listado generado por ordenador de vectores  $V$  de movimiento para cada uno de los 14 dientes de un arco dental para un paciente de ortodoncia. Los valores de movimiento de los ejes  $x$  y  $y$  se muestran para cada vector  $V$  de diente. Los valores del vector  $V$  de movimiento pueden proporcionarse como un listado, tal como en un archivo, o visualizarse al profesional.
- La Figura 50A (una vista renderizada en 3D) muestra la disposición de los dientes en un arco 500 inicial no corregido 0 para un paciente de ortodoncia ejemplar. La Figura 50B muestra el arco 5010 corregido siguiendo las recomendaciones de tratamiento proporcionadas por el sistema de la presente divulgación. La Figura 50C (también una vista parcialmente renderizada en 3D) muestra los arcos inicial y optimizado superpuestos, con las posiciones originales del diente indicadas en el contorno 5002. La Figura 50D (un corte de una vista axial en 2D) muestra otro ejemplo con el arco inicial en el contorno 5002, superpuesto sobre el arco 5010 optimizado.
- 15
- 20 A modo de ejemplo de la presente invención, la vista esquemática de la Figura 51 muestra una pantalla 5100 de interfaz de operador para controlar el procesamiento para proporcionar de datos de ortodoncia y para visualizar los resultados del procesamiento. Una porción 5110 de imagen proporciona una representación gráfica de los resultados escaneados reales (como en la Figura 50A), el posicionamiento mejorado (como en la Figura 50B), y los vectores  $V$  para el movimiento del diente propuesto (como en la Figura 46). Estos diferentes datos visualizados pueden superponerse, por ejemplo, o mostrarse por separado según como lo seleccione el operador utilizando los controles 5120. El operador también puede seleccionar diferentes cálculos y resultados dependiendo de las selecciones de variables, tales como para el tratamiento de una sola etapa o de múltiples etapas, como se describe con referencia a las Figuras 47 y 48.
- 25
- 30 Las realizaciones de la presente divulgación pueden generar información de vector y de posicionamiento adecuada para varios tipos de sistemas de fabricación de aparatos. El diagrama esquemático de la Figura 52 muestra un sistema 260 de fabricación ejemplar para formar un aparato de ortodoncia utilizando los procedimientos de optimización de la presente divulgación. Los datos de imagen de un aparato 270 de imágenes, tal como un aparato 100 de imágenes CBCT como se describe con referencia a la Figura 1, pueden proporcionarse como un archivo de datos o como datos transmitidos a través de una red 282 cableada o inalámbrica, tal como una red Ethernet con conectividad a Internet.
- 35
- 40 La red 282 puede utilizarse para transferir estos datos de imagen en 3D a una memoria 284 o almacenamiento en un servidor o estación 280 de trabajo en red. Las indicaciones clínicas y los parámetros relacionados del paciente pueden introducirse o asociarse de otro modo a los datos 3D a través de la estación 280 de trabajo. Un procedimiento automatizado o parcialmente automatizado puede entonces ejecutarse en la estación 280 de trabajo, generando un diseño de aparato formando un archivo 288 de impresión u otra estructura de datos que soporte la fabricación del aparato. El archivo 288 de impresión u otras instrucciones de fabricación pueden ir a un aparato 290 de fabricación, el cual también está en comunicación de señales con la red 282.
- El procedimiento de fabricación de la Figura 52 puede ser altamente automatizado o parcialmente automatizado, o puede ser un procedimiento de fabricación manual que utilice los datos de vector proporcionados por el sistema. De acuerdo con una realización de la presente divulgación, el aparato 290 de fabricación es una impresora en 3D en red que puede utilizarse para generar diversas disposiciones de alineador u otro aparato. El operador o profesional de la estación 280 de trabajo puede proporcionar diversas funciones de control y comandos para el funcionamiento de la impresora en 3D utilizando las herramientas de análisis biométrico descritas en la presente memoria. Otros tipos de aparatos de fabricación 290 pueden requerir una configuración o control adicional y pueden requerir una interacción más extensa del operador o la entrada del profesional con el fin de aplicar los resultados del análisis biométrico.
- 45
- 50 El diagrama de flujo de la Figura 53 muestra una secuencia para aplicar los resultados de la optimización de ortodoncia a la tarea de diseño y fabricación del aparato. Una etapa S5310 de adquisición de biometría obtiene los datos de biometría descritos anteriormente para caracterizar la geometría cefalométrica de interés para el tratamiento de ortodoncia. A continuación, una etapa S5320 de procesamiento biométrico realiza el procesamiento de los datos cefalométricos, generando el tipo de datos que describen una o más anomalías dentales/maxilofaciales que se muestran en los ejemplos de las Figuras 31A-32D. A continuación, una etapa S5330 de generación de vectores genera datos correctivos que dictan vectores de movimiento deseados para dientes individuales, como se describió con
- 55

referencia a la Figura 51. Los datos correctivos pueden generarse utilizando, por ejemplo, el procesador inverso de IA descrito anteriormente. Esta información correctiva puede integrarse con un plan de tratamiento en una etapa S5340 de generación de plan de tratamiento. Una etapa S5350 de entrada del operador puede proporcionar datos adicionales que se utilizan para soportar una etapa S5360 de procesamiento de diseño, el cual puede ser totalmente automatizado, parcialmente automatizado, o predominantemente manual. La salida de la etapa S5360 de procesamiento de diseño, tal como un archivo 288 de impresión o un flujo de datos de diseño, va a una etapa S5370 de fabricación, ejecutada por un sistema de fabricación, tal como una impresora en 3D u otro dispositivo para la fabricación de aparatos.

De acuerdo con una realización de la presente divulgación, la etapa S5360 de procesamiento de diseño traduce los datos de vector de movimiento generados automáticamente para el plan de tratamiento en datos de diseño que soportan la fabricación automatizada de un aparato dental adecuado. Como salida, la etapa S5360 de procesamiento de diseño puede generar un archivo o flujo de datos adecuado para la impresión en 3D, tal como un archivo en formato .STL (Lenguaje de Triangulación Estándar), comúnmente utilizado con impresoras en 3D, o un archivo en formato.OBJ que representa geometría en 3D. Otros tipos de datos de archivos de impresión pueden estar en un formato propietario, tal como el formato X3G o FBX.

Los sistemas de fabricación automatizada pueden ser aditivos, tales como los aparatos de impresión en 3D que utilizan estereolitografía (SLA) u otro procedimiento aditivo que genera un objeto o forma depositando pequeñas cantidades de material sobre una estructura base. Algunos procedimientos alternativos para la fabricación aditiva incluyen el modelado por deposición fundida, que aplica material en un estado líquido y permite que el material se endurezca, y el sinterizado selectivo por láser, que utiliza una energía radiante focalizada para sinterizar partículas de metal, cerámica, o polímero para formar una estructura. Alternativamente, los dispositivos automatizados de fabricación pueden ser sustractivos, tales como el uso de un dispositivo de control numérico computarizado (CNC) para mecanizar un aparato a partir de un bloque de un material adecuado.

La interacción del usuario puede ser empleada como parte del procedimiento de fabricación, tal como para verificar y confirmar resultados generados y visualizados automáticamente, o para modificar resultados generados a discreción del profesional. Por lo tanto, por ejemplo, el operador puede aceptar determinada guía del sistema automatizado, pero aún puede alterar los datos del vector de movimiento generados de acuerdo con las necesidades particulares del paciente. Alternativamente, un operador en una estación de trabajo de diseño puede introducir y manipular los datos de diseño para generar un diseño de aparato personalizado para el paciente.

En la presente memoria, se describe un procedimiento ejecutado por ordenador que amplía y mejora el análisis cefalométrico 3D de la asimetría maxilofacial de un paciente para proporcionar una evaluación de ortodoncia y una guía para el tratamiento posterior, incluida la fabricación de aparatos dentales adecuados utilizando procedimientos manuales o automatizados.

De acuerdo con las realizaciones ejemplares de la presente memoria, un programa de ordenador puede utilizar instrucciones almacenadas que realizan análisis biométricos en 3D sobre datos de imagen a los que se accede desde una memoria electrónica. Como pueden observar los expertos en la técnica de procesamiento de imágenes, un programa de ordenador para operar el sistema de imágenes y la sonda y la adquisición de datos de imagen en las realizaciones ejemplares de la solicitud puede ser utilizado por un sistema informático adecuado, de propósito general que opera como procesador lógico de control como se describe en la presente memoria, tal como un ordenador personal o estación de trabajo. Sin embargo, pueden utilizarse muchos otros tipos de sistemas informáticos para ejecutar el programa de ordenador de la presente invención, incluida una disposición de procesadores en red, por ejemplo. El programa de ordenador para realizar las realizaciones ejemplares del procedimiento puede almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador. Este medio puede incluir, por ejemplo; medios de almacenamiento magnético tal como un disco magnético tal como un disco duro o dispositivo extraíble o cinta magnética; medios de almacenamiento óptico como tales como un disco óptico, una cinta óptica, o codificación óptica legible por máquina; dispositivos de almacenamiento electrónico de estado sólido tales como la memoria de acceso aleatorio (RAM), o memoria de sólo lectura (ROM); o cualquier otro dispositivo físico o medio empleado para almacenar un programa de ordenador. Los programas de ordenador para realizar las realizaciones del procedimiento ejemplar también pueden almacenarse en un medio de almacenamiento legible por ordenador que esté conectado al procesador de imágenes a través de Internet u otra red o medio de comunicación. Los expertos en la técnica reconocerán fácilmente que el equivalente de un tal producto de programa de ordenador también puede construirse en hardware.

Cabe señalar que el término "memoria", equivalente a "memoria accesible por ordenador" en el contexto de la solicitud, puede referirse a cualquier tipo de espacio de trabajo de almacenamiento de datos temporal o más duradero utilizado para almacenar y operar con datos de imágenes y accesible a un sistema informático, incluida una base de datos, por ejemplo. La memoria podría ser no volátil, utilizando, por ejemplo, un medio de almacenamiento a largo plazo tal como el almacenamiento magnético u óptico. Alternativamente, la memoria podría ser de una naturaleza más volátil,

5 utilizando un circuito electrónico, tal como la memoria de acceso aleatorio (RAM) que se utiliza como un tampón temporal o espacio de trabajo por un microprocesador u otro dispositivo procesador de lógica de control. Los datos de visualización, por ejemplo, se almacenan típicamente en un tampón de almacenamiento temporal que está directamente asociado con un dispositivo de visualización y se actualiza periódicamente según sea necesario con el fin de proporcionar los datos visualizados. Este tampón de almacenamiento temporal también se considera un tipo de memoria, tal y como se utiliza el término en la solicitud. La memoria también se utiliza como espacio de trabajo de datos para ejecutar y almacenar los resultados intermedios y finales de los cálculos y otros procesamientos. La memoria accesible por ordenador puede ser volátil, no volátil, o una combinación híbrida de tipos volátil y no volátil.

10 Se entenderá que los productos de programa de ordenador de la aplicación pueden hacer uso de varios algoritmos y procedimientos de manipulación de imágenes que son bien conocidos. Aspectos adicionales de tales algoritmos y sistemas, y hardware y/o software para producir y procesar de otro modo las imágenes o cooperar con las realizaciones ejemplares del producto de programa de ordenador de la aplicación, no se muestran o describen específicamente en la presente memoria y pueden seleccionarse a partir de tales algoritmos, sistemas, hardware, componentes y elementos conocidos en la técnica.

15 El término "al menos uno de" se utiliza para significar que pueden seleccionarse uno o más de los elementos listados. El término "aproximadamente" indica que el valor listado puede alterarse en cierta medida, siempre que la alteración no provoque la no conformidad del procedimiento o la estructura con la realización ilustrada. Por último, "ejemplar" indica que la descripción se utiliza como ejemplo, en lugar de implicar que se trata de un ideal.

El verdadero ámbito de la invención está definido por las siguientes reivindicaciones.

20

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para la planificación del tratamiento de ortodoncia, ejecutado al menos en parte por un aparato de ordenador, que comprende:
- 5 (a) adquirir (200) datos tridimensionales a partir de escaneo de la anatomía maxilofacial y dental de un paciente;
- (b) calcular una pluralidad de valores cefalométricos a partir de los datos tridimensionales adquiridos;
- (c) procesar los valores cefalométricos calculados y generar métricas indicativas del posicionamiento inicial del diente a lo largo de un arco dental del paciente;
- 10 (d) generar métricas indicativas de la posición corregida del diente de acuerdo con una forma de arco dental deseada;
- (e) analizar las métricas generadas en las etapas (c) y (d) para calcular los vectores (V) de movimiento deseados para dientes individuales dentro del arco dental; y
- (f) visualizar las métricas generadas tanto para la posición inicial y corregida del diente como los vectores (V)
- 15 de movimiento deseados calculados a lo largo del arco dental.
2. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además almacenar y/o transmitir las métricas generadas tanto para el posicionamiento inicial y corregido del diente como para los vectores (V) de movimiento deseados calculados.
- 20 3. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, que comprende además descomponer los vectores (V) de movimiento deseados calculados a lo largo de direcciones tangenciales y normales ortogonales y visualizar datos vectoriales indicativos de la descomposición.
- 25 4. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, en el que la adquisición de datos tridimensionales comprende adquirir datos a partir de un sistema de tomografía computarizada de haz cónico y/o un escáner óptico intraoral.
5. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, que comprende además fabricar uno o más aparatos de ortodoncia de acuerdo con los vectores (V) de movimiento deseados calculados.
- 30 6. El procedimiento de la reivindicación 5, en el que la transmisión de los vectores (V) de movimiento deseados calculados comprende la transmisión a un aparato de fabricación automatizado.
7. El procedimiento de la reivindicación 5, en el que la fabricación comprende aceptar comandos del operador relacionados con el movimiento deseado del diente.
- 35 8. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, en el que el procesamiento genera una forma de arco objetivo utilizando la anatomía del paciente y los datos de la población; y/o en el que el procesamiento especifica una forma de arco objetivo predeterminada de acuerdo con la anatomía del paciente y los datos de la población.
- 40 9. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, en el que los vectores de movimiento deseados muestran el reposicionamiento de los centros de inercia de los dientes para un tratamiento de ortodoncia que tiene una sola etapa; y/o en el que los vectores de movimiento deseados muestran el reposicionamiento de los centros de inercia de los dientes para una sola etapa de un tratamiento de ortodoncia que tiene una pluralidad de etapas.
- 45 10. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, en el que los vectores de movimiento calculados se proporcionan como un listado de valores de coordenadas.
- 50 11. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, en el que la visualización de los vectores de movimiento comprende además la visualización de los vectores superpuestos sobre un contorno en 2D de los dientes en el arco dental para el movimiento real o deseado del diente; y/o en el que la visualización de los vectores de movimiento comprende además la visualización de los vectores superpuestos sobre una representación en 3D de los dientes en alguna porción de un arco.
- 55 12. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, que comprende además generar un archivo de impresión en 3D de acuerdo con los vectores de movimiento calculados.
- 60 13. Un procedimiento para fabricar un dispositivo corrector posicional,

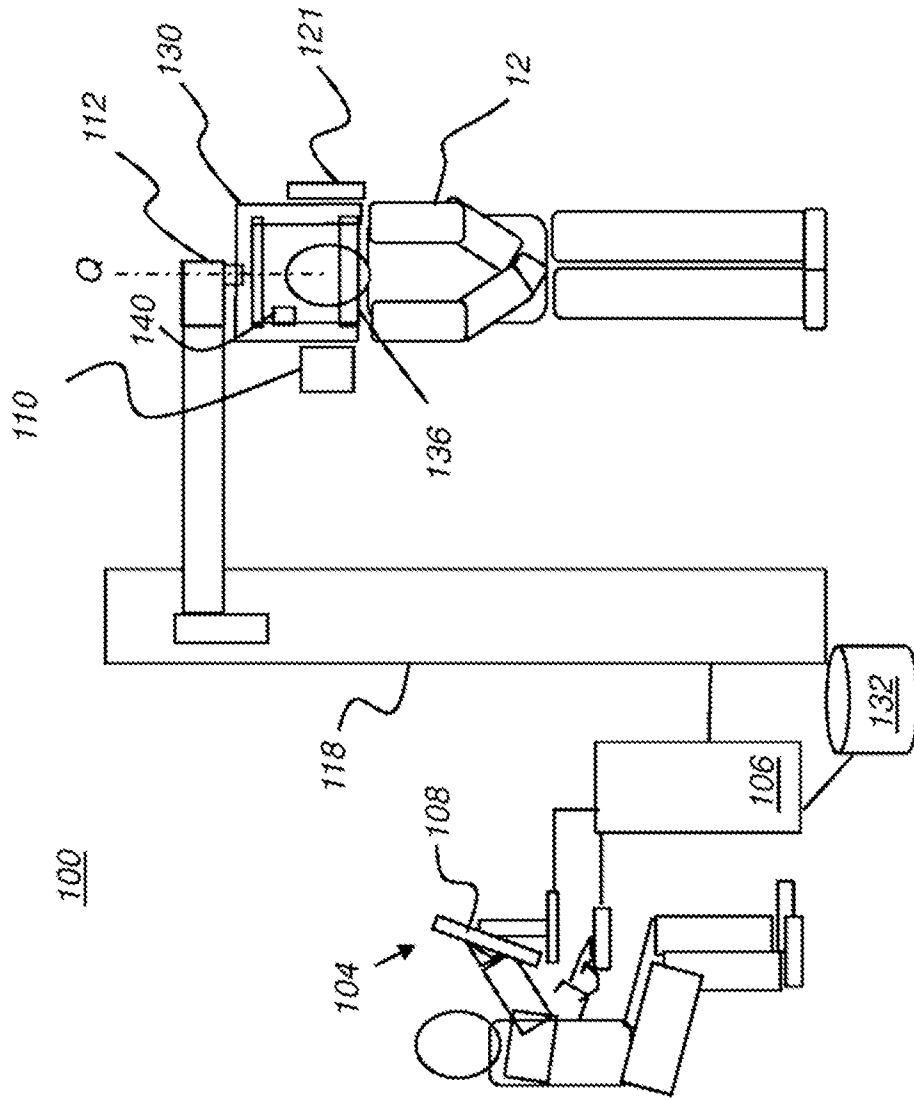
utilizando el procedimiento para la planificación del tratamiento de ortodoncia de una cualquiera de las reivindicaciones 1-12, de acuerdo con los vectores (V) de movimiento deseados calculados.

14. Un aparato para proporcionar guía para ortodoncia, comprendiendo el aparato:

- 5
- (a) un aparato (100; 270) de escaneo configurado para adquirir datos tridimensionales a partir de escaneo de la anatomía maxilofacial y dental de un paciente;
  - (b) un aparato (280) de ordenador programado con instrucciones para:
    - 10 (i) calcular una pluralidad de valores cefalométricos a partir de los datos tridimensionales adquiridos;
    - (ii) procesar los valores cefalométricos calculados y generar métricas indicativas del posicionamiento inicial del diente a lo largo de un arco dental del paciente;
    - (iii) generar métricas indicativas de la posición corregida del diente de acuerdo con una forma de arco dental deseada; y
    - 15 (iv) analizar las métricas generadas en (ii) y (iii) para calcular los vectores de movimiento deseados para los dientes individuales dentro del arco dental; y
  - (c) una pantalla (282) en comunicación de señales con el aparato (280) de ordenador configurada para visualizar las métricas generadas tanto para el posicionamiento inicial y corregido del diente como los vectores (V) de movimiento deseados calculados a lo largo del arco dental de forma superpuesta.
- 20

15. El aparato de la reivindicación 14, que comprende además un aparato (290) de fabricación para la fabricación automatizada de un aparato dental utilizando los vectores (V) de movimiento deseados calculados, en el que el aparato (290) de fabricación está en comunicación de señal con el aparato (280) de ordenador.

25



**FIG. 1**

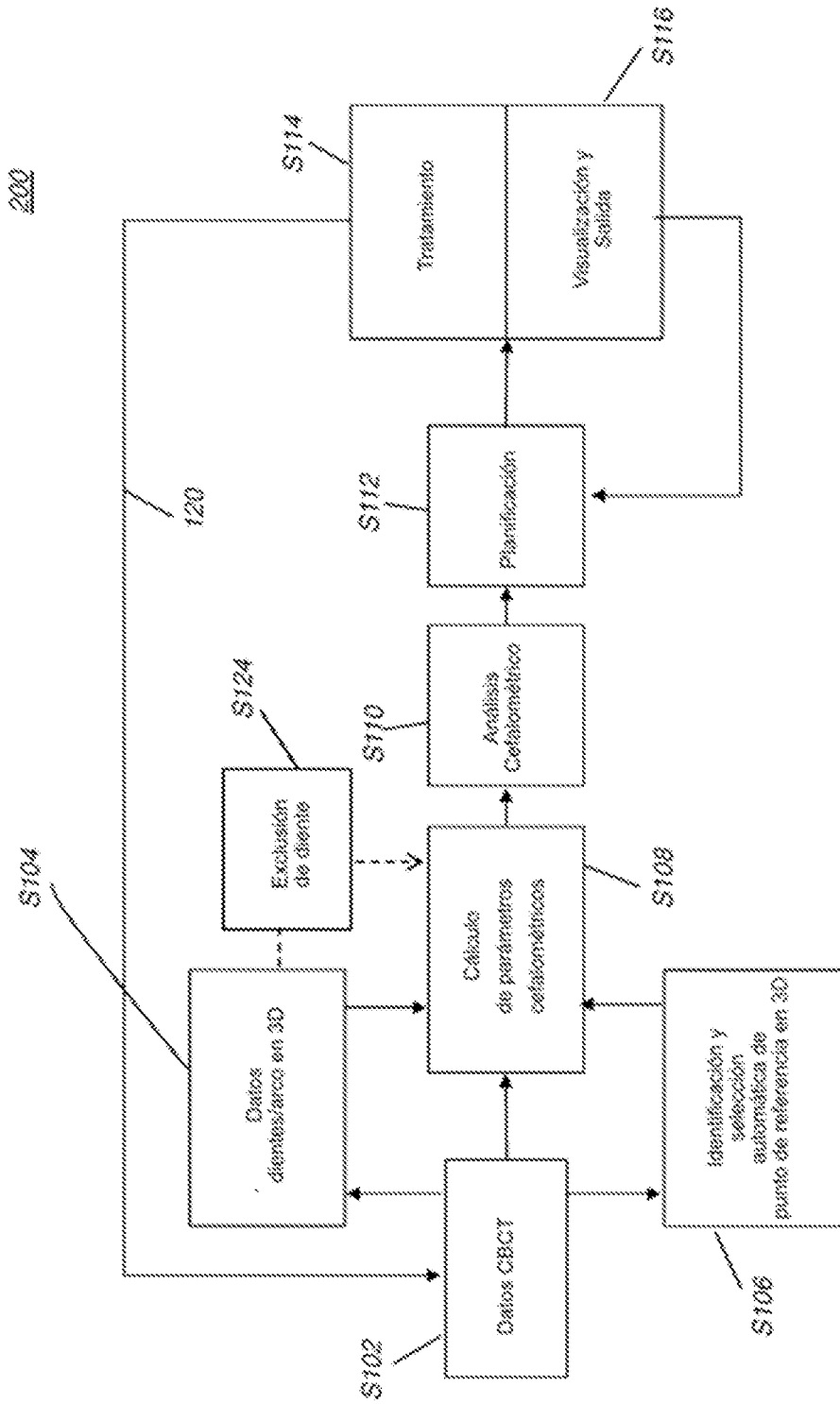


FIG. 2



FIG. 3

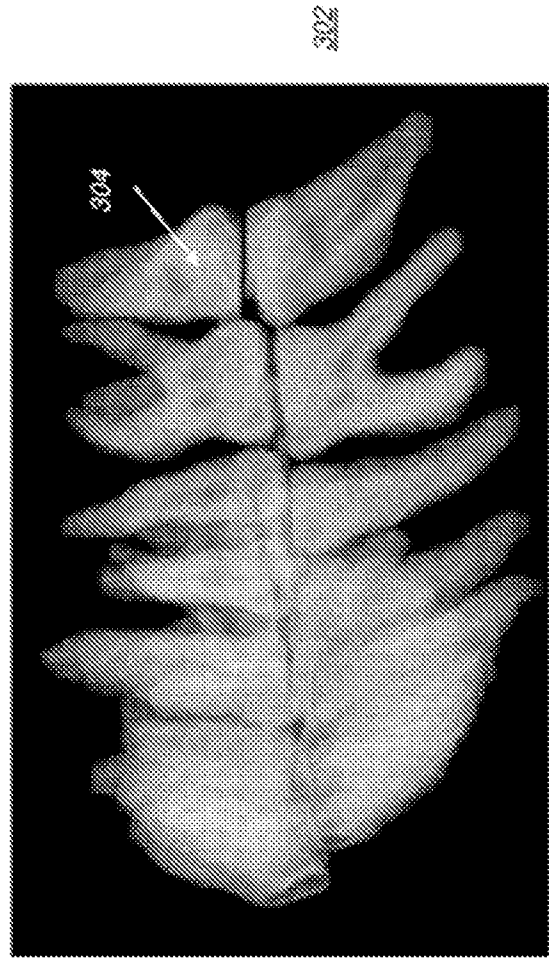


FIG. 4

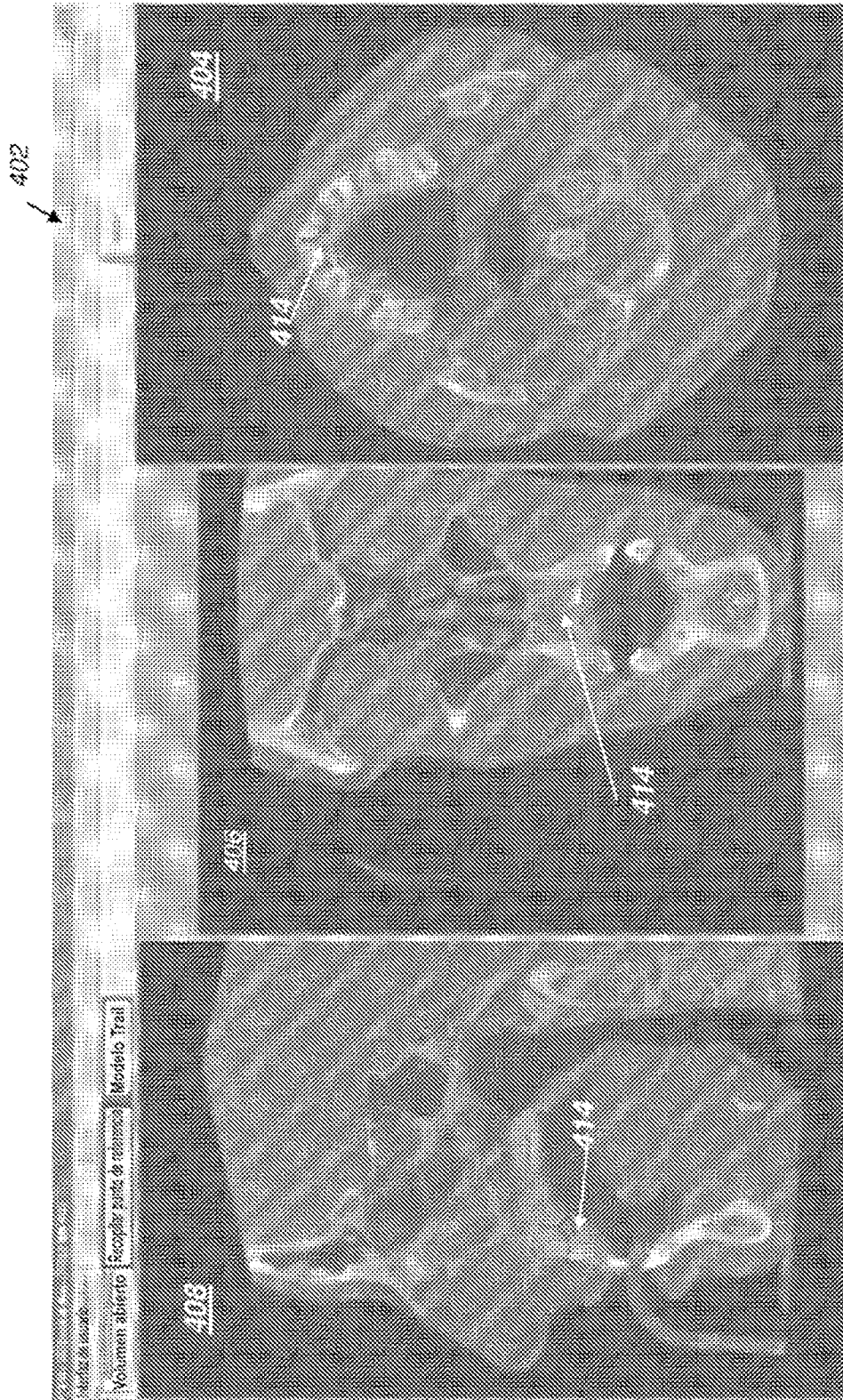
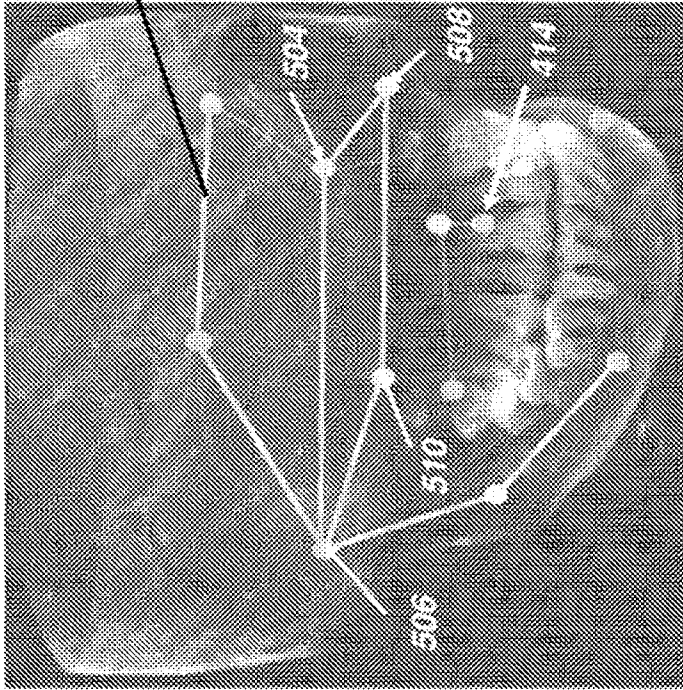
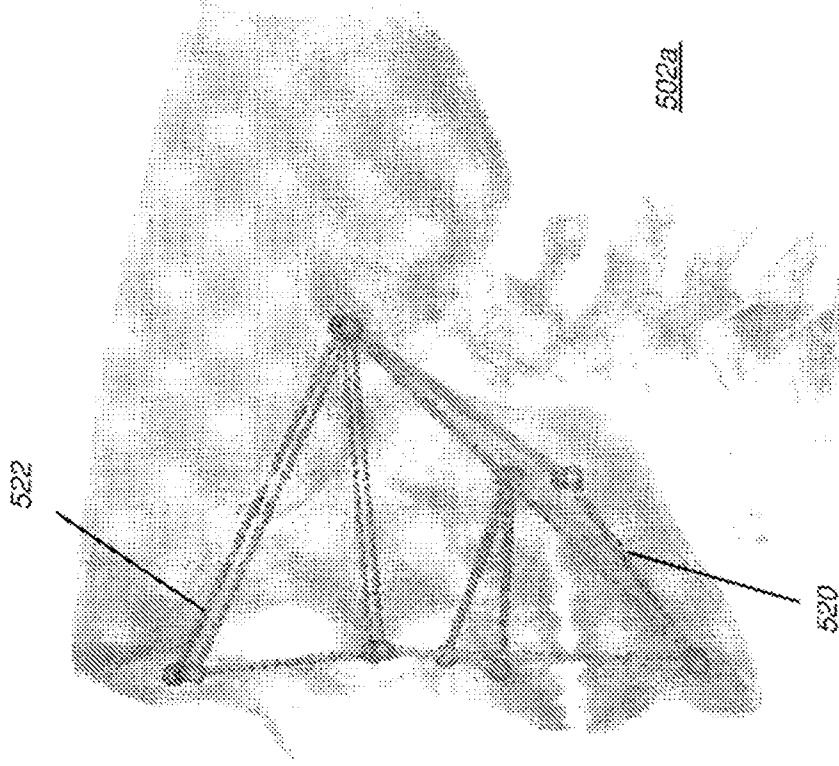


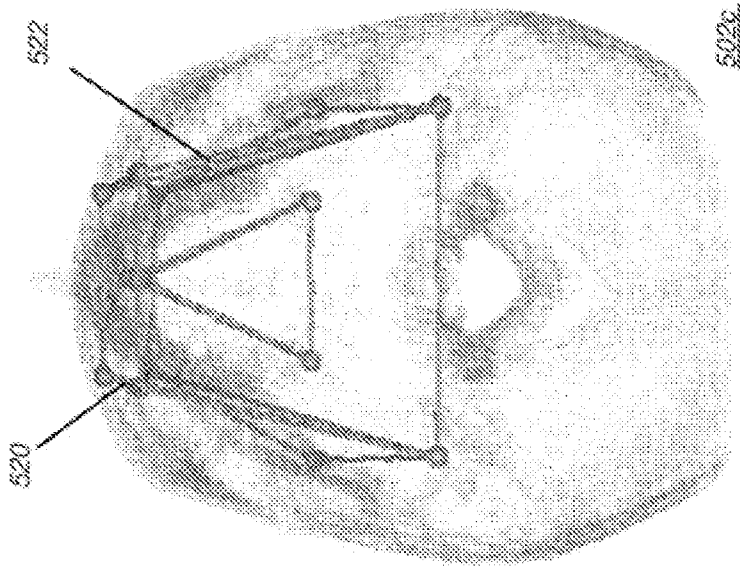
FIG. 5



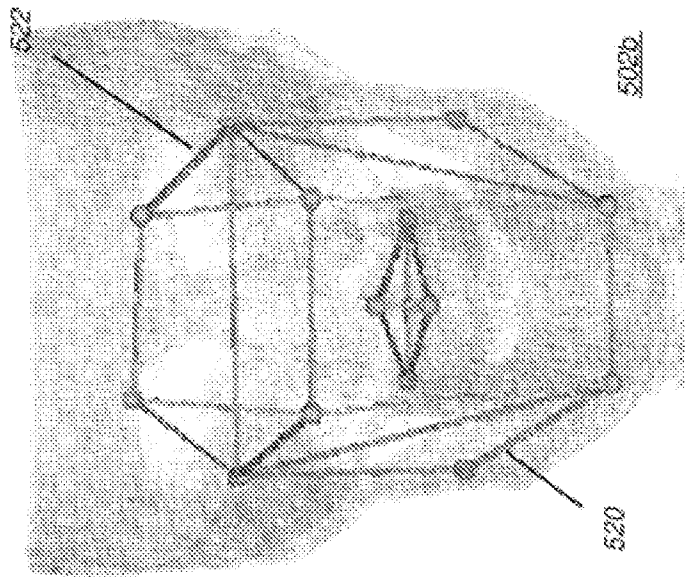
**FIG. 6**



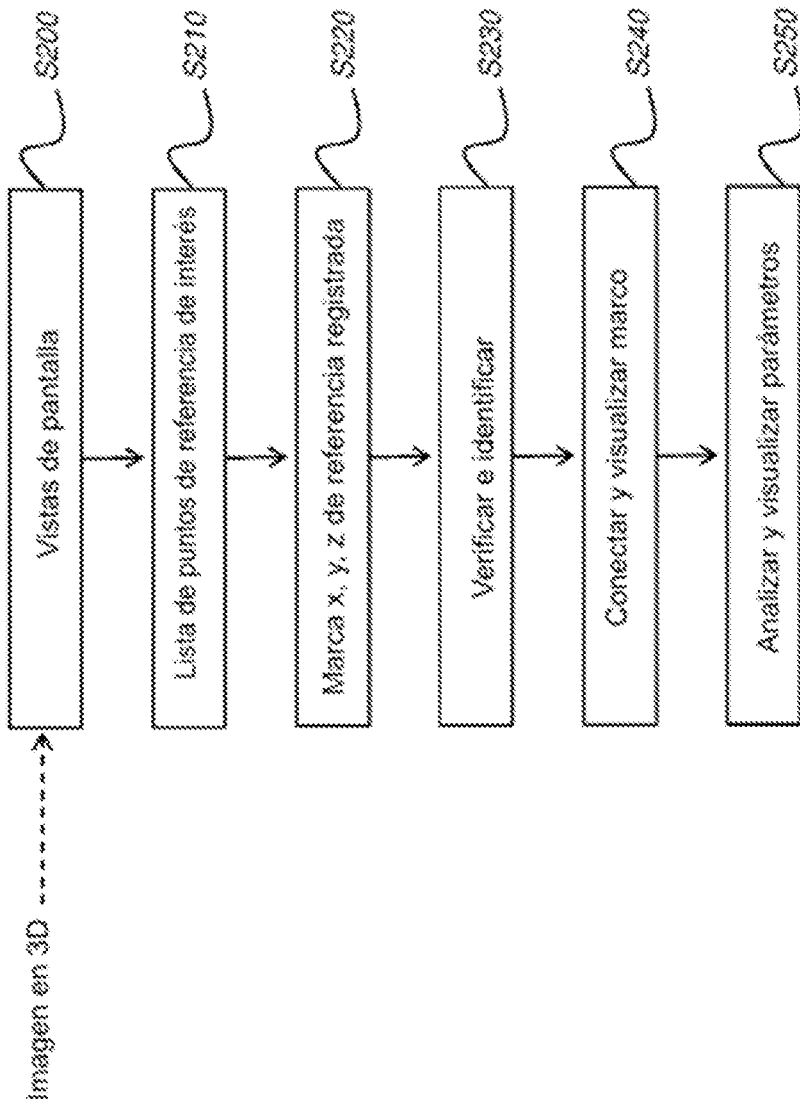
**FIG. 7A**



**FIG. 7C**



**FIG. 7B**



**FIG. 8**

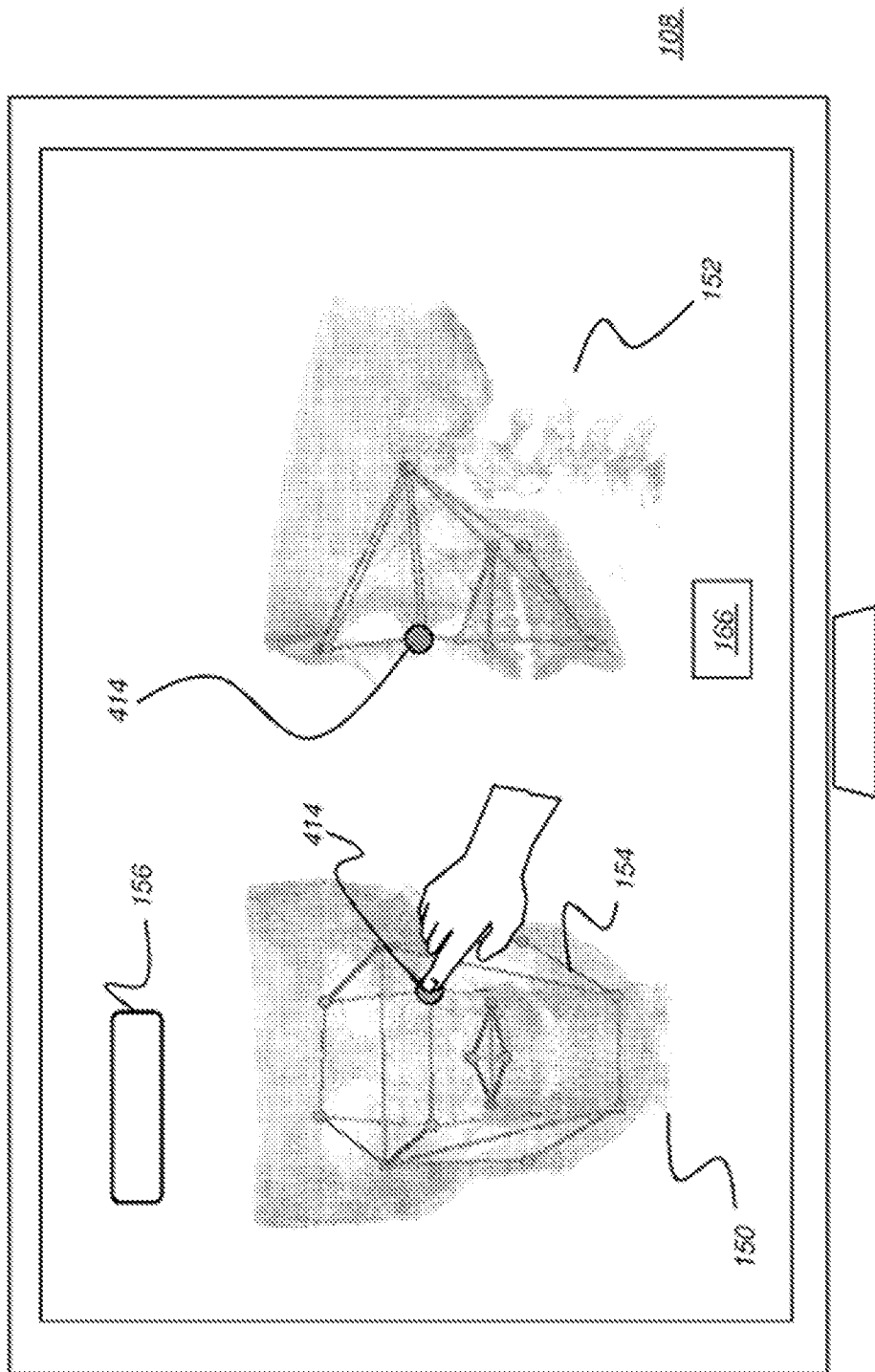


FIG. 9A

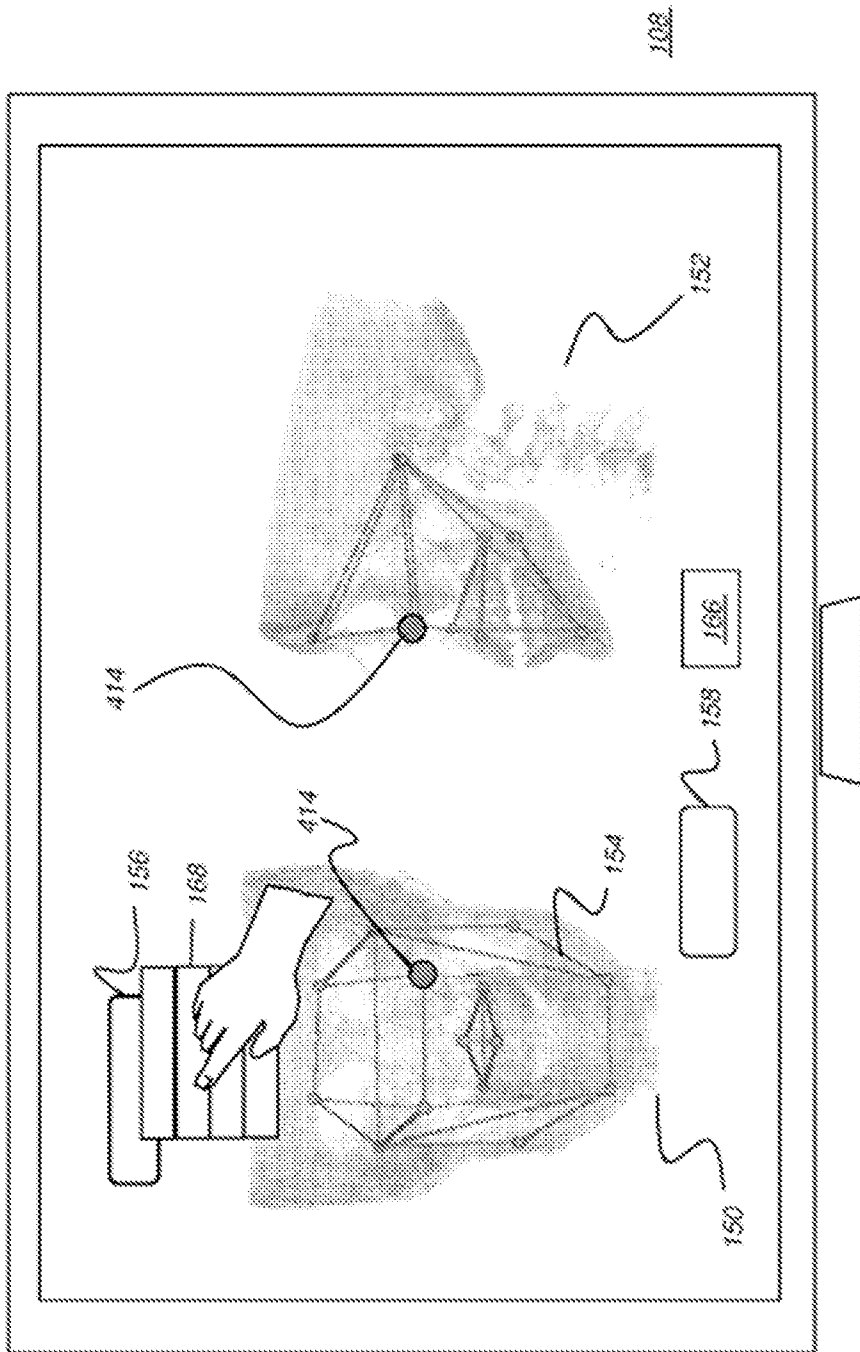


FIG. 9B

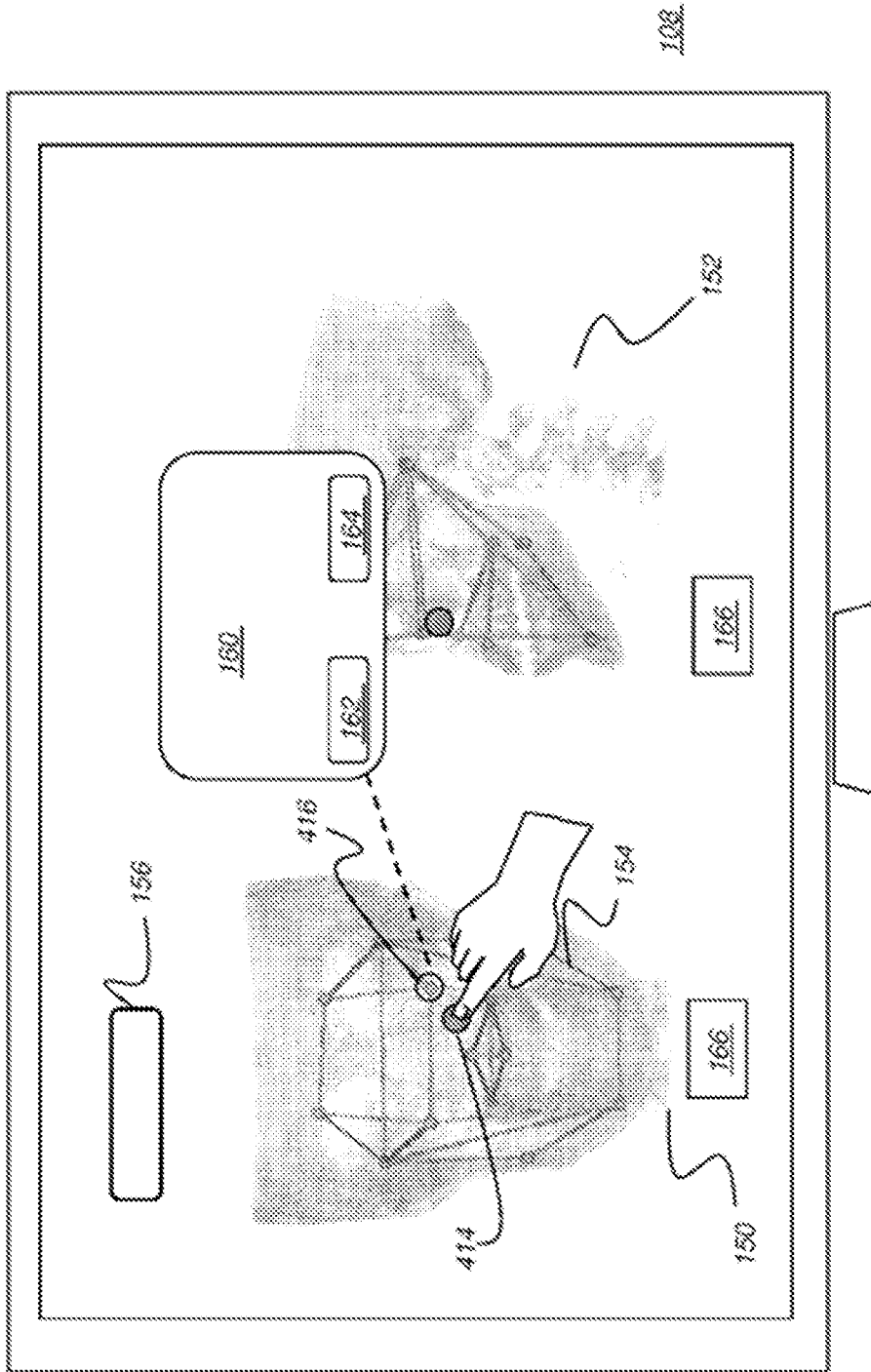
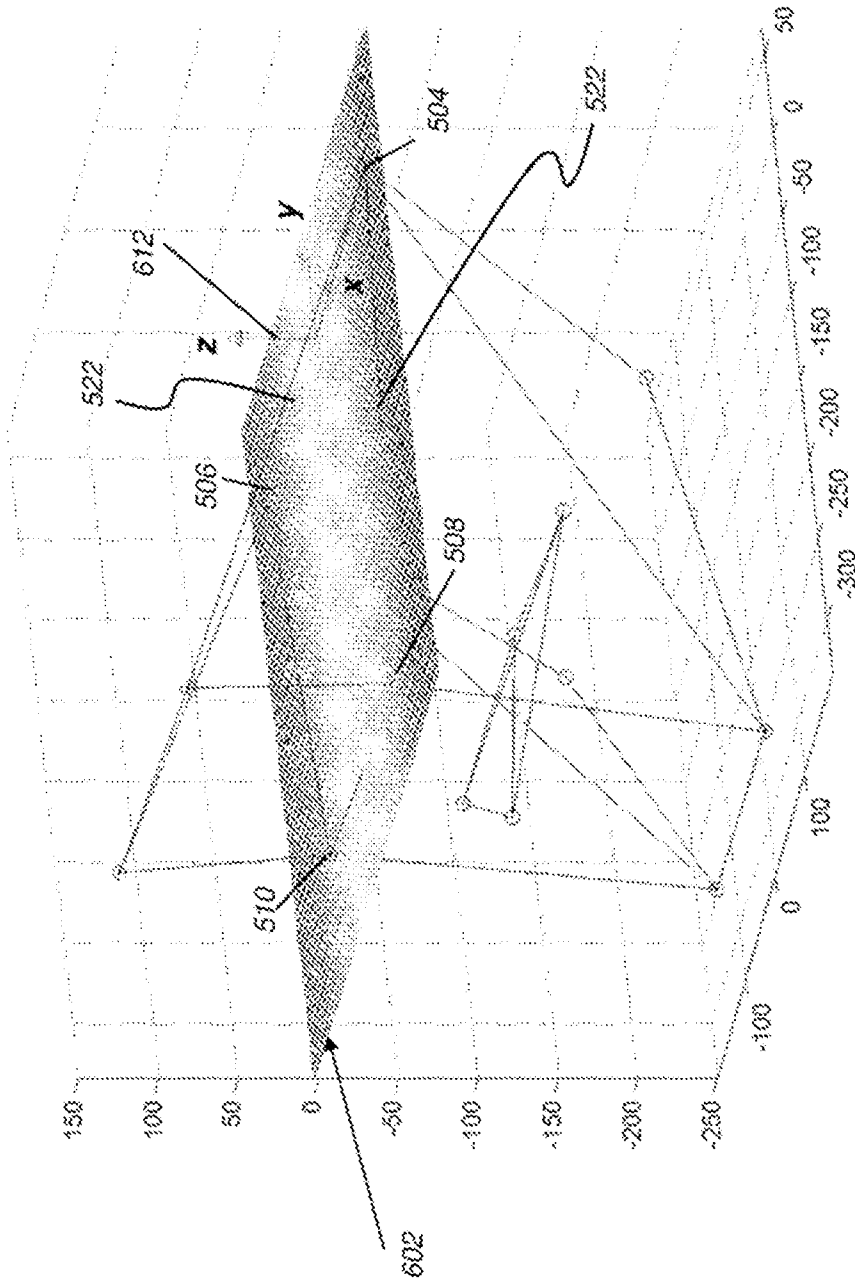
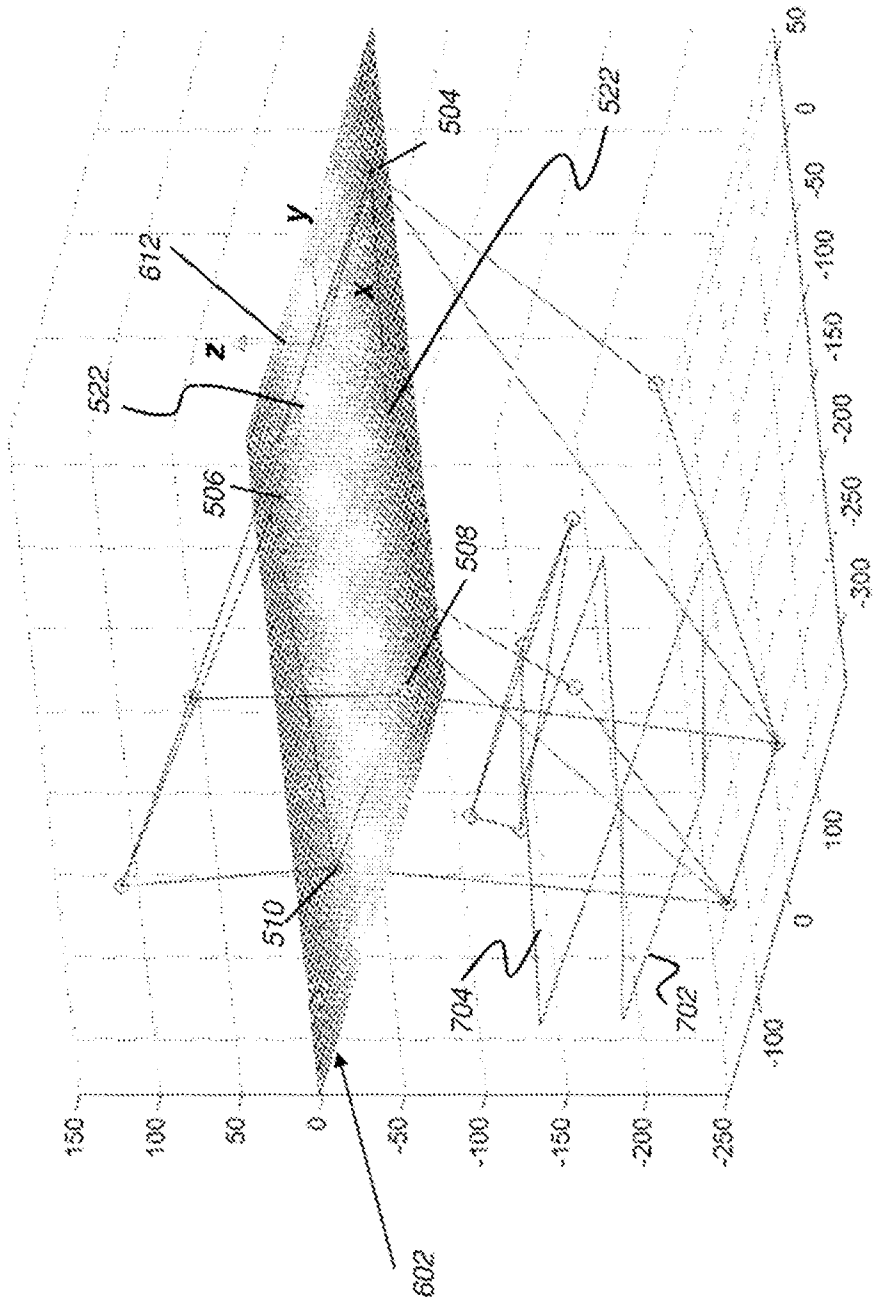


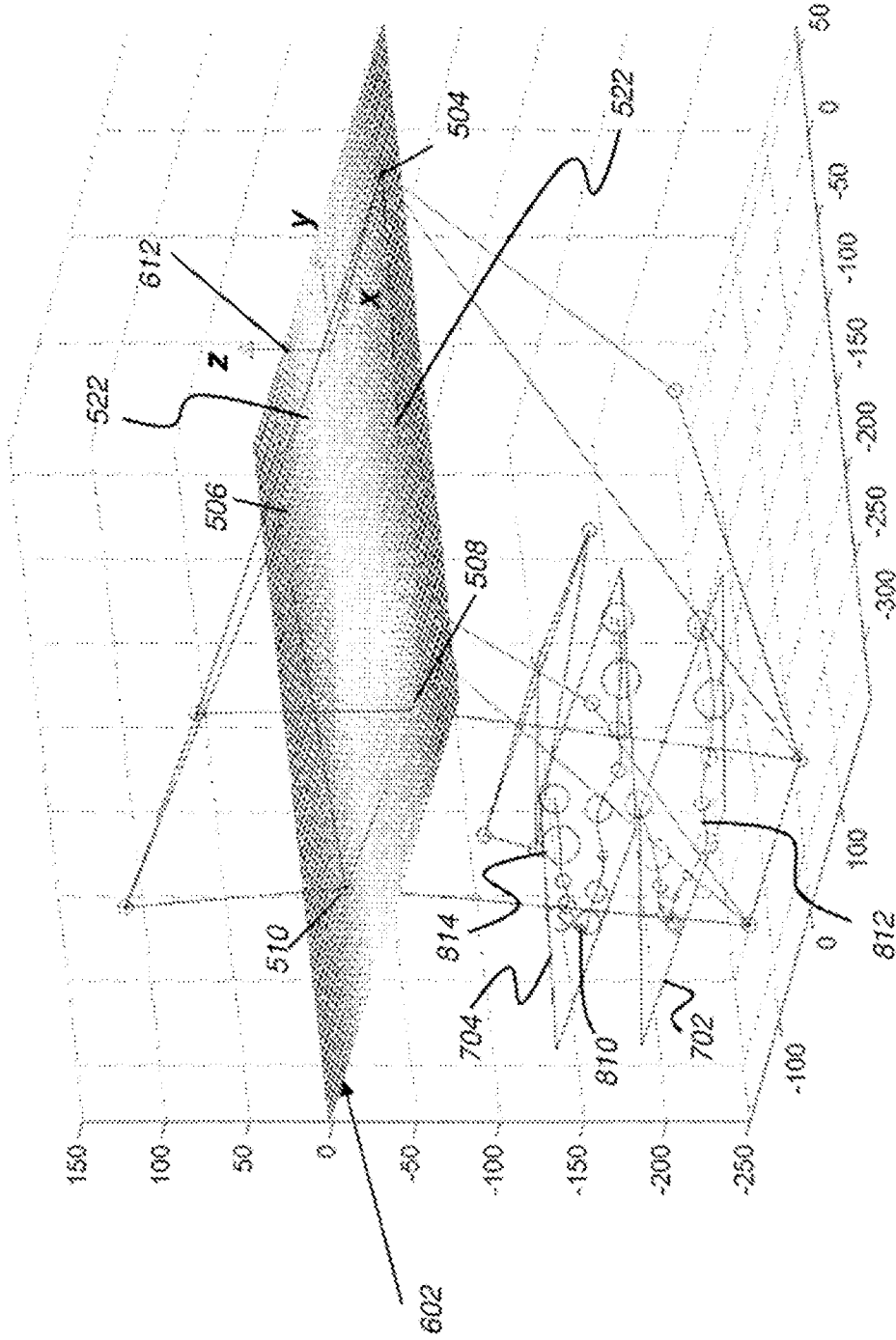
FIG. 9C



**FIG. 10A**



**FIG. 10B**



**FIG. 10C**

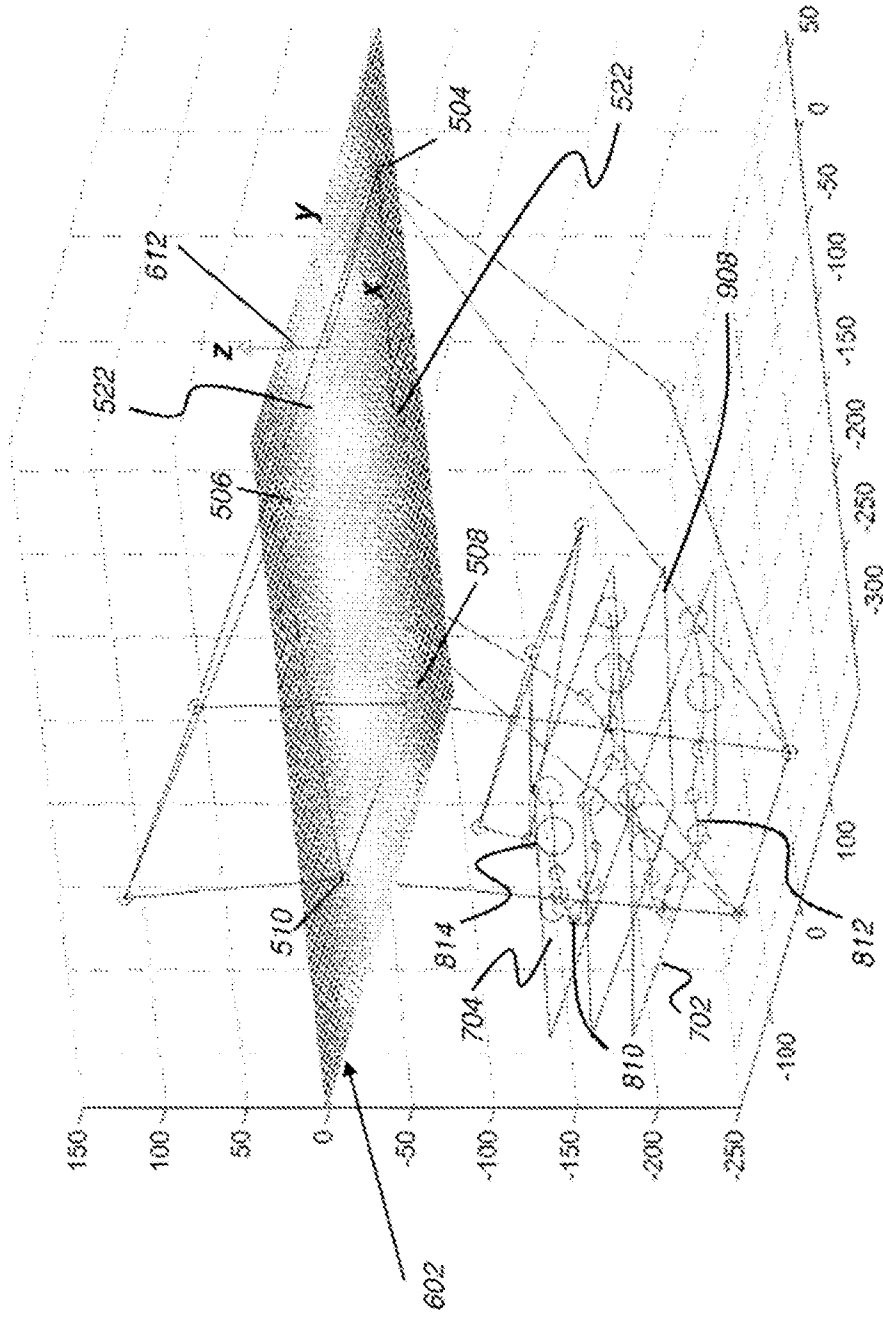


FIG. 10D

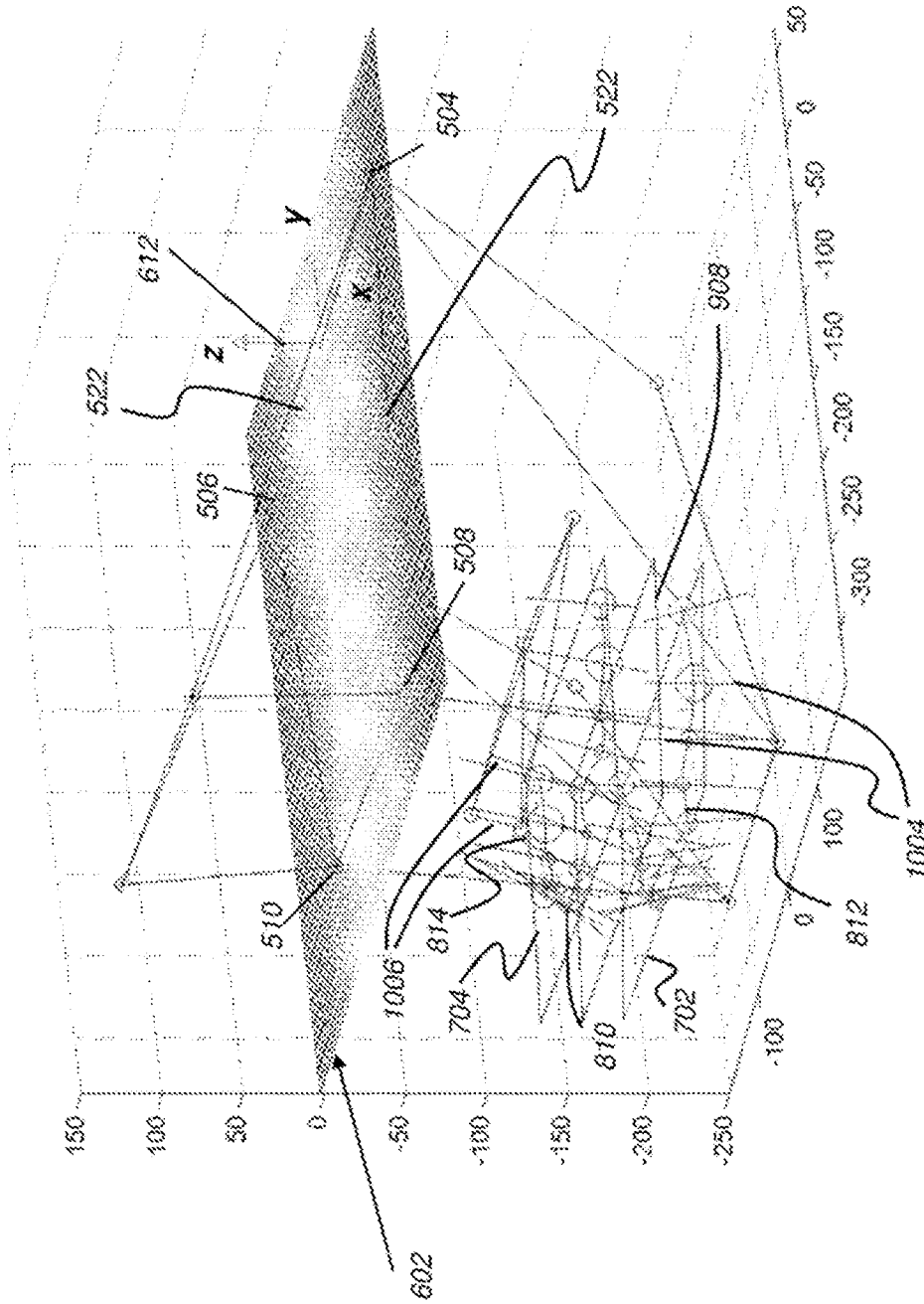
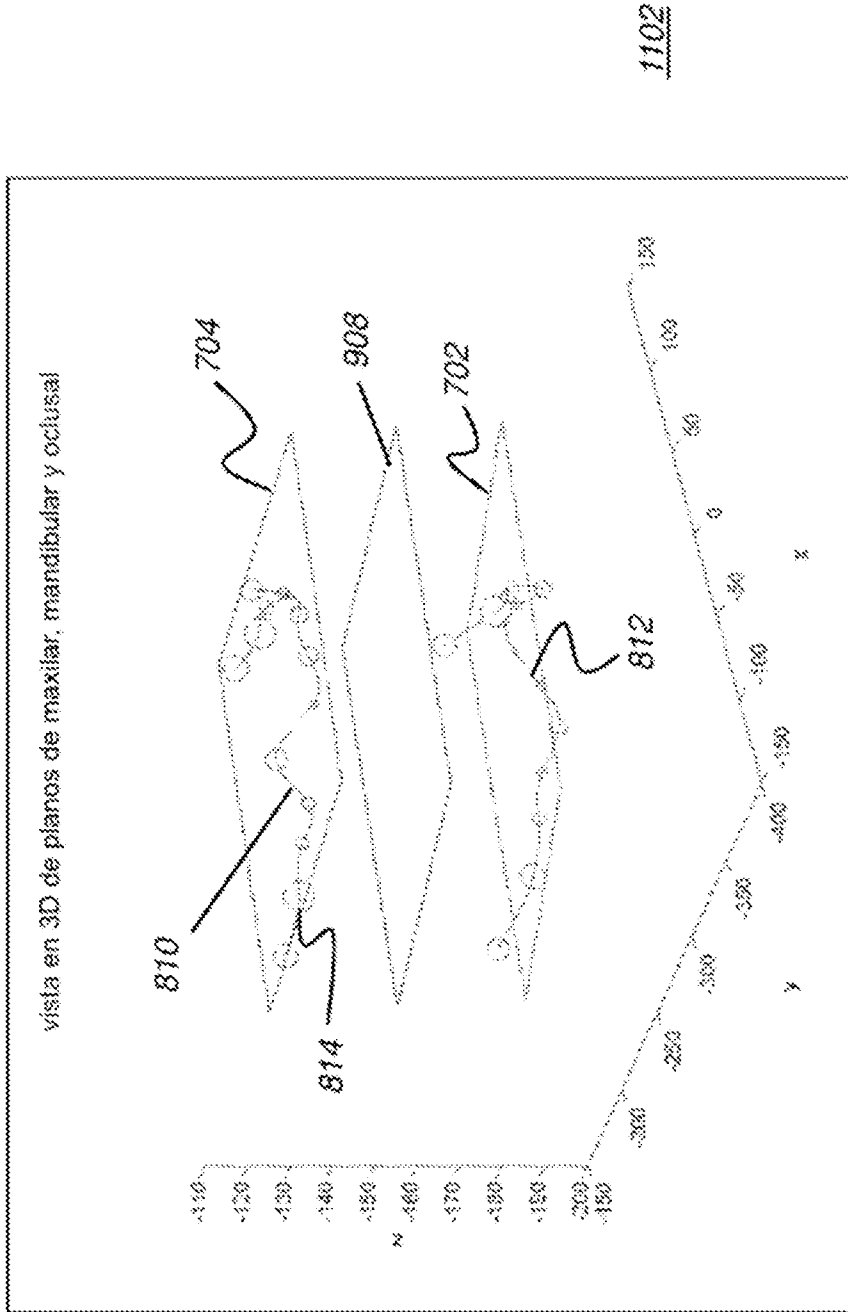


FIG. 10E



**FIG. 11**

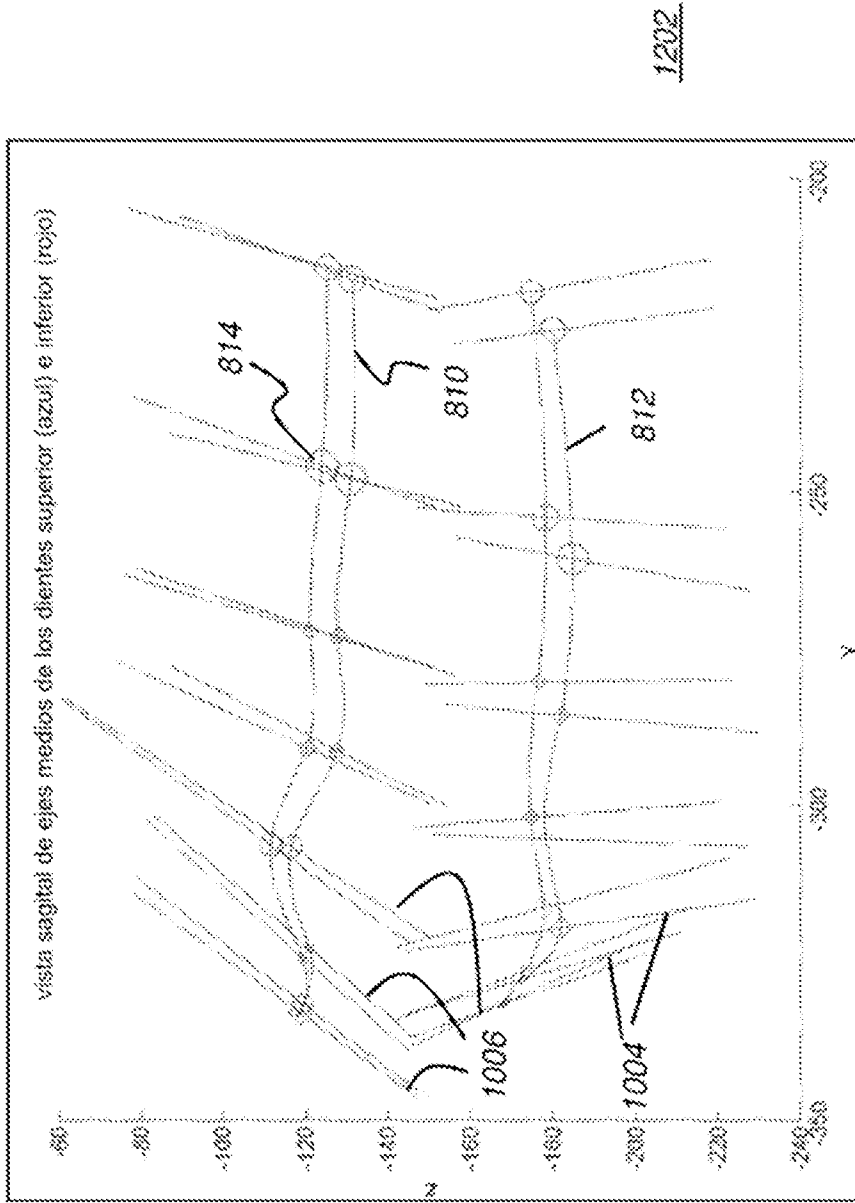
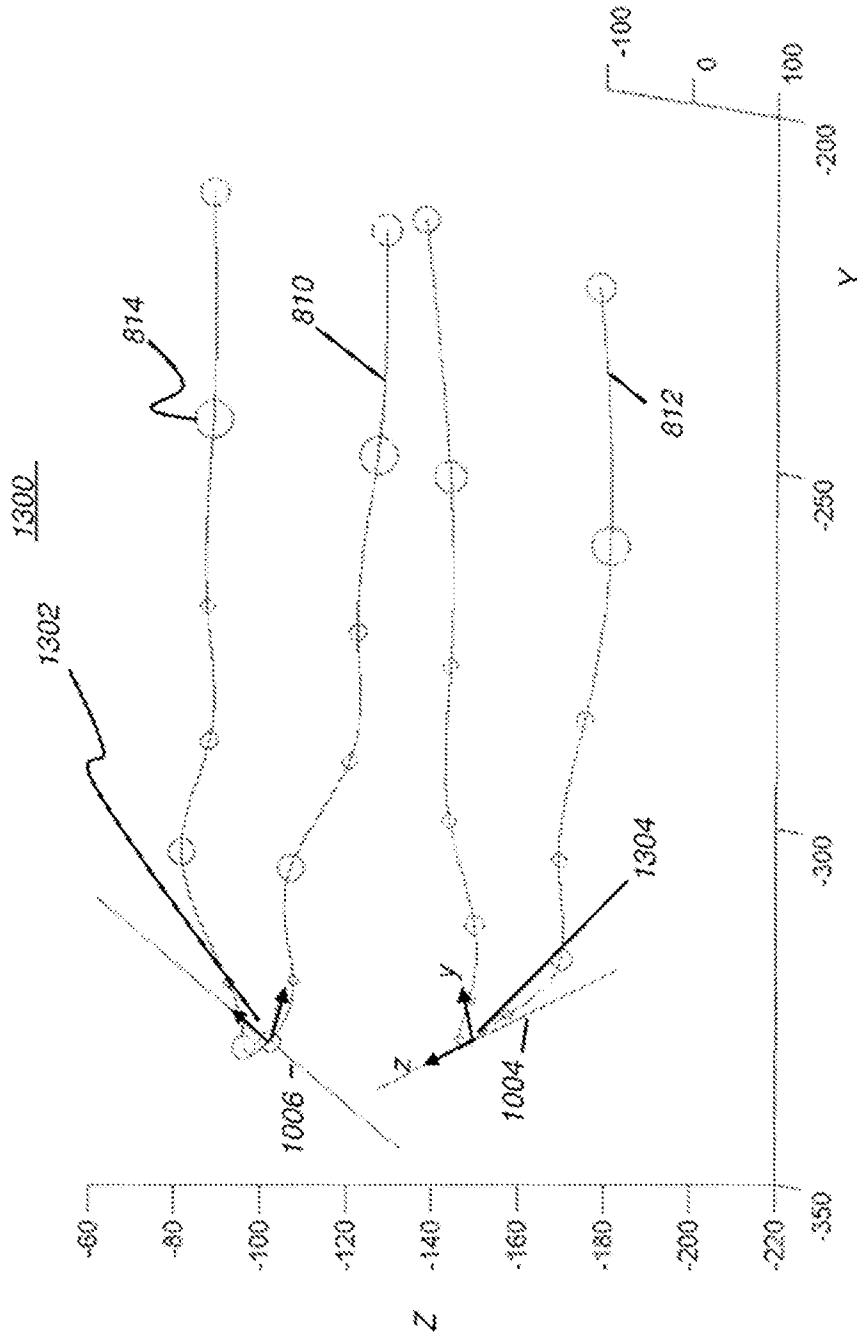


FIG. 12



**FIG. 13**

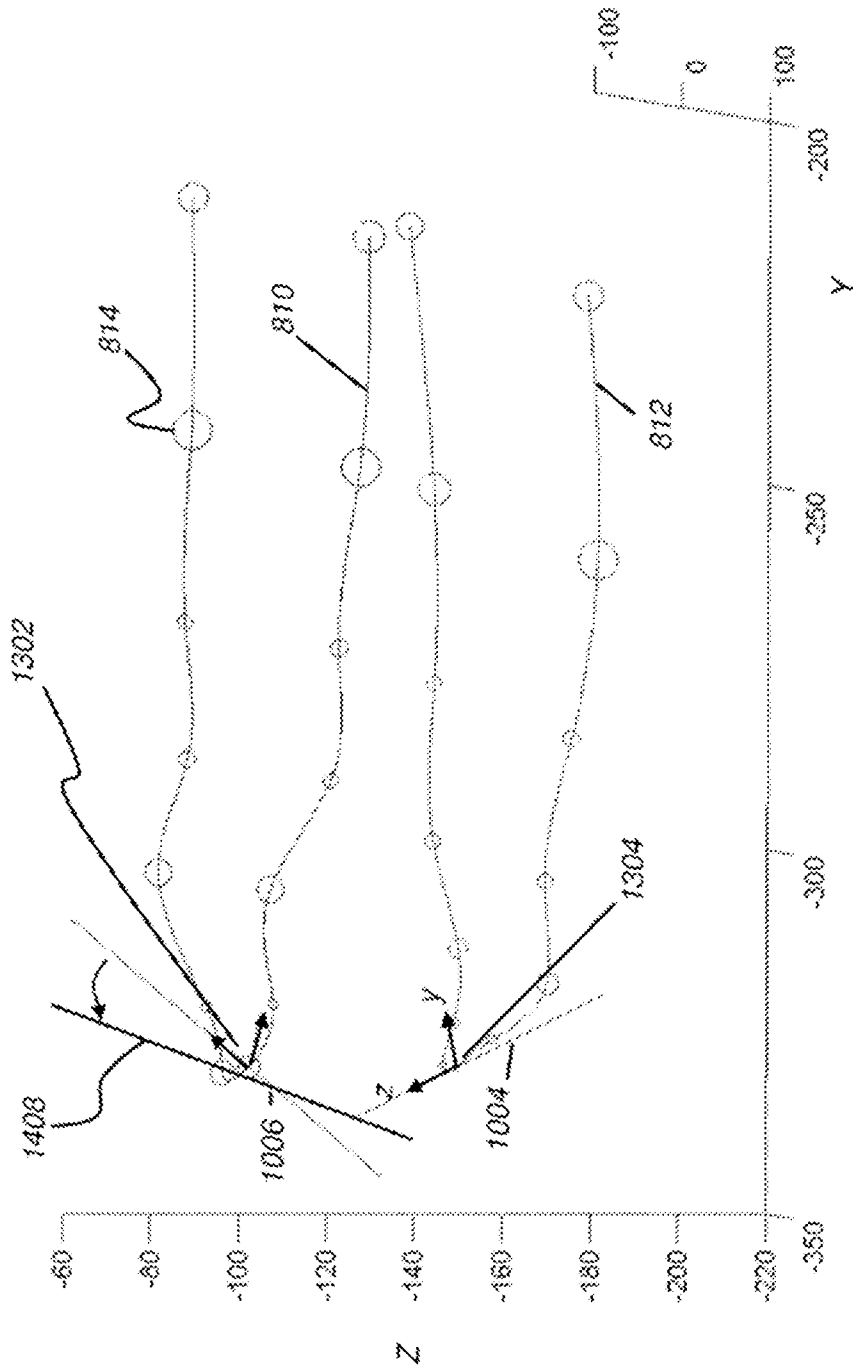
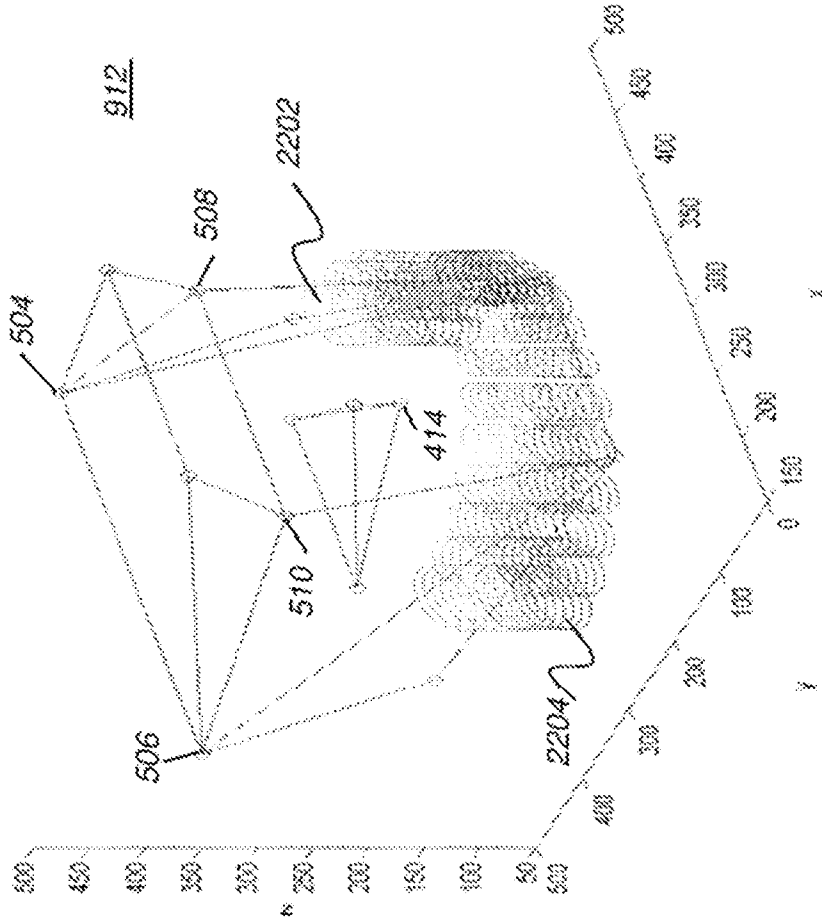
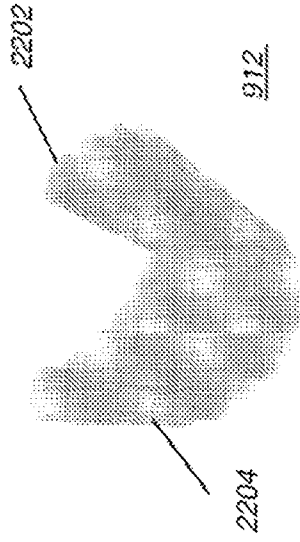


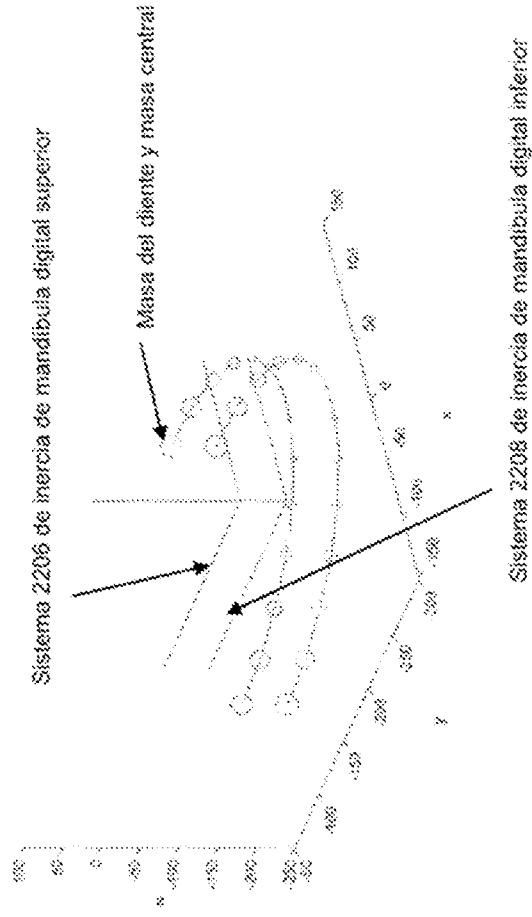
FIG. 14



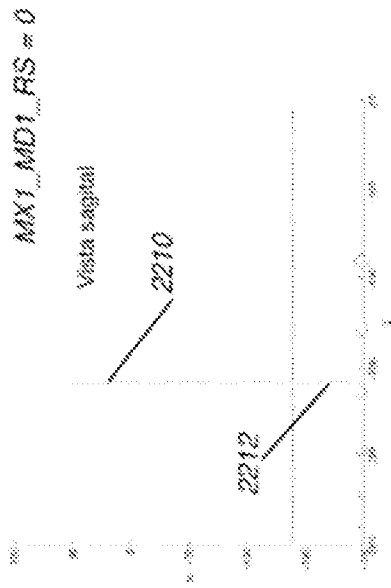
**FIG. 15**



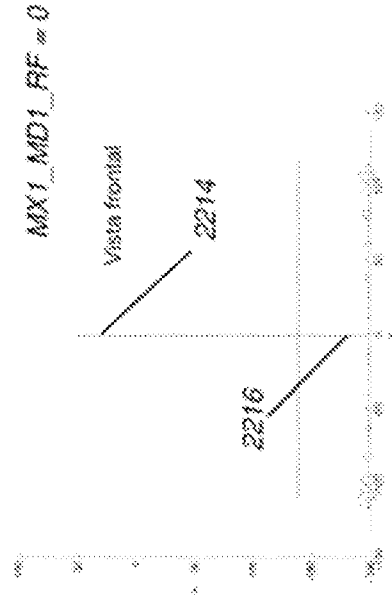
**FIG. 16A**



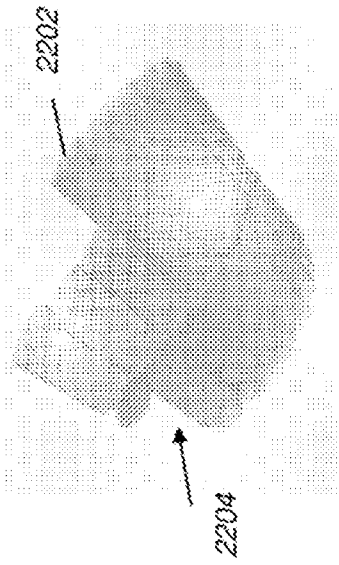
**FIG. 16B**



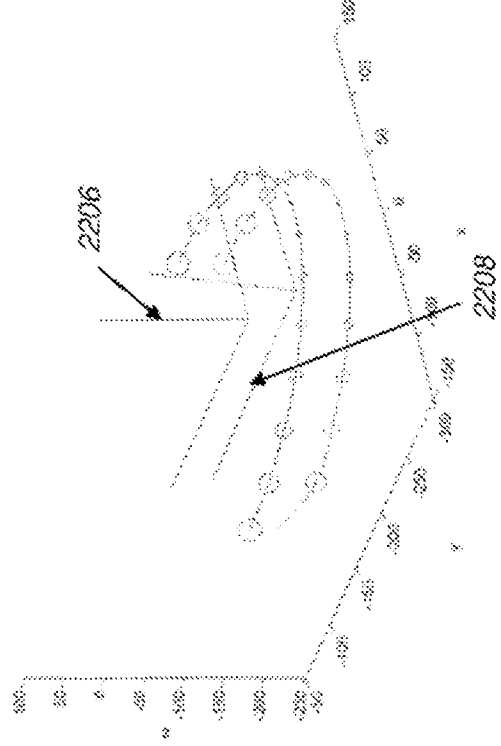
**FIG. 17A**



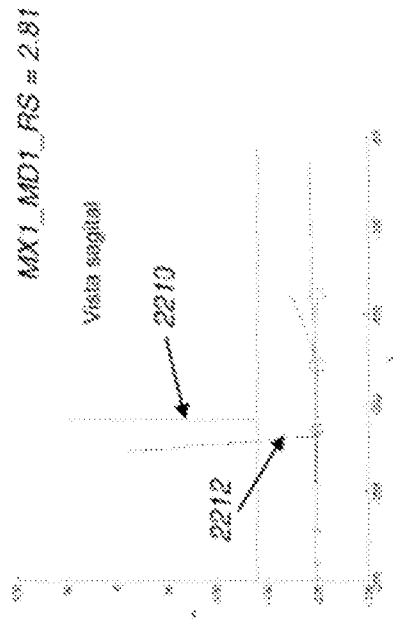
**FIG. 17B**



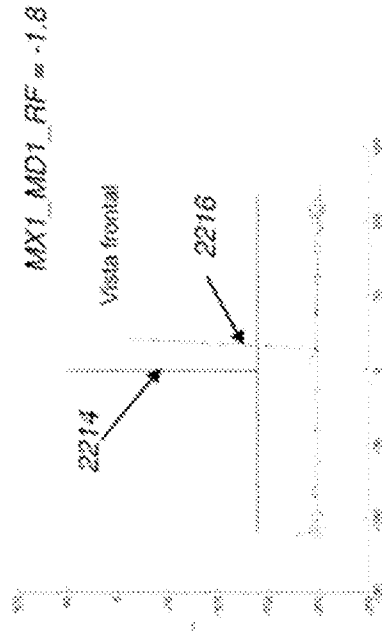
**FIG. 18A**



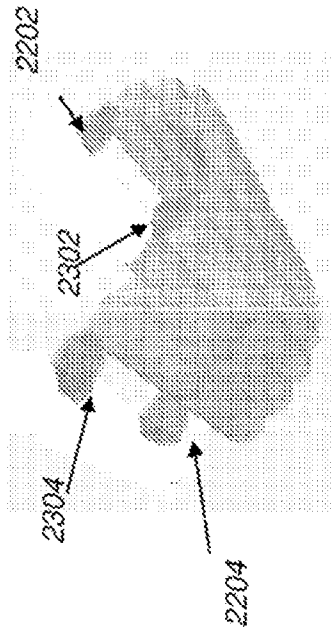
**FIG. 18B**



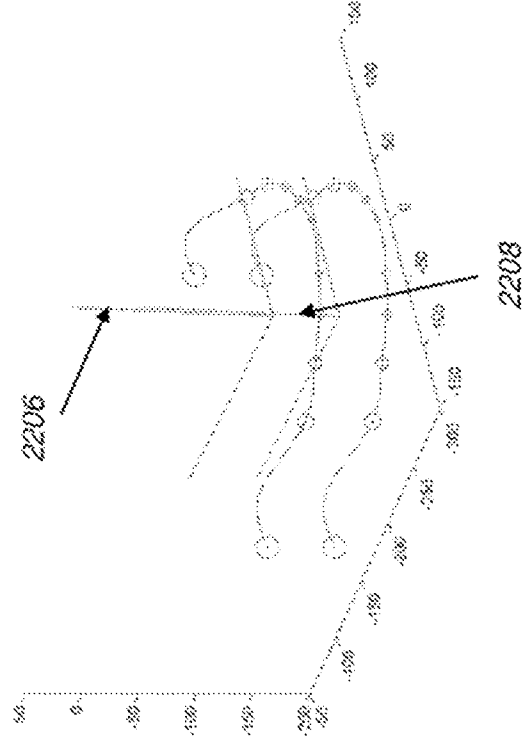
**FIG. 19A**



**FIG. 19B**

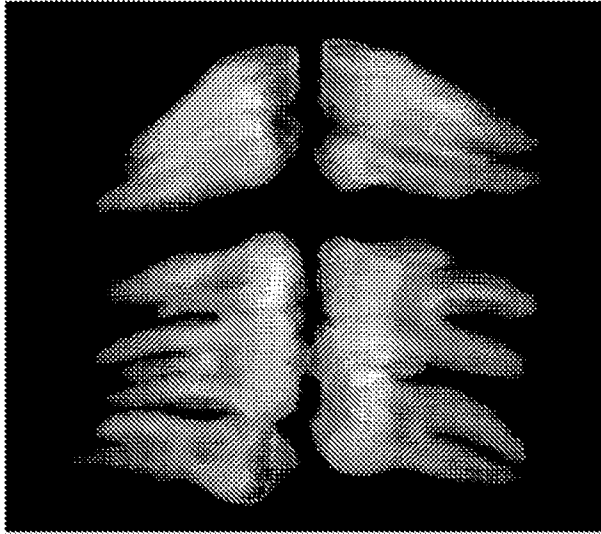


**FIG. 20A**



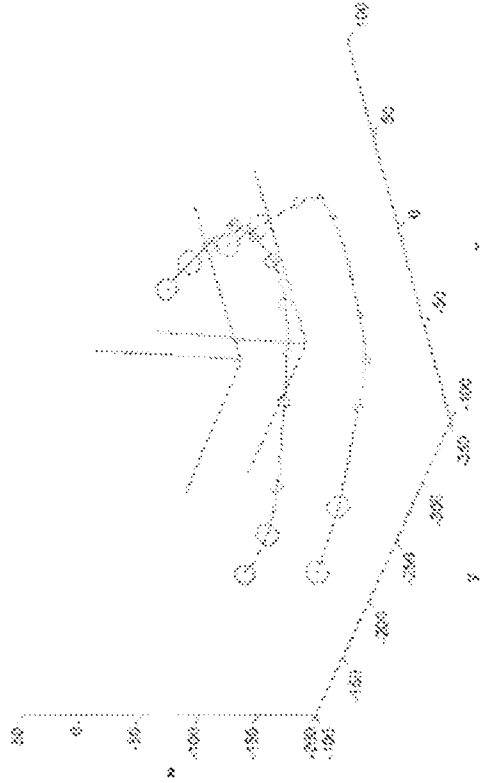
**FIG. 20B**

Vista en 3D de ejes principales de mandíbulas superior (azul) e inferior (rojo)



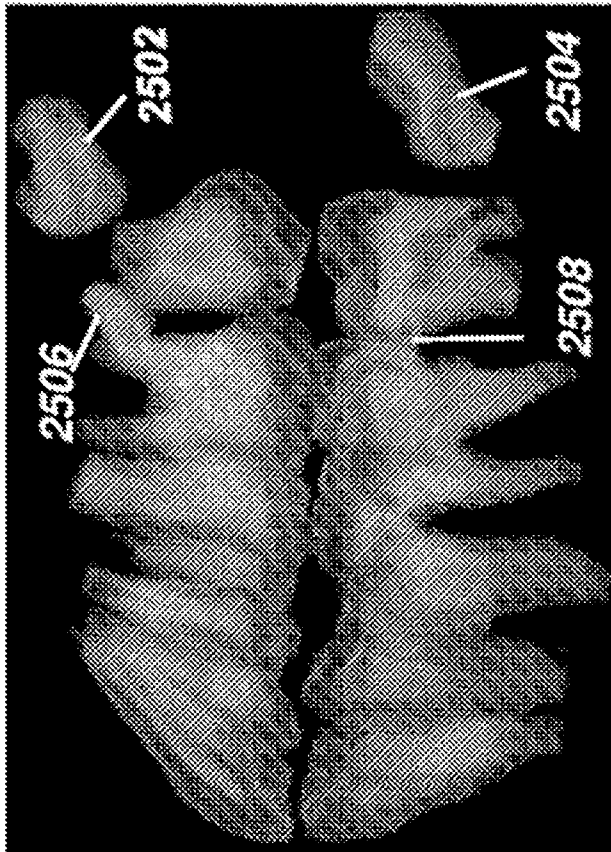
2402

**FIG. 21A**



2404

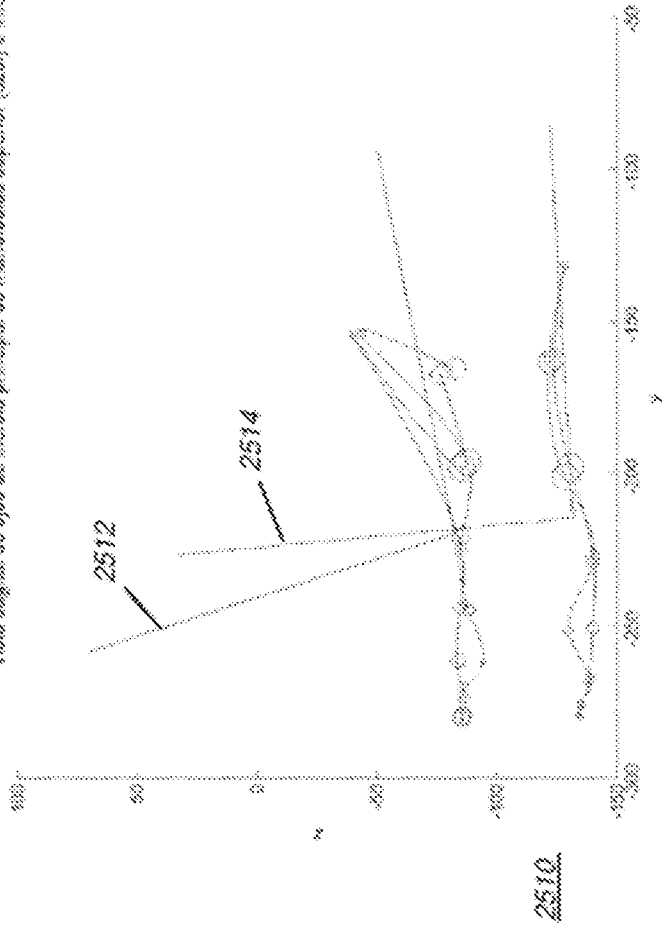
**FIG. 21B**



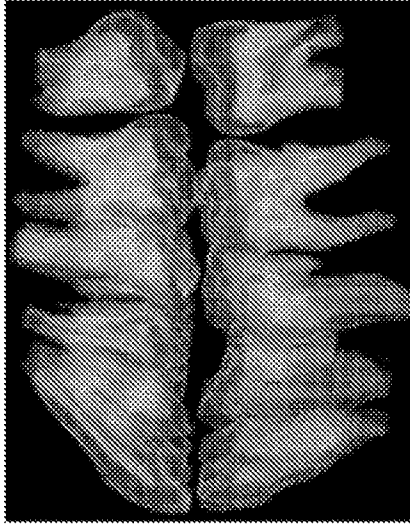
2500

**FIG. 22A**

Vista sagital de ejes de inercia principal de mandíbulas superior (azul) e inferior (rojo)



**FIG. 22B**



2600

**FIG. 23A**

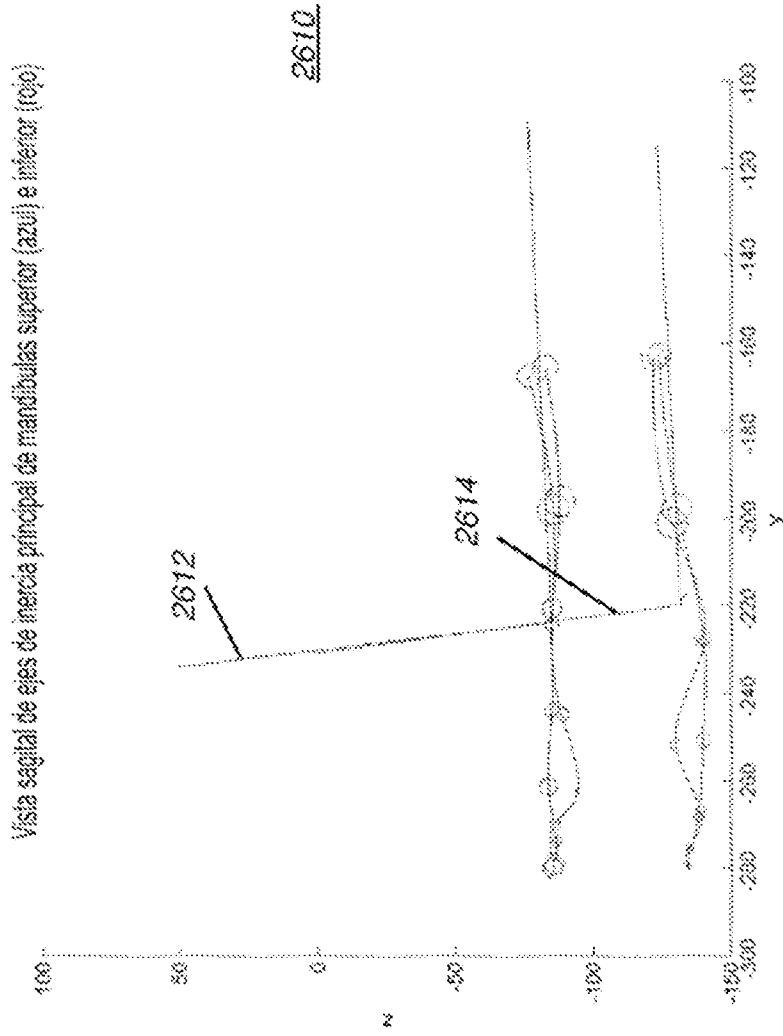
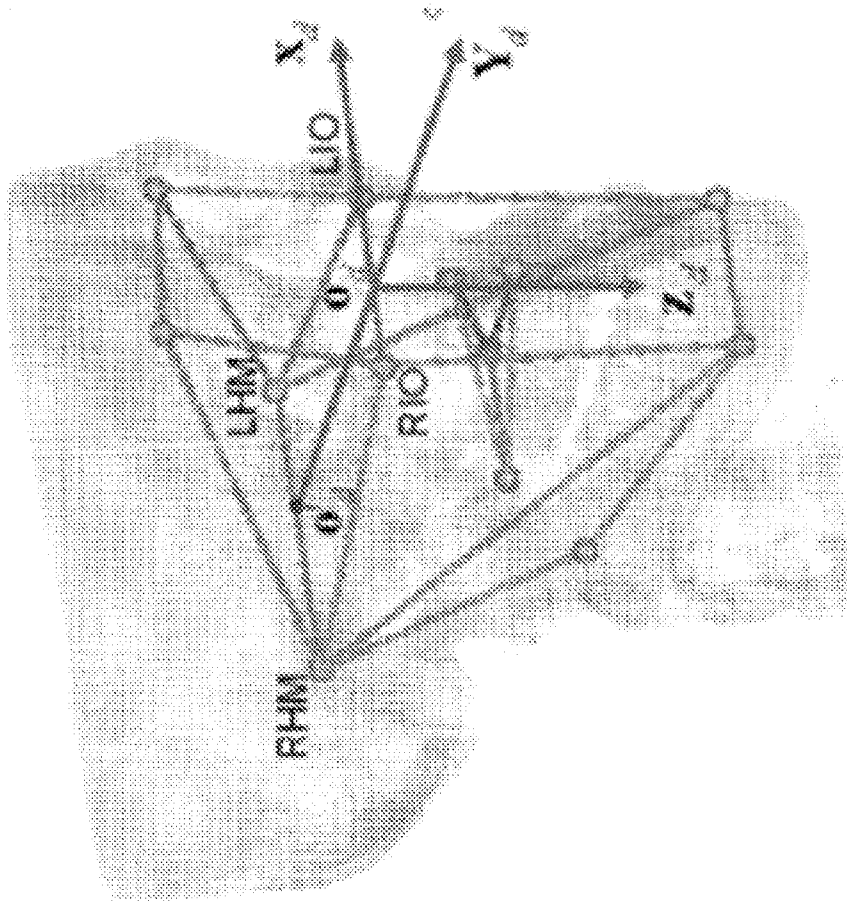
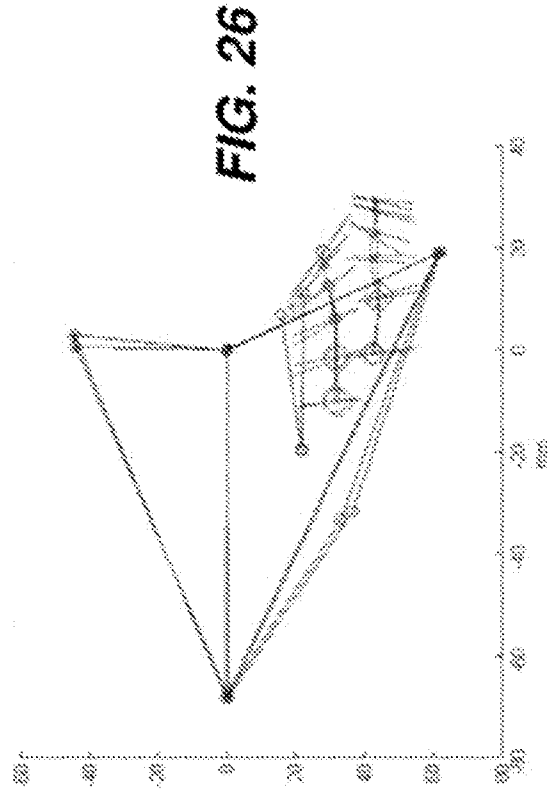
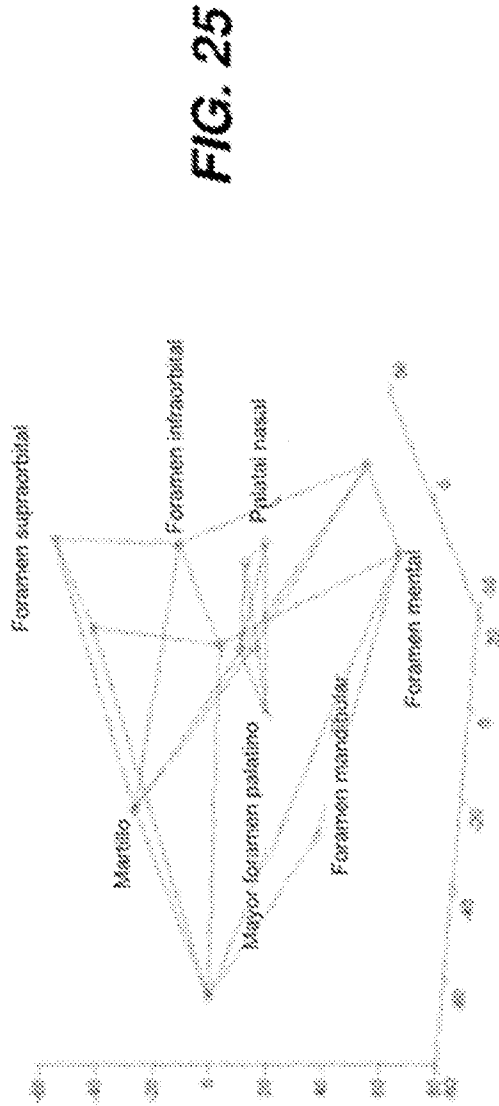


FIG. 23B



**FIG. 24**



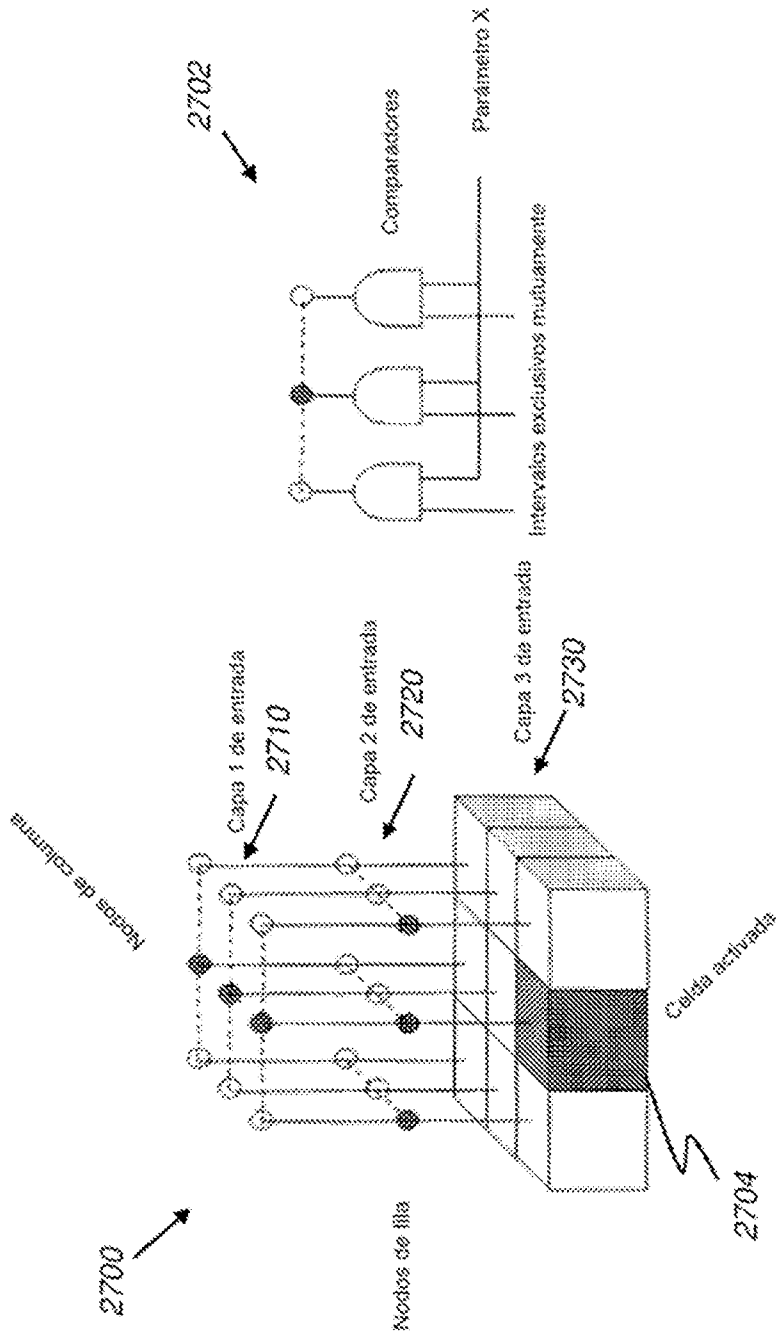


FIG. 27

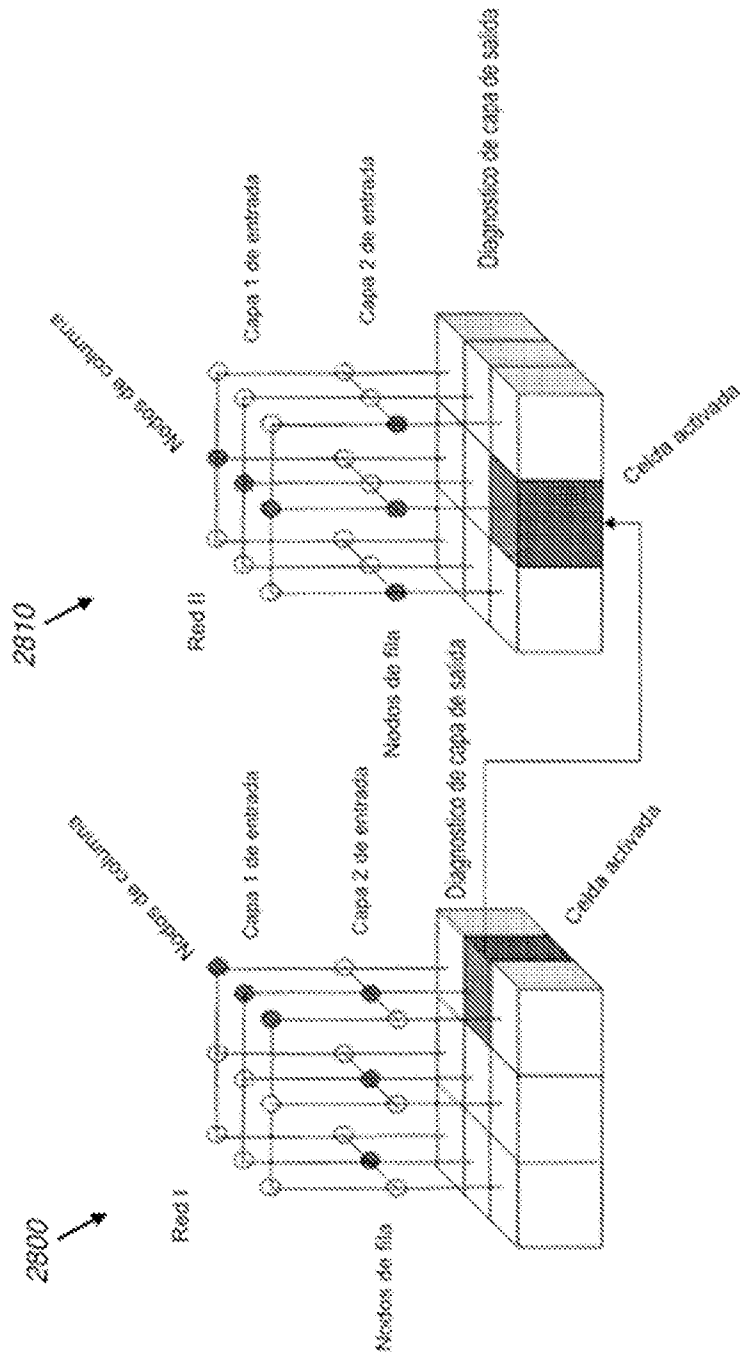


FIG. 28

algoritmo\_diagnóstico\_independiente **FIG. 29**  
 $x_n, y_n \in \{\text{parámetros normales, parámetros anormales}\}$   
 $x_n, y_n: m \in \{1, 2, \dots, 13\}$

```

variables dadas  $x_n, y_n$  :
define matriz_resultado_diagnostico(3x3) Dn
evaluar vector  $c_n = \{-\infty < x_n \leq \mu_n - \sigma_n, \mu_n - \sigma_n < x_n < \mu_n + \sigma_n, \mu_n + \sigma_n \leq x_n < \infty\}$ 
evaluar vector  $r_n = \{-\infty < y_n \leq \mu_n - \sigma_n, \mu_n - \sigma_n < y_n < \mu_n + \sigma_n, \mu_n + \sigma_n \leq y_n < \infty\}$ 
μ = Clase_1 media ; σ = Desviación clase_1
Dn(i, j) = verdadero si  $c_n(j) = \text{verdadero}$  y  $r_n(i) = \text{verdadero}$ 
i, j ∈ {1, 2, 3}
    
```

algoritmo\_diagnóstico\_dependiente **FIG. 30**  
 $x_n, y_n \in \{\text{parámetros normales, parámetros anormales}\}$   
 $x_n \neq y_n; k \in \{m, n\}; m, n \in \{1, 2, \dots, 13\}; m \neq n$

```

variables dadas  $x_i, y_k$  :
define matrices_diagnostico(3x3) Dm, Dn
evaluar vector  $c_x = \{-\infty < x_i \leq \mu_{x_i} - \sigma_{x_i}, \mu_{x_i} - \sigma_{x_i} < x_i < \mu_{x_i} + \sigma_{x_i}, \mu_{x_i} + \sigma_{x_i} \leq x_i < \infty\}$ 
evaluar vector  $r_y = \{-\infty < y_k \leq \mu_{y_k} - \sigma_{y_k}, \mu_{y_k} - \sigma_{y_k} < y_k < \mu_{y_k} + \sigma_{y_k}, \mu_{y_k} + \sigma_{y_k} \leq y_k < \infty\}$ 
μ = Clase_1 media ; σ = Desviación clase_1
Dm(i, j) = verdadero si  $c_x(j) = \text{verdadero}$  y  $r_y(i) = \text{verdadero}$ 
Dn(i, j) = verdadero si  $c_y(j) = \text{verdadero}$  y  $r_x(i) = \text{verdadero}$ 
Dm(i, j) = Dn(i, j) + Dn(i, j) si  $i + j \neq 4$  (ejemplar)
i, j ∈ {1, 2, 3}; k ∈ {m, n}
    
```

Monitoreo de Caso C1 III y			
Parámetros de vectores propios			
1	Autovectores		
2	avector-CBM-CBM	-10.479	CBM-CBM, valores de inercia de las incidencias superiores e inferiores
3	avector-CBM-CBM	0.899	Clase 1 de caso, CBM-CBM
4	avector-Tqm	37.016	Proyección angular del vector mandibular (pm), por medio del incisor superior
5	avector-Tqm	11.277	Proyección angular del vector mandibular (pm), por medio del incisivo inferior
6	avector-CBM-CBM2 o Qm	23.023	Proyección lineal (CBM-CBM)2
7	base-MMP-MM	-10.059	Clase base 1, MMP-MM
8	base-MFM-MM	58.061	Longitud de cuerpo, esta es la longitud entre MFM y MM
9	arquitectura-Mdy	19.015	Proyección del mentón, coordenada y del mentón medio
10	arquitectura-MBO-MM	106.977	Longitud global mandibular, esta es la longitud real entre MBO y MM
11	Mandibular		
12	avector-Sac	37.054	Ángulo de arco, coordenada x del centro de inercia de todos los dientes
13	avector-MSC-MSC	6.897	Divergencia entre arco, Mandibular
14	base-MBO-MBO-MFM-MM	27.609	Proyección FMA (intercambiable de cuerpo)
15	arquitectura-MBO	61.97	Alura mandibular-diente
16	arquitectura-13	35.426	Divergencia global facial, ángulo entre eje MBO-MBO y eje MFM-MM
17	Tercera		
18	avector-DB-DB	0.427	Relación del diámetro entre primeros molares
19	avector-Tqm-Tqm	27.574	Clase II o compensación angular de espacio mandibular
20	base-WCP-1,OP,OP,MM,PM	36.239	Exceso mandibular-diente base, LOP-OP,OP,PM-OP,PM
21	arquitectura-BO-1,OP,OP,MM	115.907	mandibular vector mandibular anterior, fórmula BO-1,OP,OP,MM-LM
22	Clasificación		
23	avector-DBM	17.783	Proyección del grupo de incisivos superiores
24	avector-CBM	28.263	Proyección del grupo de incisivos inferiores
25	avector-Tqm-Tqm2	24.147	Por medio de incidencias superiores e inferiores
26	avector-Tqm-Tqm	25.797	Diferencia de por de incidencias superiores e inferiores
27	avector-MMPy	8.900	Proyección mentón
28	avector-CBM-MMPy	8.794	Compensación de clase II línea superior
29	avector-CBM-MMPy	0.246	Compensación de clase I línea superior
30	avector-CBM-MBO-CBM	0.144	Proyección mandibular de línea global mandibular-diente

FIG. 31A



Indice	Descripción de la característica	Comentario	Medida	±5	±6	±5	±6
1	Medida AP 2L - (C16y - C06y)	Medida AP 2L	0	0,05	0,07	0,07	0,09
2	Diferencia mandibular - (C16y - C06y)	Diferencia AP 48/36	0	0,12	0,12	-1,2	1,44
3	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Posición AP del maxilar superior/diferencia mandibular derecha/mandibular	0	0,17	0,19	1,06	1,17
4	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Posición AP del maxilar inferior/diferencia mandibular derecha/mandibular	0	0,05	0,06	2,31	2,21
5	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia Clase II: valor medio negativo relación de Clase II (T17)	0,09	0,09	1,05	-0,03	1,94
6	Medida AP 2L - (C16y - C06y)	Diferencia Clase II: valor medio negativo relación de Clase II (T17)	-2,92	-2,92	1,21	-4,13	-4,71
7	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en Y (T18)	0	0,03	0,04	1,10	1,31
8	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en X (T18)	0	0,12	0,14	1,02	1,05
9	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en Y (T18)	0	0,17	0,15	2,30	2,72
10	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en X (T18)	0	0,09	0,05	3,05	2,86
11	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en Y (T18)	0	0,22	0,22	2,74	2,74
12	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en X (T18)	0	0,11	0,16	1,15	1,27
13	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en Y (T18)	0	0,16	0,17	2,46	0,95
14	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en X (T18)	0	0,05	0,03	2,40	1,70
15	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en Y (T18)	0	0,1	0,16	2,72	2,72
16	Medida AP 2L - (C16y - C06y) / (C16y - C06y)	Diferencia de rasgos faciales: relación proyectada en X (T18)	0	0,17	0,01	0,98	0,95

FIG. 31C

Item	Descripción	Comentario	Suma	Med	SE	SE	SE	SE	SE
1	Desviación transversal de los incisivos superiores (14)		0	0.19	1.46	1.9	1.65	1.2	1.61
2	Desviación transversal de los incisivos inferiores (16)		0	-0.1	2.59	-2.2	1.99	-2.1	1.94
3	Desviación transversal del arco superior		0	0.19	1.46	1.4	1.76	1.4	1.74
4	Desviación transversal del arco inferior		0	-0.1	1.85	-2	1.8	-1.9	1.76
5	Desviación transversal del incisivo superior (14)		0	0.04	1.5	1.5	1.56	1.4	1.51
6	Desviación transversal del incisivo inferior (16)		0	-0.01	1.62	-1.9	1.92	-1.9	1.88
7	Desviación transversal del arco superior (17)		0	0.02	2.66	2.2	2.46	2.2	2.46
8	Desviación transversal del arco inferior (17)		0	-0.1	2.8	-2.9	2.78	-2.8	2.78
9	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	-0.1	0.68	-0.2	0.59	-0.18	0.54
10	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.41	0.65	-0.3	1.09	-0.3	1.07
11	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.06	0.73	-0.7	0.93	-0.7	0.93
12	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.26	0.79	-0.5	1.06	-0.5	1.03
13	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.11	0.74	-0.6	0.85	-0.7	0.85
14	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.18	1.16	-1	1.24	-1	1.31
15	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	1.59	0.64	-1.1	1.22	-1.1	1.22
16	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	-1.6	1.18	-1.9	1.58	-1.8	1.58
17	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.3	1.02	-0.7	1.31	-0.7	1.36
18	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.27	0.86	-0.6	1.14	-0.6	1.13
19	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.04	0.74	-0.7	0.9	-0.7	0.96
20	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.6	2.52	-1.9	3.12	-1.9	3.12
21	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	-0.1	1.25	-1.4	1.28	-1.4	1.28
22	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	-0.2	2.05	-2.2	1.87	-2.2	1.83
23	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.12	1.05	-0.5	1.42	-0.5	1.38
24	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	-0.5	2.23	-2.7	1.72	-2.7	1.68
25	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.11	1.09	-1	1.22	-1	1.19
26	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	-0.3	1.06	-2.5	1.62	-2.3	1.58
27	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.11	1.2	-1.1	1.31	-1.1	1.26
28	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.81	1.52	-0.7	2.35	-0.7	2.3
29	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.37	1.38	-0.7	1.85	-0.7	1.83
30	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.67	1.1	-2.4	1.77	-2.4	1.68
31	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	2.1	2.25	-2.6	2.6	-2.6	2.6
32	Desviación transversal de referencia anterior de la mandíbula		0	0.98	1.82	-0.6	2.16	-0.6	2.16

FIG. 31D





Nombre del caso 0500 0559 VDL 16

3200

AI	Parámetros	Diagnostico
A1.1	Inclusiones coincidentes y senso gráficos discrepancia subrepresentación superfunciónes	Clase III con proyecciones
A1.2	Discrepancia de rasgos coincidentes y proyección rasgos opuestos de los rasgos superiores y de los	Proyecciones por inversión de los rasgos superiores
A1.3	Discrepancia de rasgos coincidentes y proyección rasgos opuestos de los rasgos inferiores y superiores	0
A1.4	Separación entre rasgos coincidentes y diferencia de por CL, el rasgo inferior (representación C1, B)	0
A1.5	Superposición rasgos opuestos coincidentes y diferencia de por CL, el rasgo inferior (representación C1, B)	...
A1.6	Coincidencia de la relación abstracción y rasgos superfunción	Clase elevada I a partir de la clase III básica
A1.7	Superposición rasgos opuestos coincidentes superposición rasgos opuestos de rasgos C1, B y C2, B	...
A1.8	Superposición rasgos opuestos coincidentes superposición rasgos opuestos de rasgos C1, B y C2, B	...
A1.9	Abstracción rasgos opuestos coincidentes y su distribución	Síndrome de cara larga (rasgo) por rasgos coincidentes
A1.10	Superposición rasgos opuestos coincidentes	Representaciones básicas en concordancia con independencia básica
A1.11	Abstracción rasgos opuestos coincidentes rasgos opuestos coincidentes	...
A1.12	Abstracción rasgos opuestos coincidentes rasgos opuestos coincidentes	(rasgo) rasgo rasgo y defecto rasgo

FIG. 32D

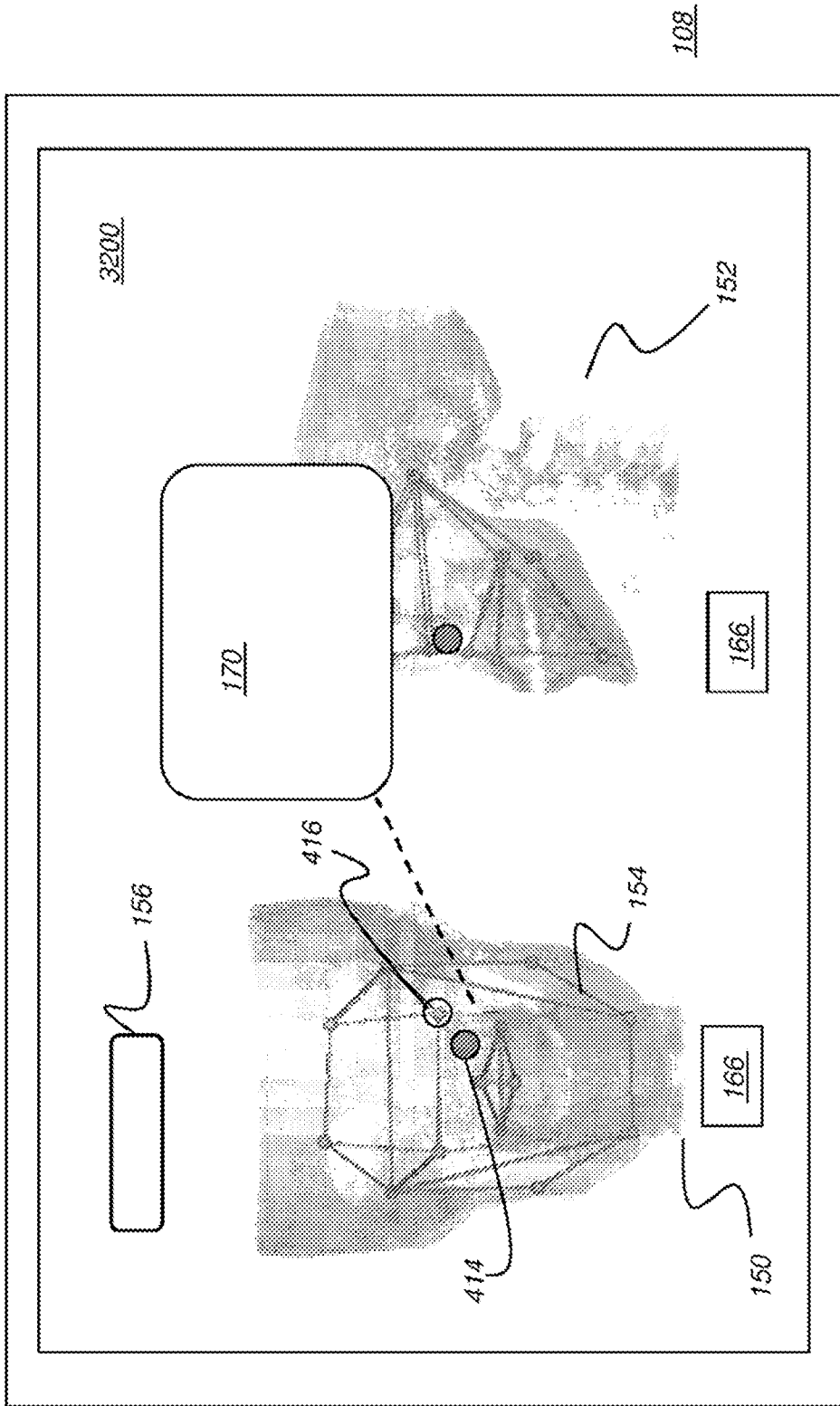


FIG. 33

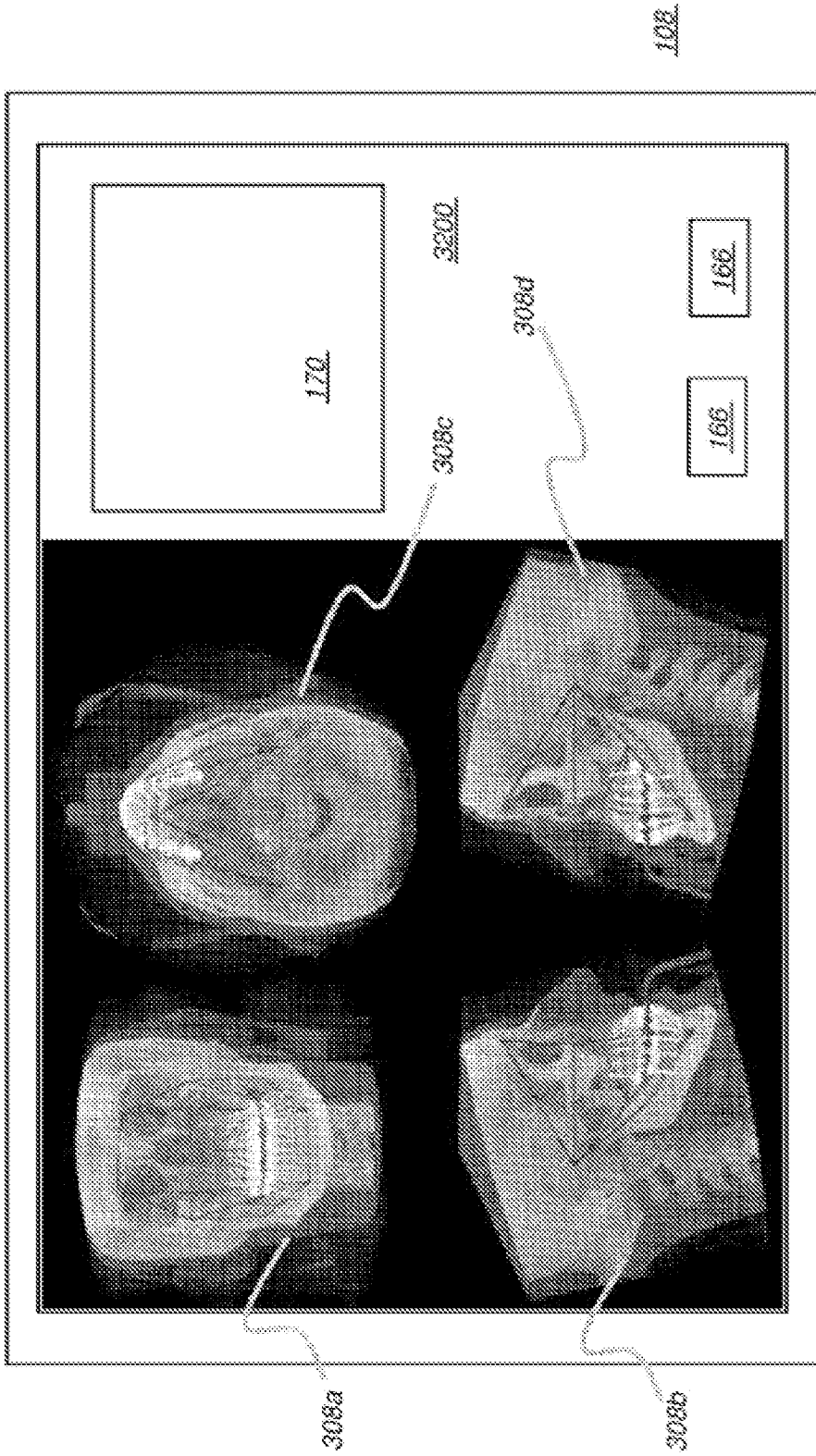
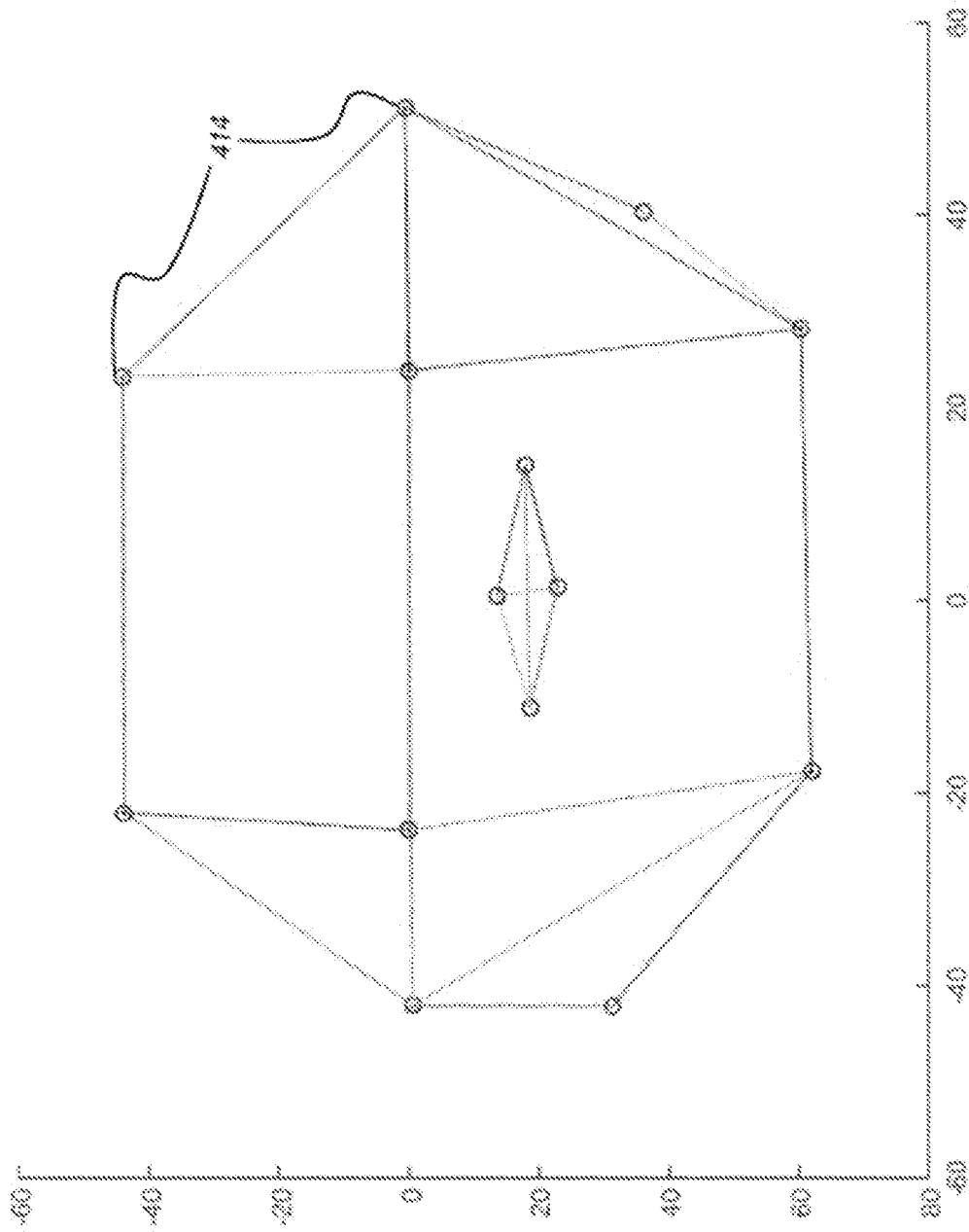


FIG. 34

T1;	P19,17;C2,1;	Desviación derecha de los incisivos superiores/inferiores
T2;	P20;C1,2;	0
T3;	P8,7;C2,2;	0
T4;	P1,17;C2,1;	Desviación derecha de los incisivos superiores/inferiores
T5;	P2,17;C2,1;	0
T6;	P5,19;C2,2;	0
T7;	P6,19;C2,2;	0
T8;	P17,28;C2,1;	0
T9;	P23,28;C2,1;	0
T10;	P24,28;C3,1;	La desviación derecha de los puntos de referencia anteriores superior/inferior se debe a la desviación izquierda del mentón
T11;	P28,17;C1,1;	La desviación derecha de los incisivos superiores/inferiores concuerda con la desviación de la base superior/inferior.
T12;	P3,1;C2,2;	---
T13;	P4,2;C2,2;	---
T14;	P8,7;C2,2;	---
T15;	P15,14;C2,2;	0
T16;	P2,1;C2,2;	0
T17;	P6,5;C3,2;	Clase II izquierda
T18;	P9,8;C2,2;	---
T19;	P13,7;C3,3;	Exceso de hemicara derecha y de la rama horizontal derecha
S1	Comentario sintético en dirección anteroposterior = fuerte exceso anteroposterior derecho	
S2	Comentario sintético de dirección vertical = ninguno	
S3	Comentario sintético de dirección transversal = tendencia de desviación superior izquierda (exceso derecha)	

**FIG. 35**



**FIG. 36**

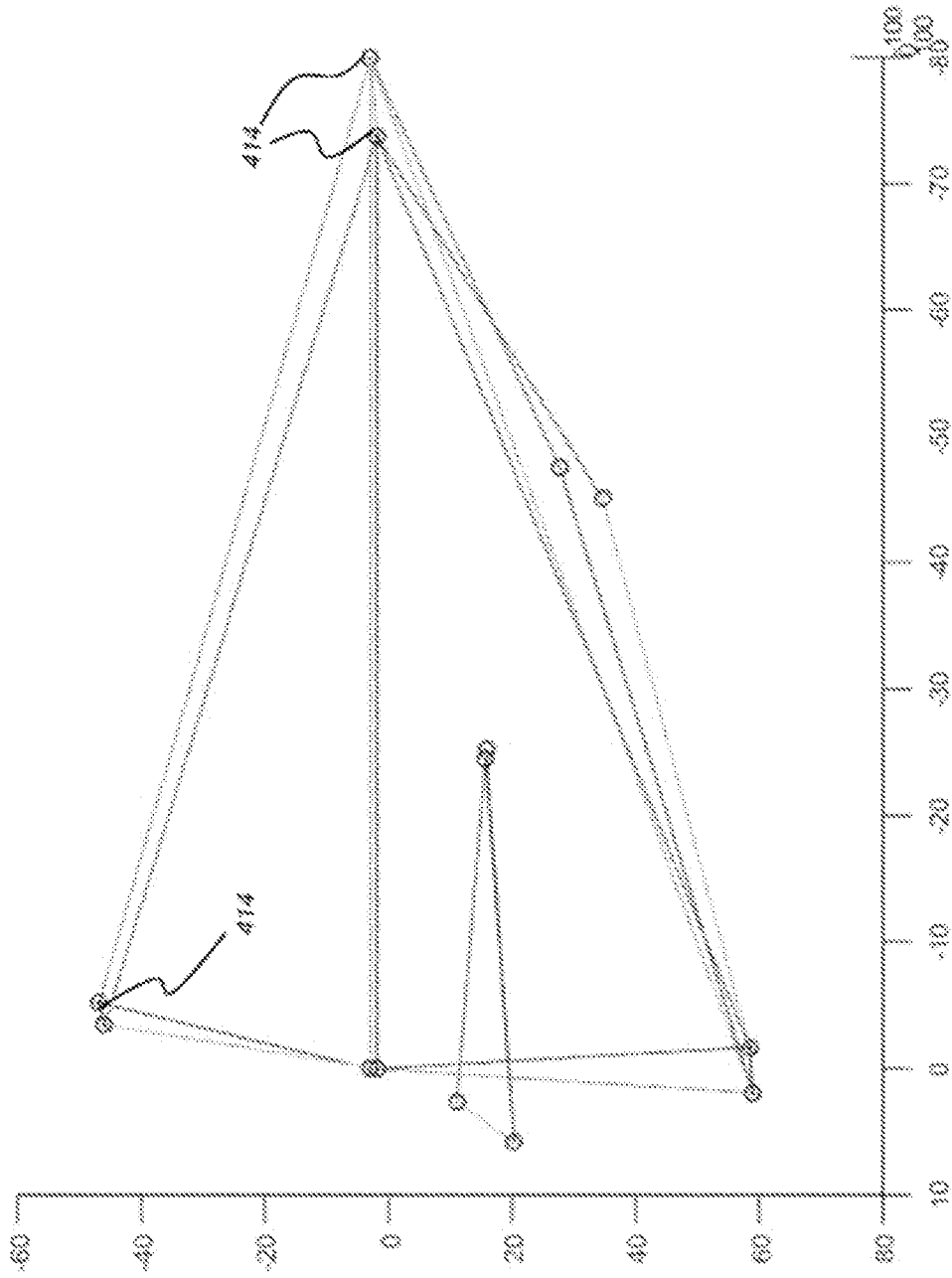


FIG. 37

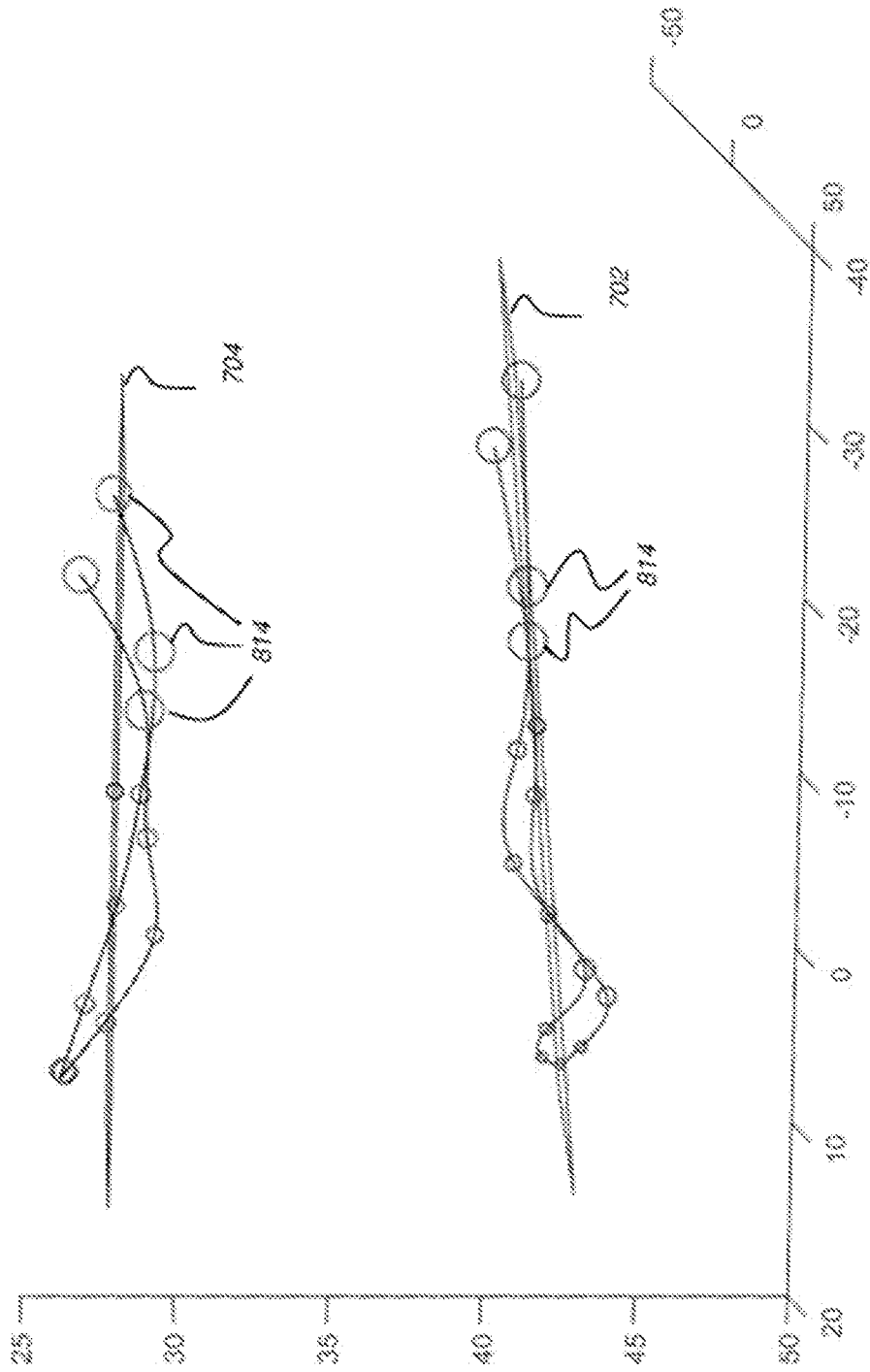


FIG. 38

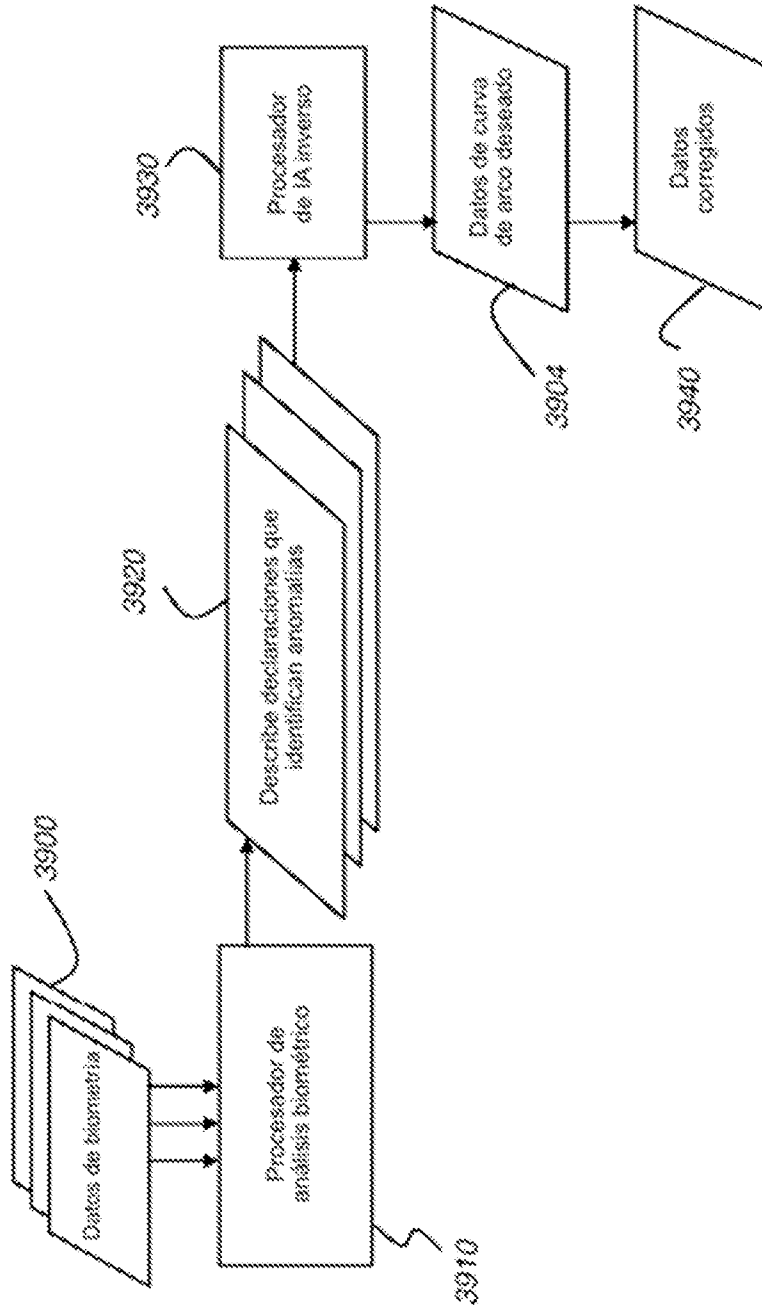
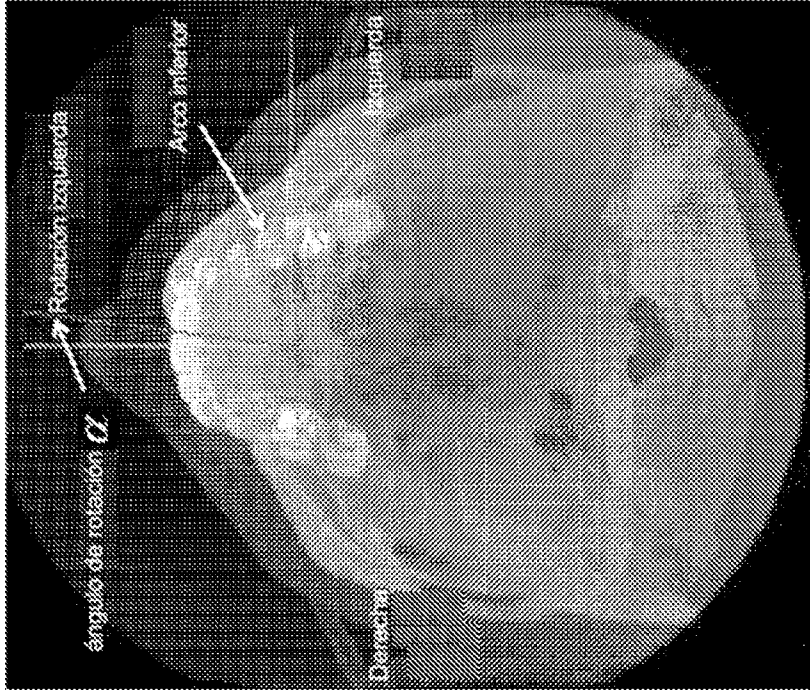
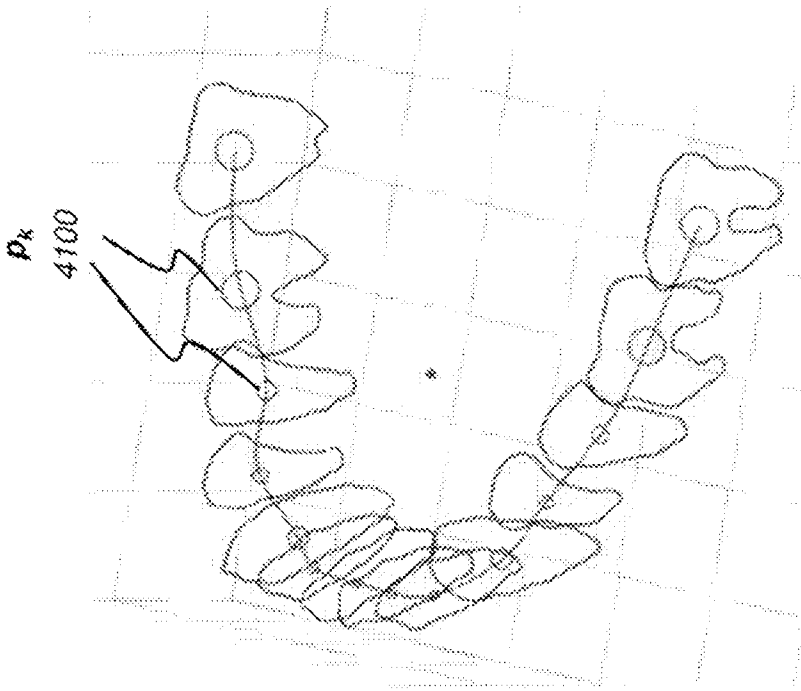


FIG. 39



**FIG. 40**



**FIG. 41**

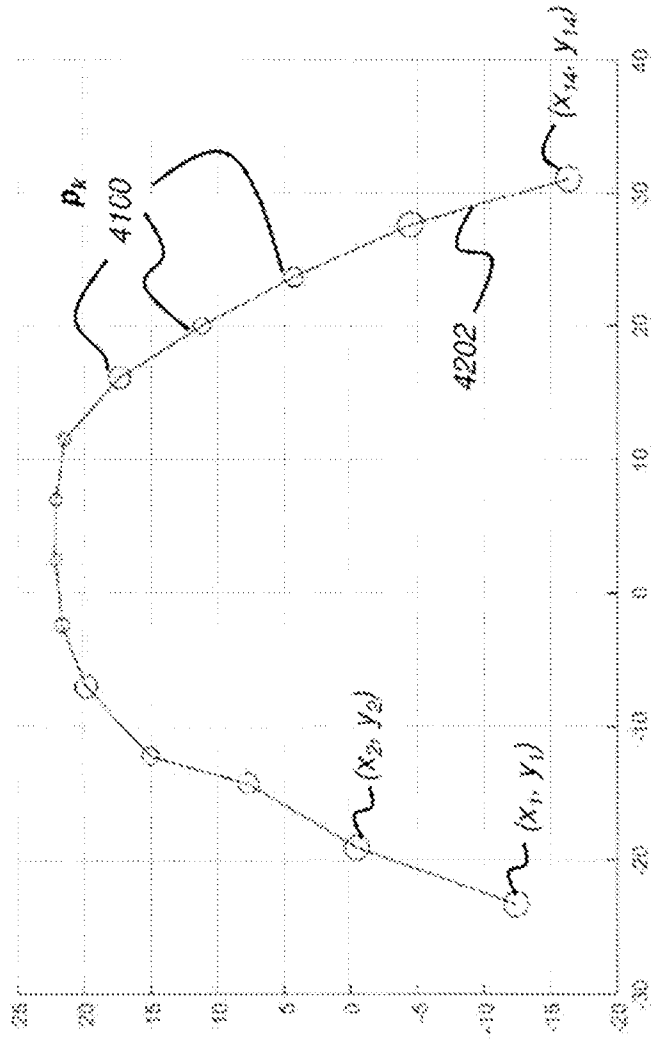


FIG. 42

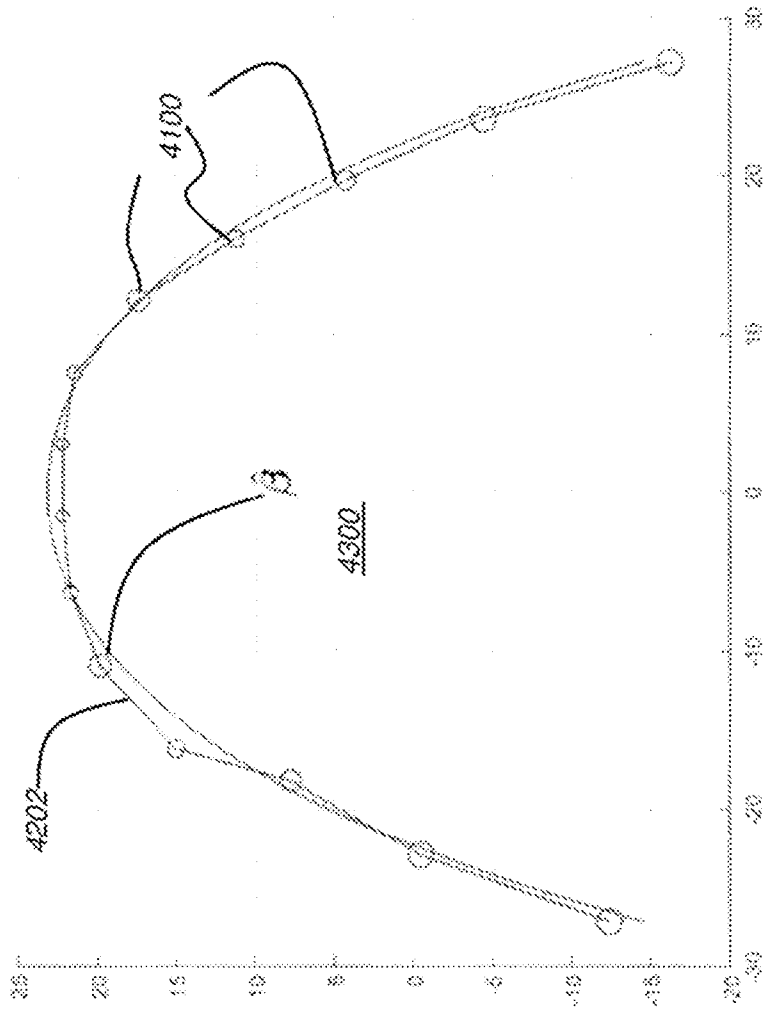


FIG. 43

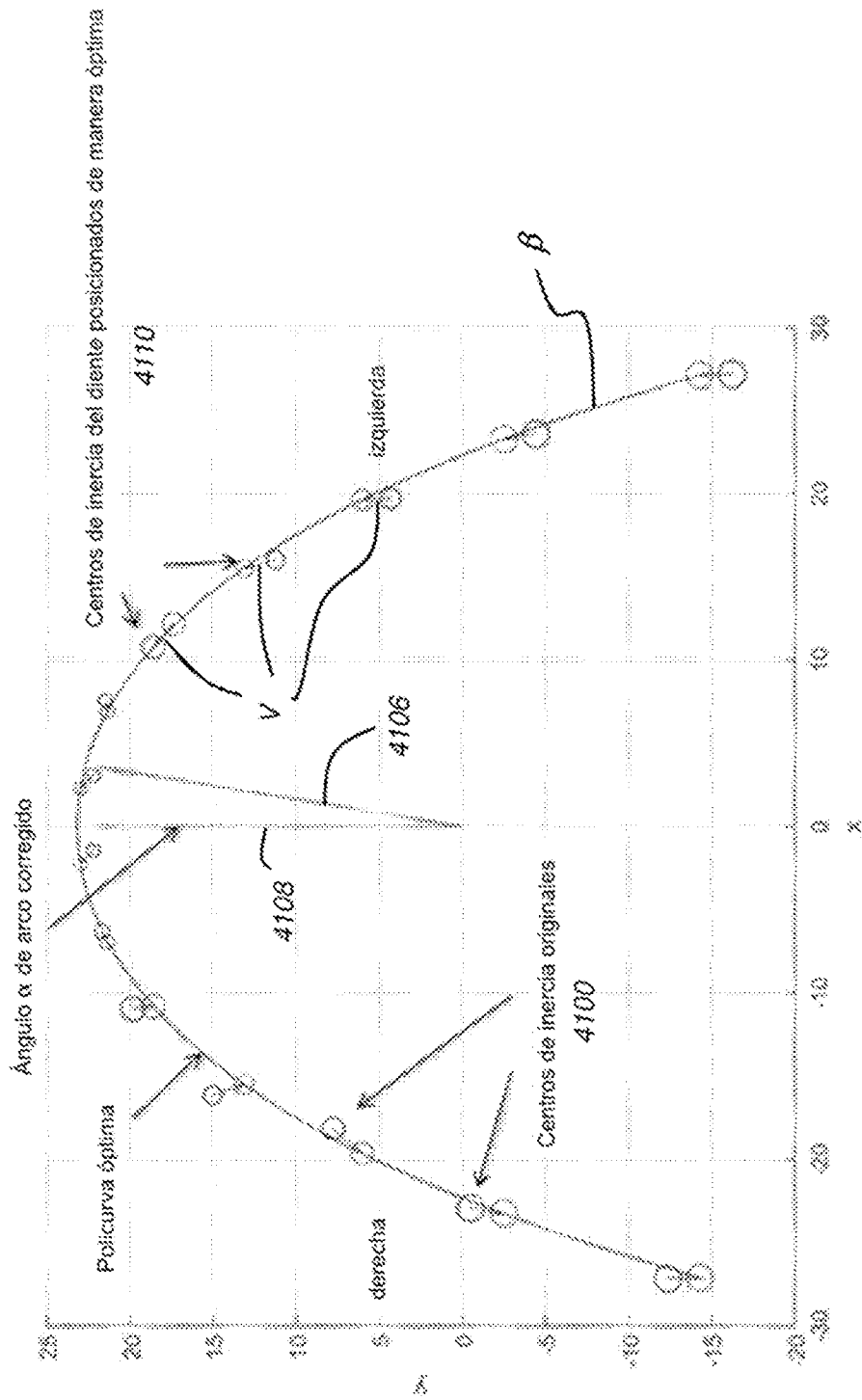
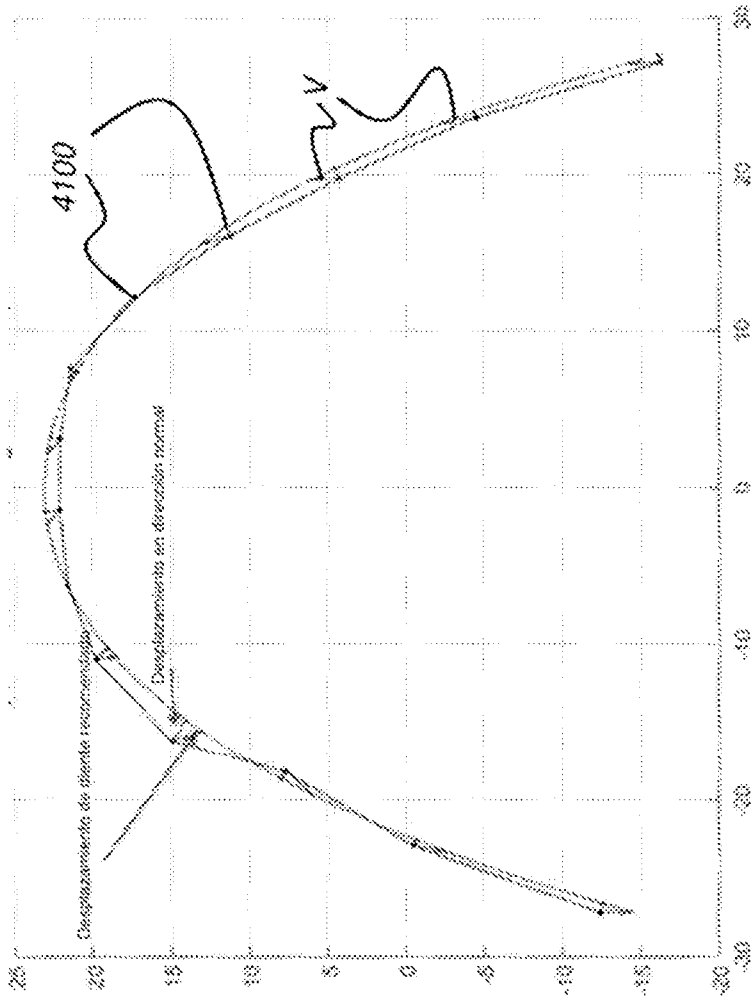


FIG. 44



**FIG. 45**

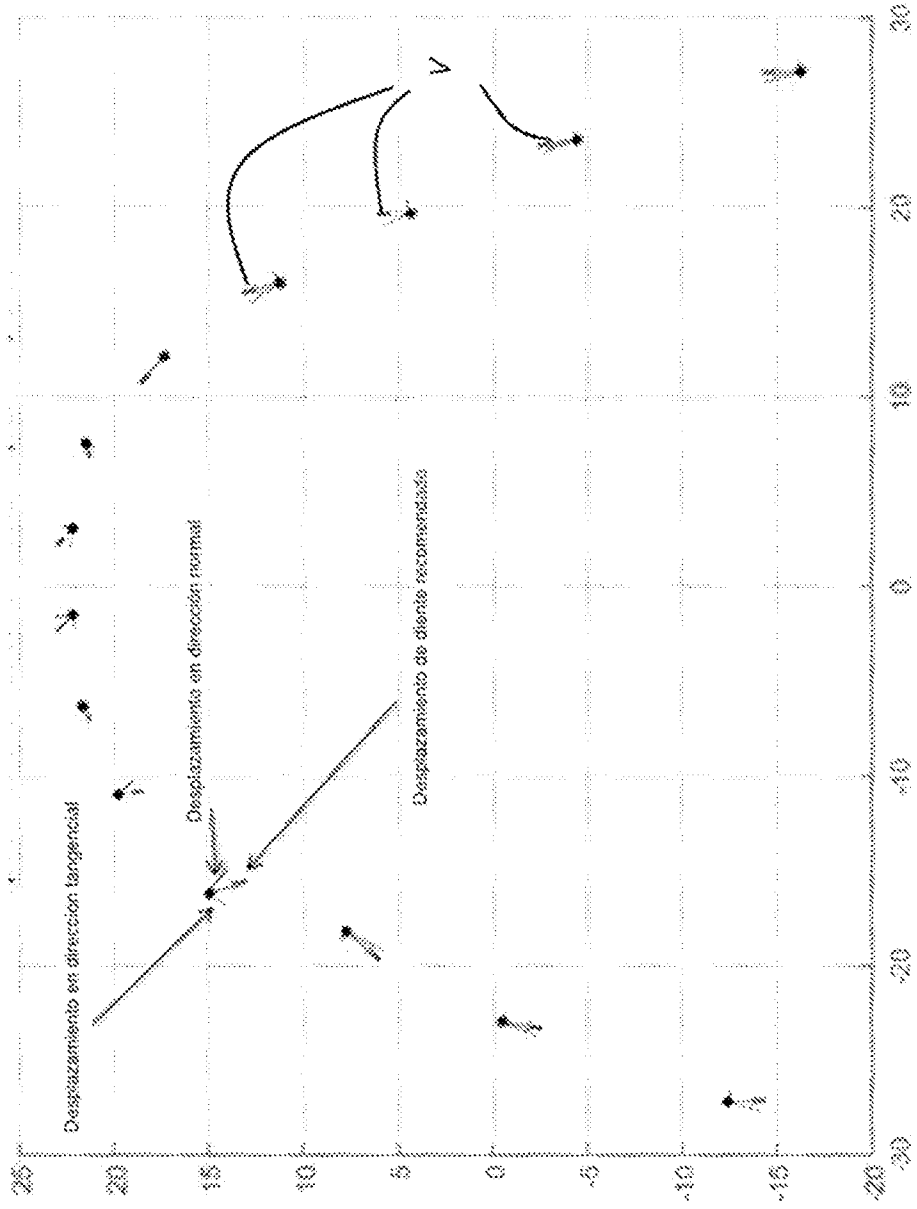
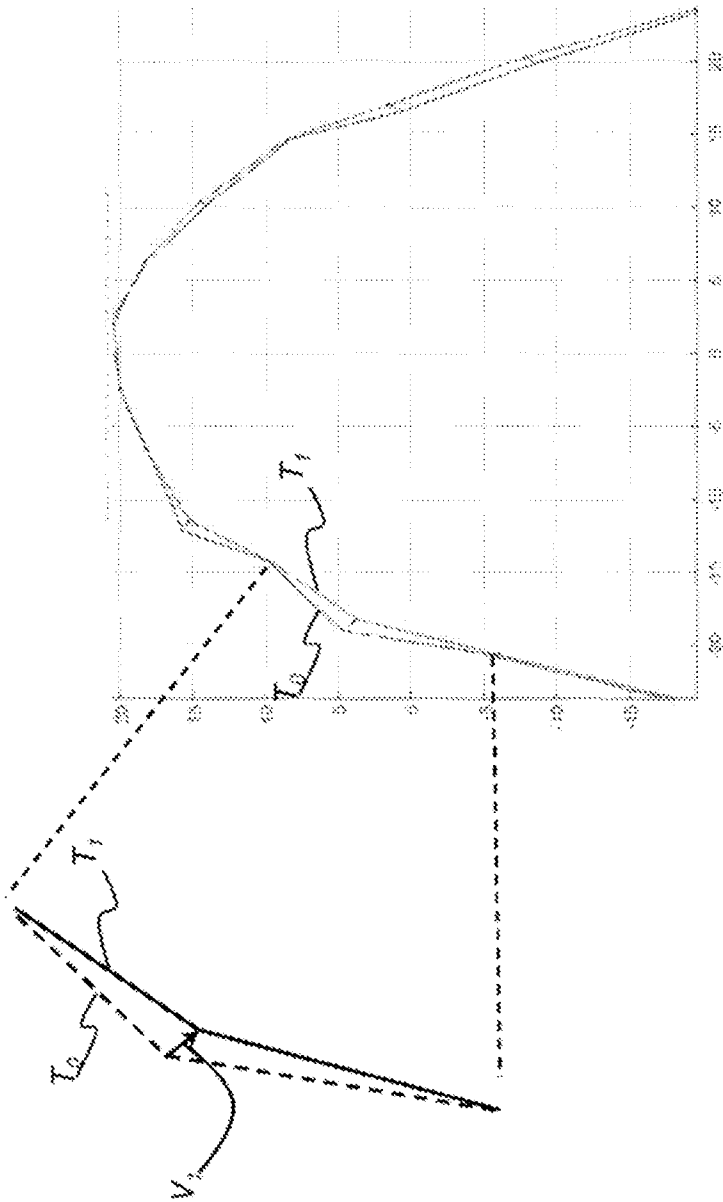


FIG. 46



**FIG. 47**

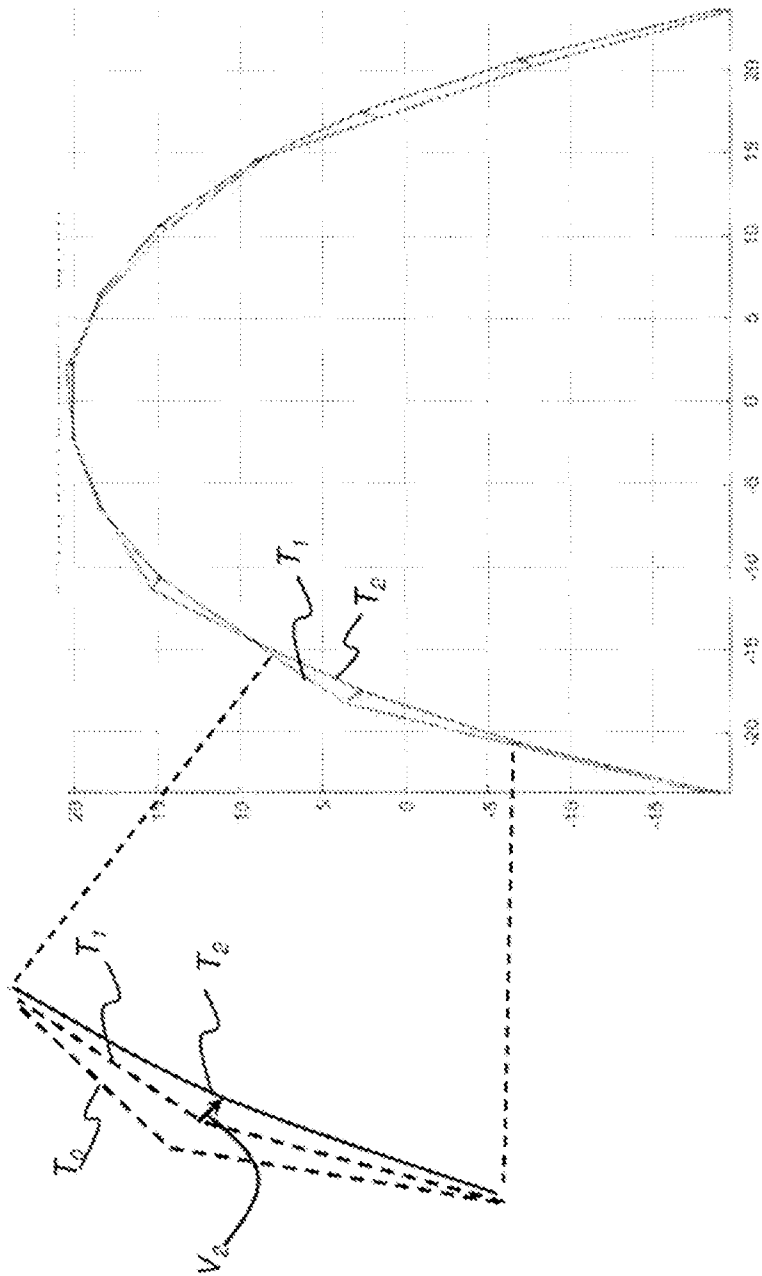
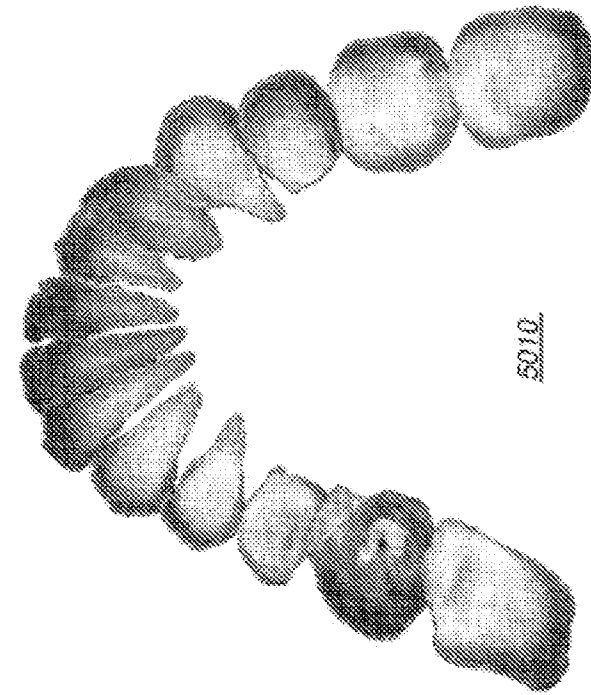


FIG. 48

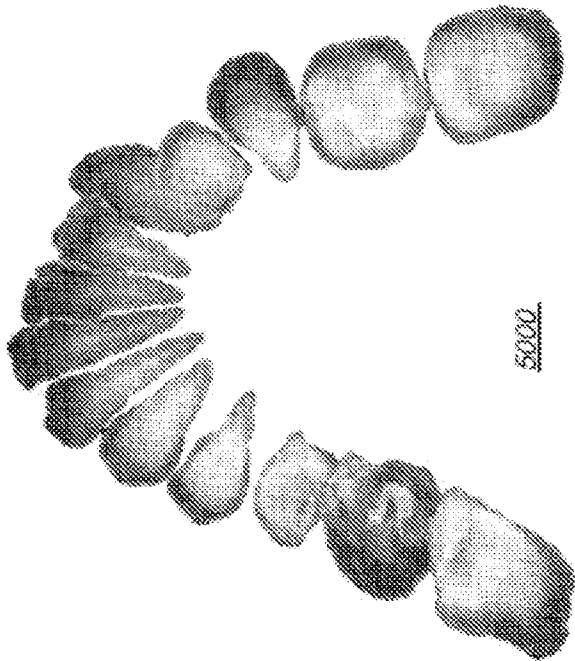
v =

0,060216810999002	-1,939469814300550
-0,32179102553261	-1,986539915204047
-1,45839494609677	-1,713020563125610
0,629361272907932	-1,893539455871600
0,137803473571172	-1,241618156433102
-0,620956778526276	-0,326536027296485
-0,819180685043226	0,784521218385285
-0,813190685043326	0,798433419313064
-0,620956778526276	-0,129952159792997
-1,400206019036017	1,241618156433098
-0,629361272907932	1,893539455871600
-0,089250192420439	1,713020563125610
-0,331613155935255	1,986539915204046
-0,060216810999002	1,939469814300550

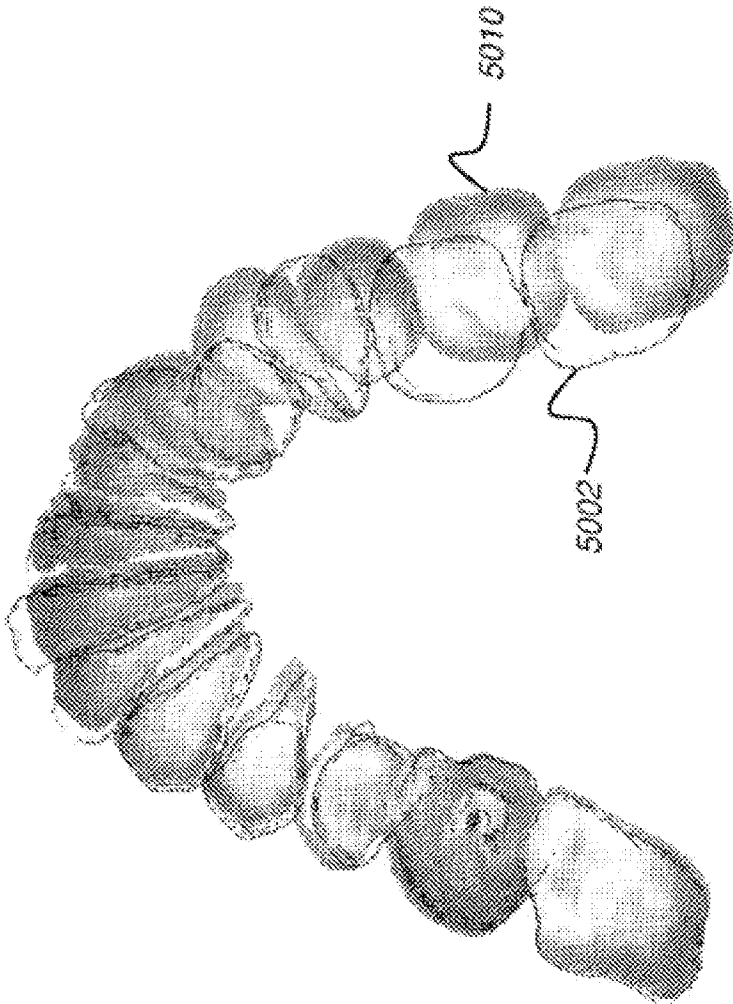
**FIG. 49**



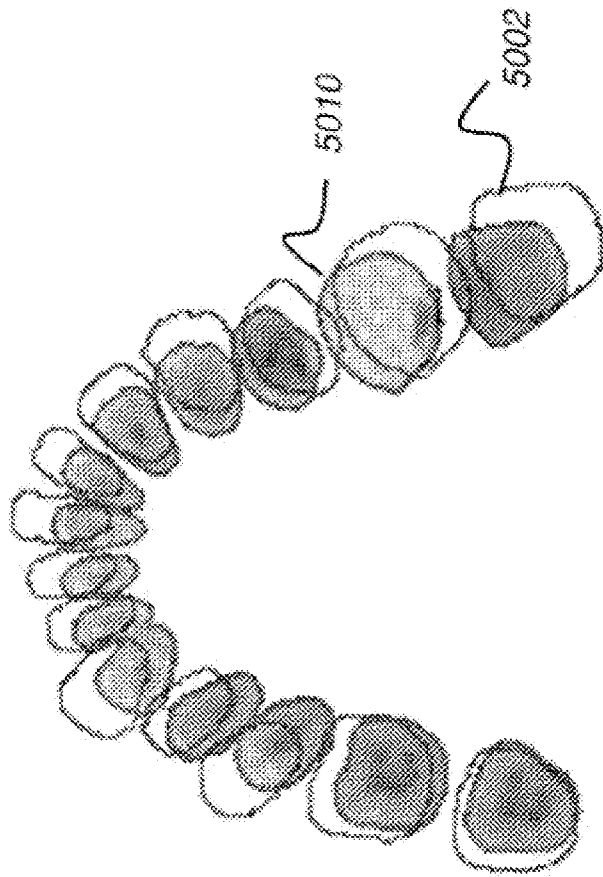
**FIG. 50A**



**FIG. 50B**



**FIG. 50C**



**FIG. 50D**

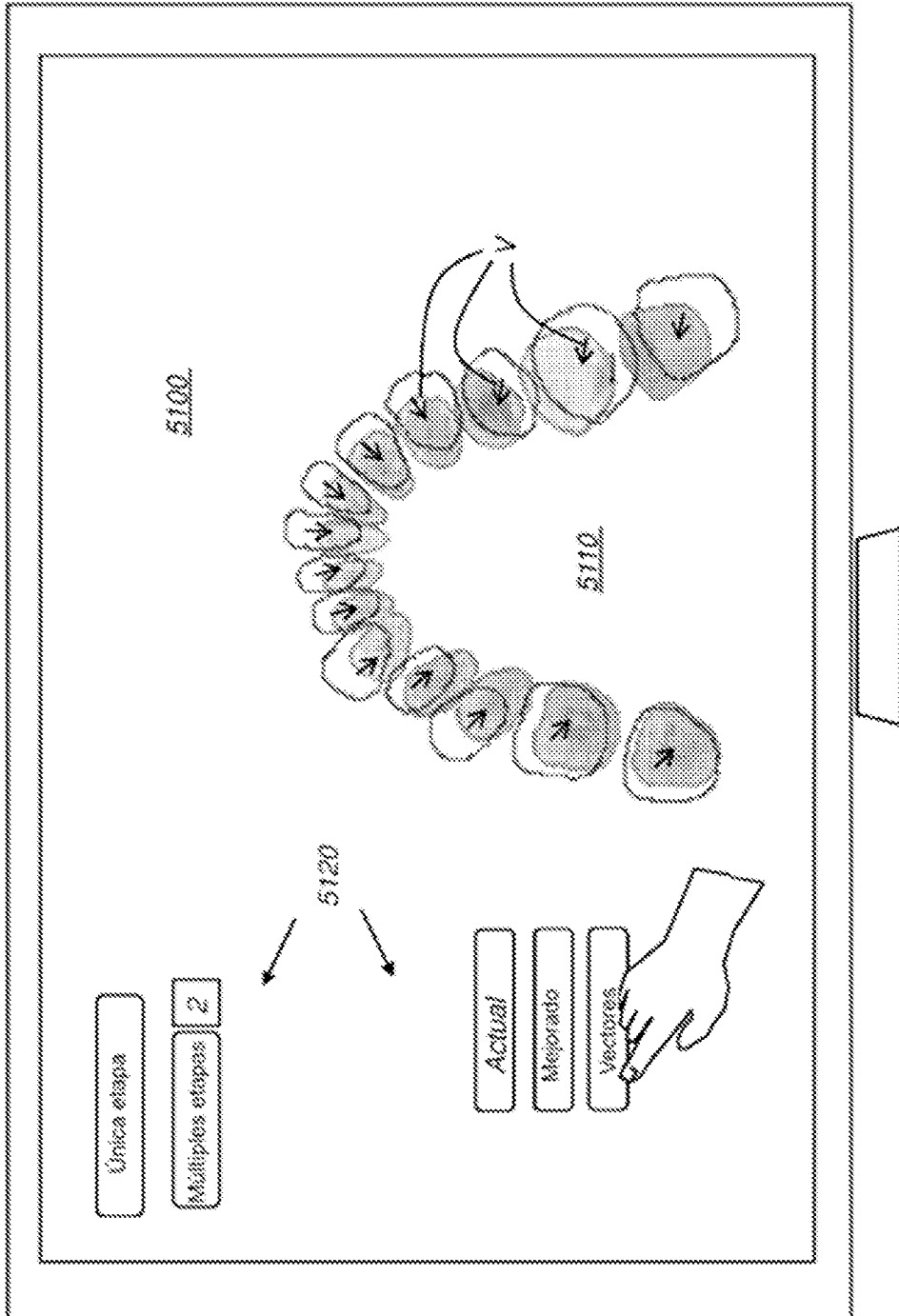


FIG. 51

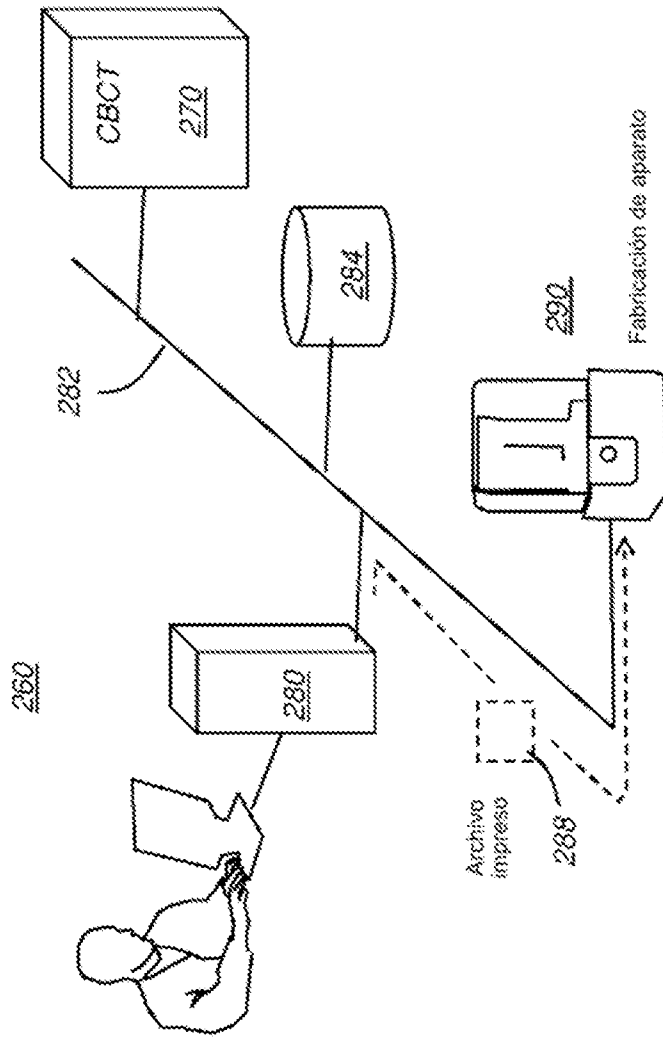


FIG. 52

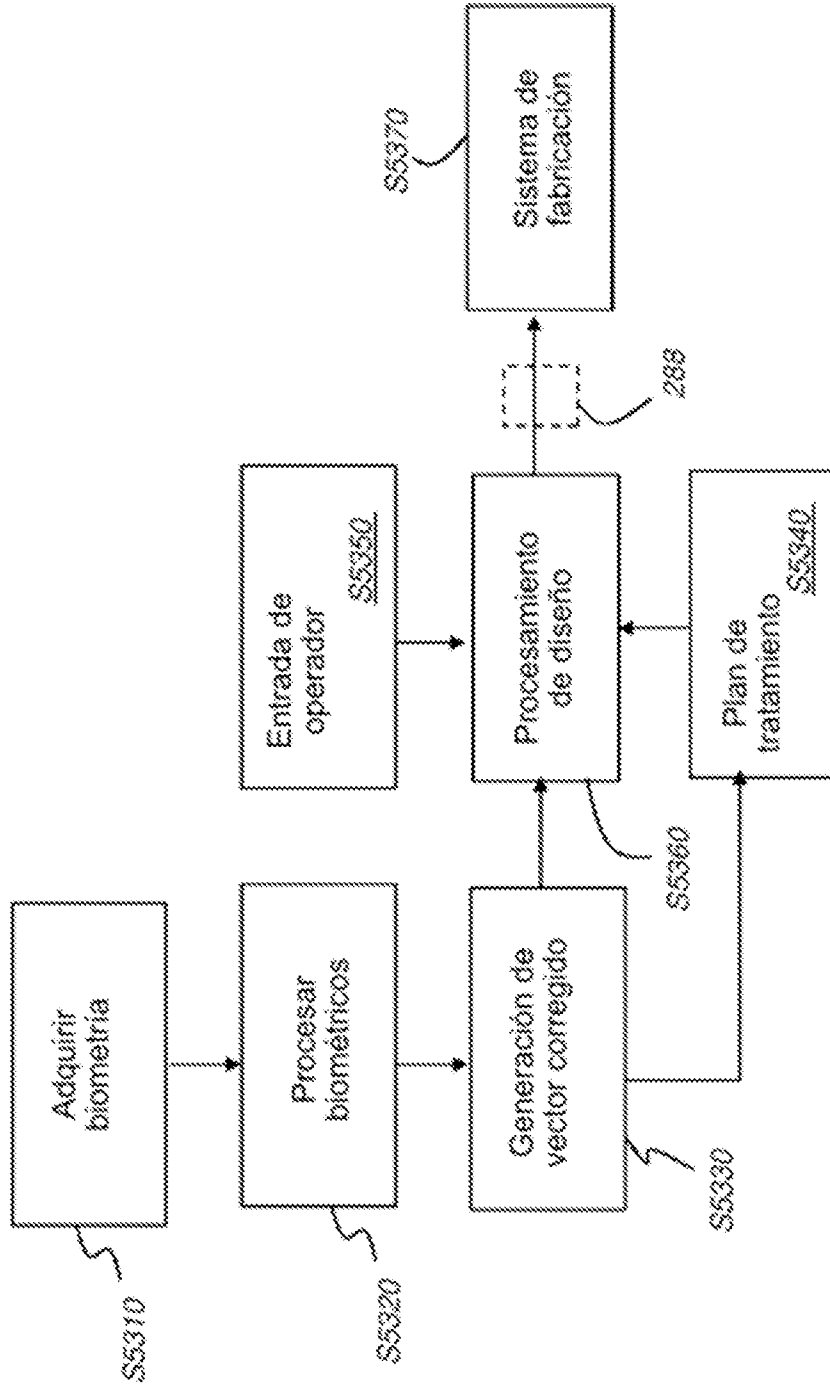


FIG. 53