

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 579 776**

51 Int. Cl.:

A61C 3/00 (2006.01)

A61C 7/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.10.1999 E 99953118 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.06.2016 EP 1119309**

54 Título: **DESARROLLO AUTOMATIZADO POR ORDENADOR DE UN PLAN Y APARATO DE TRATAMIENTO ORTODÓNCICO**

30 Prioridad:

08.10.1998 US 169276

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

16.08.2016

73 Titular/es:

**ALIGN TECHNOLOGY, INC. (100.0%)
2560 ORCHARD PARKWAY
SAN JOSE, CA 95131, US**

72 Inventor/es:

**CHISHTI, MUHAMMAD;
FREYBURGER, BRIAN;
WIRTH, KELSEY;
BEERS, ANDREW;
WEN, HUAFENG;
BENTON, PHILLIPS ALEXANDER y
JONES, TIMOTHY N.**

74 Agente/Representante:

MILTENYI, Peter

ES 2 579 776 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).

DESARROLLO AUTOMATIZADO POR ORDENADOR DE UN PLAN Y APARATO DE TRATAMIENTO
ORTODÓNICO

DESCRIPCIÓN

5

Campo de la invención

La invención se refiere en general al campo de la ortodoncia, y más particularmente, al desarrollo automatizado por ordenador (o equipo informático) de un plan y aparato de tratamiento ortodónico.

10

El reposicionamiento de dientes por razones estéticas o de otro tipo se realiza convencionalmente portando lo que se conoce comúnmente como correctores o, en inglés, "*braces*". Los correctores comprenden una variedad de aparatos, tales como *brackets*, arcos (*archwires*), ligaduras y juntas tóricas (*O-rings*). El acoplamiento de los aparatos a los dientes de un paciente es una tarea tediosa y lenta que requiere muchas visitas al ortodoncista tratante. En consecuencia, un tratamiento ortodónico convencional limita la capacidad de un paciente del ortodoncista y hace que el tratamiento ortodónico bastante caro.

15

20

Antes de apretar los correctores (*braces*) a los dientes de un paciente, normalmente se planifica al menos una cita con el ortodoncista, dentista, y/o laboratorio de rayos X de manera que se pueden tomar radiografías y fotografías de los dientes y la estructura de la mandíbula del paciente. También durante esta visita preliminar, o posiblemente en una visita posterior, por lo general se hace un molde de alginato de los dientes del paciente. Este molde proporciona un modelo dental del paciente que el ortodoncista utiliza junto con las radiografías y fotografías para formular una estrategia de tratamiento. Entonces, el ortodoncista normalmente planifica una o más citas durante las cuales se acoplarán los correctores a los dientes del paciente.

25

30

En la visita en la que se acoplan los correctores por primera vez, las superficies de los dientes son tratadas inicialmente con un ácido débil. El ácido optimiza las propiedades de adherencia de las superficies de los dientes para los *brackets* y bandas que han de adherirse a ellos. Los *brackets* y las bandas sirven como anclajes para otros aparatos que se añadirán más tarde. Después de la etapa del ácido, los *brackets* y las bandas son cementados a los dientes del paciente utilizando un material de pegado adecuado. No se añaden aparatos inductores de fuerza hasta que se ha fijado el cemento. Por esta razón, es común que el ortodoncista programe una cita posterior para asegurarse de que los *brackets* y las bandas están bien pegados a los dientes.

35

40

El aparato principal inductor de fuerza de un conjunto convencional de correctores (*braces*) es el arco (*archwire*). El arco es resiliente y es acoplado a los *brackets* por medio de ranuras en los *brackets*. El arco une los *brackets* entre sí y ejerce unas fuerzas sobre ellos para mover los dientes con el tiempo. Por lo general se utilizan alambres trenzados o juntas tóricas de elastómero para reforzar el acoplamiento del arco a los *brackets*. El acoplamiento del arco a los *brackets* se conoce en la técnica de la ortodoncia como "ligación" ("*ligation*") y los alambres utilizados en este procedimiento se denominan "ligaduras". ("*ligatures*"). Las juntas tóricas de elastómero se denominan "plásticos" ("*plastics*").

45

50

Después de que el arco está en su lugar, hay que hacer visitas periódicas al ortodoncista, durante las cuales se ajustarán los correctores del paciente mediante la instalación de un arco diferente que tiene diferentes propiedades inductoras de fuerza o reemplazando o apretando ligaduras existentes. Por lo general, estas visitas se planifican cada tres a seis semanas.

55

60

Según se ha ilustrado anteriormente, el uso de correctores (*braces*) convencionales es un proceso tedioso y lento, y requiere muchas visitas a la consulta del ortodoncista. Además, desde la perspectiva del paciente, el uso de correctores es antiestético, incómodo, presenta un riesgo de infección, y dificulta el cepillado, la limpieza con hilo dental, y otros procedimientos de higiene dental.

65

70

Por estas razones, sería deseable proporcionar procedimientos y sistemas alternativos para reposicionar los dientes. Dichos procedimientos y sistemas deben ser económicos y, en particular, deben reducir la cantidad de tiempo requerido por el ortodoncista para la planificación y la supervisión de cada paciente individual. Los procedimientos y sistemas también deben ser más aceptables para el paciente, en particular, ser menos visibles, menos incómodos, menos propensos a la infección y más compatibles con la higiene dental diaria. Al menos algunos de estos objetivos serán satisfechos por medio de los procedimientos y sistemas de la presente invención que se describen a continuación.

75

80

Descripción de antecedentes

Kesling describe unos posicionadores de dientes para el acabado de un tratamiento ortodónico, en *Am. J. Orthod oral. Surg.* 31: 297-304 (1945) y 32: 285-293 (1946). En *Warunek et al.* (1989) *J. Clin. Orthod.* 23: 694-700 se describe el uso de unos posicionadores de silicona para la realineación ortodónica integral de los dientes de un paciente. *Raintree Essix, Inc., New Orleans, Louisiana 70125, y Tru-Tain Plastics, Rochester, Minnesota 55902*

85

proporcionan comercialmente unos retenes de plástico transparente para el acabado y el mantenimiento del posicionado de dientes. Las patentes de EE.UU. con números 5.186.623; 5.059.118; 5.055.039; 5.035.613; 4.856.991; 4.798.534; y 4.755.139 describen la fabricación de posicionadores ortodóncicos.

5 Otras publicaciones que describen la fabricación y el uso de posicionadores dentales incluyen *Kleemann y Janssen* (1996) *J. Clin. Orthodon.* 30: 673-680; *Cureton* (1996) *J. Clin. Orthodon.* 30: 390-395; *Chiappone* (1980) *J. Clin. Orthodon.* 14: 121-133; *Shilliday* (1971) *Am. J. Orthodontics* 59: 596-599; *Wells* (1970) *Am. J. Orthodontics* 58: 351-366; y *Cottingham* (1969) *Am. J. Orthodontics* 55: 23-31.

10 *Kuroda et al.* (1996) *Am. J. Orthodontics* 110: 365-369 describe un procedimiento para el escaneo con láser de un molde dental de yeso para producir una imagen digital del molde. Véase también la patente de EE.UU. número 5.605.459.

15 Las patentes de EE.UU. con números 5.533.895; 5.474.448; 5.454.717; 5.447.432; 5.431.562; 5.395.238; 5.368.478; y 5.139.419, cuyo titular es *Ormco Corporation*, describen procedimientos para manipular las imágenes digitales de unos dientes para diseñar aparatos ortodóncicos.

La patente de EE.UU. número 5.011.405 describe un procedimiento para obtener digitalmente imágenes de un diente y determinar el posicionamiento óptimo de un *bracket* para un tratamiento ortodóncico. La Patente de EE.UU. número 5.338.198 describe el escaneo con láser de un diente moldeado para producir un modelo tridimensional. La patente de EE.UU. número 5.452.219 describe un procedimiento para escanear con láser un modelo dental y producir un molde dental mediante fresado. Las patentes de EE.UU. con números 5.607.305 y 5.587.912 describen una manipulación digital informatizada de los contornos de un diente. Las patentes de EE.UU. con números 5.342.202 y 5.340.309 describen la obtención digital informatizada de imágenes de la mandíbula. Otras patentes de interés incluyen las patentes de EE.UU. con números 5.549.476; 5.382.164; 5.273.429; 4.936.862; 3.860.803; 3.660.900; 5.645.421; 5.055.039; 4.798.534; 4.856.991; 5.035.613; 5.059.118; 5.186.623; y 4.755.139.

20 US 5.683.243 describe un procedimiento de crear aparatos dentales para un paciente en concreto para evitar la necesidad de *brackets* y/o arcos intermedios que generalmente resulta de la utilización de *brackets* y arcos ortodóncicos diseñados para anatomías promedio.

30 WO 99/34747 (citada según el Artículo 54(3) y publicada el 15 de Julio de 1999) describe un procedimiento de pronosticar el resultado de un tratamiento ortodóncico manipulando imágenes virtuales de los dientes de acuerdo con unas reglas que definen el efecto de aparatos ortodóncicos en los dientes.

35 **Resumen de la invención**

Según un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un procedimiento implementado por ordenador (o equipo informático) para uso en la creación de un plan para reposicionar los dientes de un paciente partiendo de un conjunto de posiciones iniciales de los dientes hasta un conjunto de posiciones finales de los dientes, comprendiendo el procedimiento: recibir unos conjuntos de datos digitales iniciales que representan los dientes en las posiciones iniciales, generar unos conjuntos de datos digitales intermedios y finales que representan los dientes en posiciones intermedias y finales, y generar unas trayectorias de tratamiento a lo largo de las que se moverán los dientes desde las posiciones iniciales hasta las posiciones finales pasando por las posiciones intermedias, que incluye generar unas posiciones intermedias para al menos uno de los dientes entre las cuales el diente experimenta movimientos de traslación de tamaños iguales.

Según un segundo aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema para uso en la creación de un plan para reposicionar los dientes de un paciente partiendo de un conjunto de posiciones iniciales de los dientes hasta un conjunto de posiciones finales de los dientes, comprendiendo el procedimiento: medios para recibir unos conjuntos de datos digitales iniciales que representan los dientes en las posiciones iniciales, medios para generar unos conjuntos de datos digitales intermedios y finales que representan los dientes en posiciones intermedias y finales, y medios para generar unas trayectorias de tratamiento a lo largo de las que se moverán los dientes desde las posiciones iniciales hasta las posiciones finales pasando por las posiciones intermedias, que incluyen medios para generar unas posiciones intermedias para al menos uno de los dientes entre las cuales el diente experimenta movimientos de traslación de tamaños iguales.

En algunas implementaciones, el conjunto de datos digitales iniciales incluye datos obtenidos escaneando un modelo físico de los dientes del paciente, tal como escaneando una impresión positiva o una impresión negativa de los dientes del paciente con un escáner láser o un escáner destructivo. La impresión positiva y la impresión negativa se pueden escanear estando entrelazadas entre sí para proporcionar datos más precisos. El conjunto de datos digitales iniciales también pueden incluir datos de imagen de volumen de los dientes del paciente, que el equipo informático puede convertir en un modelo geométrico 3D de las superficies del diente utilizando, por ejemplo, una técnica de cubos marchantes (*marching cubes*) convencional. El equipo informático también se puede utilizar para segmentar automáticamente el conjunto de datos digitales iniciales en unos modelos dentales individuales, tal como

realizando una detección de características u operación de cruce (*matching operation*) en los datos de imagen. En algunas formas de realización, los modelos dentales individuales incluyen datos que representan superficies dentales ocultas, tales como raíces representadas con imágenes obtenidas mediante radiografía, tomografía computarizada, o técnicas de resonancia magnética. Las raíces de los dientes y superficies ocultas también pueden ser extrapoladas a partir de superficies visibles de los dientes del paciente.

En otras formas de realización, el equipo informático aplica un conjunto de reglas para detectar colisiones que se producirán a medida que los dientes del paciente se mueven a lo largo de las trayectorias de tratamiento. Una técnica para la detección de colisiones es la creación de un amortiguador de colisiones entre dos dientes en una determinada etapa a lo largo de la trayectoria de tratamiento. El equipo informático también se puede utilizar para detectar oclusiones de mordida inadecuadas que se producirán a medida que los dientes del paciente se mueven a lo largo de las trayectorias de tratamiento. Otras formas de realización permiten que el equipo informático produzca una representación gráfica tridimensional (3D) de los dientes en cualquier etapa de tratamiento seleccionada. El equipo informático también se puede utilizar para animar la representación gráfica de los dientes para proporcionar una representación visual del movimiento de los dientes a lo largo de las trayectorias de tratamiento. Un símbolo VCR en la interfaz gráfica de usuario permite al usuario controlar la animación. Se puede utilizar una compresión a nivel de detalle para mejorar la velocidad a la que se representa la imagen 3D de los dientes. Además, algunas formas de realización permiten que el usuario modifique el conjunto de datos digitales subyacentes reposicionando un diente en la representación gráfica 3D.

En el presente documento se describe la generación de modelos tridimensionales de los dientes individuales a partir de un conjunto de datos iniciales que contienen una representación 3D de un grupo de dientes. Un equipo informático realiza esta tarea identificando unos puntos en el conjunto de datos iniciales correspondientes a cada diente individual y luego segmentando el conjunto de datos iniciales en múltiples conjuntos de datos, conteniendo cada uno los puntos identificados para uno de los dientes. En algunas formas de realización, el equipo informático almacena cada conjunto de datos como un modelo geométrico 3D que representa las superficies visibles del diente correspondiente. El equipo informático se puede utilizar para modificar cada modelo 3D para incluir superficies ocultas del diente correspondiente. En otras formas de realización, el conjunto de datos iniciales contiene datos digitales de imagen de volumen, y el equipo informático convierte los datos de imagen de volumen en un modelo geométrico 3D detectando elementos de volumen en los datos de imagen entre los que se produce una brusca transición en el valor de la imagen digital.

En el presente documento se describe la determinación de si los dientes de un paciente se pueden mover desde un primer conjunto de posiciones hasta un segundo conjunto de posiciones. Un equipo informático realiza esta tarea recibiendo un conjunto de datos digitales que representan los dientes en el segundo conjunto de posiciones, y determinando si alguno de los dientes colisionará en su movimiento al segundo conjunto de posiciones. En algunas formas de realización, el equipo informático calcula distancias entre dos de los dientes (un primer diente y un segundo diente) estableciendo un plano de proyección neutral entre el primer diente y el segundo diente, estableciendo un eje z que es perpendicular al plano y que tiene una dirección positiva y una dirección negativa desde cada uno de un conjunto de puntos base en el plano de proyección, calculando un par de distancias con signo que comprende una primera distancia con signo con respecto al primer diente y una segunda distancia con signo respecto al segundo diente, midiéndose las distancias con signo sobre una línea que pasa por los puntos base y es paralela al eje z, y determinando que se producirá una colisión si cualquiera del par de distancias con signo indica una colisión.

En el presente documento se describe la determinación de posiciones finales de los dientes de un paciente de ortodoncia. Un equipo informático recibe un conjunto de datos digitales que representan los dientes en posiciones finales recomendadas, produce una representación gráfica tridimensional (3D) de los dientes en las posiciones finales recomendadas, recibe una instrucción para reposicionar uno de los dientes en respuesta a la manipulación de un usuario del diente en la representación gráfica, y, en respuesta a la instrucción, modifica el conjunto de datos digitales para representar los dientes en las posiciones finales seleccionadas por el usuario.

En el presente documento se describe el análisis de un plan de tratamiento recomendado para los dientes de un paciente de ortodoncia. Un equipo informático recibe un conjunto de datos digitales que representan los dientes superiores del paciente después del tratamiento, recibe un conjunto de datos digitales que representan los dientes inferiores del paciente después del tratamiento, orienta los datos de los conjuntos de datos para simular la oclusión de mordida del paciente, manipula los conjuntos de datos de manera que simula el movimiento de mandíbulas humanas, y detecta colisiones entre los dientes superiores y los dientes inferiores del paciente durante la simulación de movimiento. La simulación de movimiento se puede basar en el movimiento observado de mandíbulas humanas típicas o de las mandíbulas del paciente.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1A ilustra la mandíbula de un paciente y proporciona una indicación general de cómo se pueden mover los dientes.

- La figura 1B ilustra un único diente de la figura 1A y define cómo se determinan las distancias de movimiento del diente.
- La figura 1C ilustra la mandíbula de la figura 1A junto con un aparato de ajuste de posición incremental.
- 5 La figura 2 es un diagrama de bloques que ilustra las etapas para producir un sistema de aparatos de ajuste incremental de posición.
- La figura 3 es un diagrama de bloques que describe unas etapas para manipular un conjunto de datos digitales iniciales que representan una disposición dental inicial para producir un conjunto de datos digitales finales que corresponden a una disposición final deseada de los dientes.
- 10 La figura 4A es un diagrama de flujo que ilustra una herramienta de borrado para los procedimientos del presente documento.
- La figura 4B ilustra el volumen de espacio que está siendo borrado por el programa de la figura 4A.
- La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra un programa para hacer que se correspondan componentes de alta resolución y de baja resolución en la manipulación de conjuntos de datos de la figura 3.
- 15 La figura 6A es un diagrama de flujo que ilustra un programa para realizar la etapa de "detección" del algoritmo de detección de cúspides (*cusp detection algorithm*).
- La figura 6B es un diagrama de flujo que ilustra un programa para realizar la etapa de "rechazo" del algoritmo de detección de cúspides (*cusp detection algorithm*).
- La figura 7 ilustra un procedimiento para generar múltiples conjuntos de datos digitales intermedios que se utilizan para producir los aparatos de ajuste.
- 20 La figura 8A es un diagrama de flujo que ilustra las etapas realizadas por el algoritmo de planificación de trayectoria.
- La figura 8B es un diagrama de flujo que ilustra las etapas para realizar una función de "visibilidad".
- La figura 8C es un diagrama de flujo que ilustra las etapas para realizar una función "hijos".
- La figura 8D es un diagrama de flujo que ilustra las etapas para la etapa 128 de planificación de trayectorias de la figura 8A.
- 25 La figura 9A es un diagrama de flujo que ilustra las etapas para realizar la comprobación recursiva de colisiones durante la detección de colisiones.
- La figura 9B es un diagrama de flujo que ilustra la división de nodos realizada durante la detección de colisiones.
- La figura 9C es un diagrama de flujo que ilustra las etapas para proporcionar información de movimiento adicional al proceso de detección de colisiones.
- 30 La figura 10 ilustra procesos alternativos para producir una pluralidad de aparatos que utilizan unos conjuntos de datos digitales que representan los diseños intermedios y finales de los aparatos.
- La figura 11 es un diagrama de bloques simplificado de un sistema de procesamiento de datos.
- La figura 12 es una imagen en sección transversal de un diente de yeso moldeado en un molde de epoxi.
- 35 La figura 18 es un diagrama que ilustra una técnica de amortiguador múltiple para uso en un algoritmo de detección de colisiones.
- La figura 19 es un diagrama de flujo para una técnica de detección de colisiones.
- Las figuras 15A, 15B, y 15C ilustran el posicionamiento de los dientes en varias etapas de un plan de tratamiento ortodóncico.
- 40 La figura 16 es un diagrama de flujo de un proceso para determinar una trayectoria de un diente entre posiciones intermedias durante un plan de tratamiento ortodóncico.
- La figura 13 es un diagrama de flujo de un proceso para formar un conjunto de datos de imagen 3D de los dientes a partir de dos conjuntos de datos de imagen.
- La figura 14 es un diagrama de flujo de un proceso para formar una malla de superficie 3D a partir de datos de imagen 3D.
- 45 La figura 17 es un diagrama de flujo de un proceso para optimizar la trayectoria de un diente desde una posición inicial hasta una posición final durante un plan de tratamiento ortodóncico.
- La figura 20 es una captura de pantalla de una pantalla de interfaz gráfica de usuario utilizada para representar imágenes 3D de los dientes de un paciente de ortodoncia.
- 50 Las figuras 21A y 21B ilustran una técnica para mejorar la velocidad de descarga y la velocidad de representación de un archivo de datos de imagen ortodóncica.

Descripción detallada

55 Se proporcionan sistemas y procedimientos para mover dientes de forma incremental usando una pluralidad de aparatos discretos, en los que cada aparato mueve sucesivamente uno o más de los dientes del paciente en cantidades relativamente pequeñas. Los movimientos dentales serán los normalmente asociados con el tratamiento ortodóncico, incluyendo su traslación en las tres direcciones ortogonales respecto a una línea central vertical, la rotación de la línea central del diente en las dos direcciones ortodóncicas ("angulación de raíz" y "torque"), así como la rotación en torno a la línea central.

60 Con referencia ahora a la figura 1A, una mandíbula representativa 100 incluye dieciséis dientes, al menos algunos de los cuales se han de mover desde una disposición inicial de los dientes a una disposición final de los dientes. Para entender cómo se pueden mover los dientes, se dibuja una línea central arbitraria (CL) a través de uno de los dientes 102. Con referencia a esta línea central (CL), los dientes se pueden mover en las direcciones ortogonales representadas por los ejes 104, 106, y 108 (en los que 104 es la línea central). La línea central puede ser rotada

alrededor del eje 108 (angulación de raíz) y 104 (torque) tal según se indica mediante las flechas 110 y 112, respectivamente. Adicionalmente, el diente puede ser rotado alrededor de la línea central, según se representa mediante la flecha 114. Por lo tanto, se pueden realizar todos los movimientos posibles del diente de forma libre.

5 Con referencia ahora a la figura 1B, la magnitud de cualquier movimiento dental se define en términos de la traslación lineal máxima de cualquier punto P en un diente 102. Cada punto P_i experimentará una traslación acumulativa de lo que ese diente se mueve en cualquiera de las direcciones ortogonales o rotacionales definidas en la figura 1A. Es decir, aunque el punto seguirá por lo general una trayectoria no-lineal, habrá una distancia lineal entre cualquier punto del diente cuando se determina en dos momentos cualesquiera durante el tratamiento. Por lo tanto, un punto P_1 arbitrario puede de hecho experimentar una verdadera traslación de lado a lado según se indica mediante la flecha d_1 , aunque un segundo punto P_2 arbitrario puede desplazarse a lo largo de una trayectoria arqueada, resultando en una traslación final d_2 . En muchas situaciones, el movimiento máximo permisible de un punto P_i , en cualquier diente particular, se define como la traslación lineal máxima de ese punto P_i del diente que experimenta el movimiento máximo para ese diente en cualquier etapa del tratamiento.

15 Una herramienta para reposicionar de forma incremental los dientes de la mandíbula de un paciente es un conjunto de uno o más aparatos de ajuste. Aparatos adecuados incluyen cualquiera de los posicionadores, retenedores y otros aparatos extraíbles conocidos que se utilizan para el acabado y el mantenimiento de las posiciones de los dientes en combinación con el tratamiento ortodóncico convencional. Según se describe más abajo, un paciente puede portar sucesivamente una pluralidad de dichos aparatos para conseguir un reposicionamiento gradual de los dientes. Un aparato particularmente ventajoso es el aparato 100, que se muestra en la figura 1C, que por lo general comprende un recubrimiento polimérico que tiene una cavidad con una forma adecuada para recibir y reposicionar de forma resiliente los dientes desde una disposición dental hasta otra disposición dental. El recubrimiento polimérico por lo general se ajusta a todos los dientes de la mandíbula superior o inferior. A menudo, sólo se reposicionan algunos de los dientes mientras que otros proporcionan una región base o de anclaje para mantener el aparato de reposicionamiento en su lugar mientras aplica la fuerza de reposicionamiento resiliente al diente o dientes a reposicionar. En casos complejos, sin embargo, se reposicionan muchos o la mayoría de los dientes en algún momento durante el tratamiento. En tales casos, los dientes que se mueven también pueden servir como región base o de anclaje para sostener el aparato de reposicionamiento. Las encías y el paladar también sirven como región de anclaje en algunos casos, permitiendo así que todos o casi todos los dientes sean reposicionados simultáneamente.

El aparato polimérico 100 de la figura 1C está formado preferiblemente por una lámina delgada de un polímero elastomérico adecuado, tal como *Tru-Tain 0,03 in. thermal* para formar material dental, comercializado por *Tru-Tain Plastics, Rochester, Minnesota 55902*. En muchos casos, no se proporcionan alambres u otros medios para sujetar el aparato en su lugar sobre los dientes. En algunos casos, sin embargo, es necesario proporcionar acoplamientos individuales en los dientes con correspondientes receptáculos o aberturas en el aparato 100 de modo que el aparato puede aplicar fuerzas cuya aplicación no sería posible o sería difícil en la ausencia de dichos acoplamientos.

40 Construcción de un modelo digital de los dientes del paciente

Recopilación de datos sobre los dientes

45 Con referencia ahora a la figura 2, se describirá un procedimiento para producir aparatos de ajuste de posición incremental para su uso posterior por parte de un paciente para reposicionar los dientes del paciente. Como primera etapa, se obtiene un conjunto de datos digitales que representan una disposición dental inicial, denominado en lo sucesivo como conjunto de datos digitales iniciales, o IDDS (*Initial Digital Data Set*). El IDDS puede obtenerse de diferentes maneras. Por ejemplo, los dientes del paciente pueden ser escaneados o se pueden obtener imágenes de los mismos utilizando una tecnología conocida, por ejemplo, radiografía, radiografía tridimensional, tomografía u obtención de conjuntos de datos asistida por ordenador (o equipo informático), y obtención de imágenes de resonancia magnética. Los procedimientos para digitalizar dichas imágenes convencionales para producir conjuntos de datos útiles son bien conocidos y se describen en patentes y literatura médica. Por lo general, sin embargo, se obtiene un molde de yeso de los dientes del paciente mediante técnicas bien conocidas, tales como las descritas en *Graber, Orthodontics: Principle and Practice*, Segunda Edición, *Saunders, Philadelphia*, 1969, pp. 401-415.

55 Después de obtener el moldeado dental, el moldeado es escaneado digitalmente por un escáner, tal como un escáner láser sin contacto o destructivo o un escáner con contacto, para producir el IDDS. El conjunto de datos producido por el escáner se puede presentar en cualquier formato de entre una variedad de formatos digitales para asegurar la compatibilidad con el software utilizado para manipular las imágenes representadas por los datos, según se describe en más detalle más adelante. Las técnicas generales para producir moldes de yeso de los dientes y generar modelos digitales utilizando técnicas de escaneo por láser se describen, por ejemplo, en la Patente de EE.UU. número 5.605.459.

65 Escáneres adecuados incluyen una variedad de sistemas de adquisición de rango, que en general se clasifican en función de si el proceso de adquisición requiere contacto con el objeto tridimensional a escanear. Algunos escáneres

con contacto utilizan sondas que tienen múltiples grados de libertad de traslación y/o de rotación. Se genera una representación legible por ordenador (es decir, una representación digital) del objeto de muestra registrando el desplazamiento físico de la sonda según se ha dibujado a través de la superficie de muestra.

5 Escáneres sin contacto convencionales incluyen sistemas de tipo reflectante y de tipo transmisivo. Actualmente se utiliza una amplia variedad de sistemas reflectantes, algunos de los cuales utilizan fuentes de energía incidente no ópticas, tales como radar o sonar de microondas. Otros utilizan energía óptica. Los sistemas sin contacto que utilizan energía óptica reflejada incluyen, por lo general, instrumentos especiales que realizan determinadas técnicas de medición (por ejemplo, radar de obtención de imágenes, triangulación e interferometría).

10 Un tipo de escáner sin contacto es un escáner óptico de reflexión, tal como un escáner láser. Los escáneres sin contacto son inherentemente no destructivos (es decir, no dañan el objeto de muestra), se caracterizan generalmente por una resolución de captura relativamente alta, y son capaces de escanear una muestra en un período relativamente corto de tiempo. Uno de estos escáneres es el escáner *Cyberware* Modelo 15 fabricado por *Cyberware, Inc.*, Monterey, California.

15 Ambos tipos de escáner, con y sin contacto, también pueden incluir cámaras de color que, cuando se sincronizan con las capacidades de escaneo, proporcionan medios para capturar, en formato digital, representaciones en color de los objetos de muestra. A continuación se describe la importancia de esta capacidad de capturar no sólo la forma del objeto de muestra, sino también su color.

20 Otros escáneres, tales como el escáner destructivo modelo CSS-1000 producido por *Capture Geometry Inside (CGI)*, *Minneapolis, Minnesota*, puede proporcionar información más detallada y precisa sobre los dientes de un paciente que la que puede proporcionar un escáner de adquisición de rango típico. En particular, un escáner destructivo puede obtener imágenes de áreas que están ocultas o tapadas para un escáner de adquisición de rango y, por lo tanto, no se pueden obtener imágenes de las mismas de forma adecuada. El escáner CSS-1000 recoge datos de imagen de un objeto obteniendo repetidamente cortes finos del objeto y escaneando ópticamente la secuencia de superficies recortadas para crear una secuencia de cortes de imagen 2D, por lo que ninguna de las superficies del objeto está oculta para el escáner. Un software de procesamiento de imágenes combina los datos de los cortes individuales para formar un conjunto de datos que representan el objeto, que posteriormente es convertido en una representación digital de las superficies del objeto, según se describe a continuación.

25 El escáner destructivo puede ser utilizado junto con un escáner láser para crear un modelo digital de los dientes de un paciente. Por ejemplo, primero se puede utilizar un escáner láser para construir una imagen de baja resolución de los arcos superior e inferior de un paciente junto con la mordida de cera del paciente, según se describe a continuación. Entonces, se puede usar el escáner destructivo para formar imágenes de alta resolución de los arcos individuales. Los datos obtenidos por el escáner láser indican la relación entre los dientes superiores e inferiores del paciente, que luego pueden ser utilizados para relacionar entre sí las imágenes generadas por el escáner destructivo y los modelos digitales derivados de las mismas.

35 El escáner destructivo se puede utilizar para formar el conjunto inicial de datos digitales (IDDS) de los dientes del paciente recortando y escaneando un modelo físico, tal como un moldeado de yeso, de los dientes. Para asegurar una orientación consistente del moldeado durante todo el proceso de escaneo destructivo, un operador del sistema de escaneo encapsula el moldeado en material de encapsulado, tal como *Encase-It epoxy* de *CGI*, y cura el material en una cámara de vacío de presión (*PV – pressure vacuum*) para formar un molde. La colocación del material de encapsulado en la cámara *PV* asegura que el material se endurece de forma relativamente rápida prácticamente sin burbujas de aire atrapadas. El color del material de encapsulado es seleccionado para que contraste fuertemente con el color del material del moldeado para asegurar la claridad de la imagen escaneada. Entonces, el operador monta el molde en una placa de montaje y coloca la placa de moldeo en el sistema de escaneo destructivo.

40 Un mecanismo de corte ("*cutter*") del sistema de escaneo destructivo obtiene un corte delgado (por lo general de entre 0,001" y 0,006" de espesor) del molde, y un brazo de posicionamiento coloca la superficie recortada cerca de un escáner óptico. El escáner óptico, que puede ser un dispositivo sacado del estante (*off-the-shelf device*), tal como un escáner plano o una cámara digital, escanea la superficie para crear un conjunto de datos de imagen 2D que representan la superficie. A continuación, el brazo de posicionamiento recoloca el molde debajo del mecanismo de corte, que vuelve a obtener un corte delgado del molde. El output resultante del sistema de escaneo destructivo es un conjunto de datos de imagen 3D, que más tarde se convierten en un modelo digital de superficies, según se describe en detalle más abajo. En la Patente de EE.UU. 5.621.648 se describe un sistema de escaneo destructivo y el correspondiente escaneo destructivo y procesamiento de datos.

50 La figura 12 muestra una imagen escaneada 1200 de una superficie expuesta de un moldeado dental de yeso 1202 embebido en un molde de epoxi 1204. El color negro del molde epoxi 1204 proporciona un fuerte contraste con el color blanco del moldeado de yeso 1202. Una guía de orientación 1206 aparece en una esquina de cada corte de imagen para asegurar una alineación correcta de los datos de imagen después del escaneo destructivo. La guía de orientación 1206 puede incluir una estructura rígida, tal como un trozo de tubo de PVC, embebido en el molde 1204.

Se puede utilizar la mordida de cera de un paciente para adquirir las posiciones relativas de los dientes superiores e inferiores en oclusión céntrica. Para un escaneo con láser, esto se puede conseguir colocando primero el molde inferior delante del escáner, con los dientes mirando hacia arriba, colocando luego la mordida de cera en la parte superior del molde inferior, y finalmente colocando el molde superior en la parte superior del molde inferior, con los dientes mirando hacia abajo, descansando sobre la mordida de cera. Entonces, se adquiere un escaneo cilíndrico para los moldes inferior y superior en sus posiciones relativas. Los datos escaneados proporcionan un modelo digital de resolución media que representa un objeto que es la combinación de los arcos del paciente situados en la misma configuración relativa que en la boca.

El modelo digital actúa como una plantilla que guía la colocación de los dos modelos digitales individuales (uno por arco). Más precisamente cada arco digital es a su vez alineado con el escaneo del par, usando un software, por ejemplo el software de alineación *Cyberware*. Entonces, los modelos individuales son colocados uno respecto al otro de manera que corresponden a los arcos en la boca del paciente.

La mordida de cera también se puede escanear por separado para proporcionar un segundo conjunto de datos sobre los dientes en los arcos superior e inferior. En particular, el molde de yeso proporciona una imagen "positiva" de los dientes del paciente, de la que se deriva un conjunto de datos, y la mordida de cera proporciona una imagen "negativa" de los dientes, de la que se deriva un segundo conjunto redundante de datos. Entonces, los dos conjuntos de datos pueden ser cruzados para formar un único conjunto de datos que describe los dientes del paciente con una mayor exactitud y precisión. La impresión a partir de la cual se hizo el molde de yeso también se puede utilizar en lugar de o además de la mordida de cera.

La figura 13 es un diagrama de flujo de un proceso para derivar un único conjunto de datos a partir de un conjunto de datos positivo y un conjunto de datos negativo. En primer lugar, se obtienen datos de escaneo que representan los modelos dentales físicos positivo y negativo (etapas 1300, 1302). Si los datos de escaneo fueron adquiridos a través de un proceso de escaneo destructivo, se construyen dos modelos geométricos 3D digitales a partir de los datos, según se describe a continuación (etapa 1304). Los datos de escaneo adquiridos a partir de un sistema de escáner óptico o de adquisición de rango normalmente son suficientes como modelo geométrico. Uno de los modelos geométricos es colocado para que coincida aproximadamente con el otro modelo en el espacio de modelo digital (etapa 1306), y se realiza un proceso de optimización para determinar la mejor correspondencia entre los modelos (etapa 1308). El proceso de optimización intenta que un punto de cada modelo corresponda con un punto del otro modelo. Entonces, cada par de puntos correspondientes son combinados en un solo punto para formar un único conjunto de datos (etapa 1310). La combinación de puntos correspondientes se puede realizar de diversas maneras, por ejemplo, promediando las coordenadas de los puntos de cada par.

Mientras que un sistema de escaneo con láser normalmente debe realizar tres escaneos para obtener imágenes de un conjunto completo de dientes de un paciente de forma adecuada (un escaneo de alta resolución para cada uno de los moldeados superior e inferior y un escaneo de resolución media de la mordida de cera), el sistema de escaneo destructivo descrito anteriormente puede obtener imágenes de un conjunto completo de dientes de un paciente de forma adecuada con sólo un escaneo de la mordida de cera. El escaneo de ambos moldeados con la mordida de cera en su lugar asegura que se capturan todas las superficies importantes de los dientes superiores e inferiores durante un escaneo destructivo. El escaneo de ambos moldeados de esta manera también proporciona un conjunto de datos de imagen de alta resolución que preserva la relación entre los dientes superiores e inferiores del paciente. Al igual que el material de encapsulado descrito anteriormente, la mordida de cera debe tener un color que contrasta fuertemente con el color del material de moldeo para asegurar la claridad de la imagen escaneada. La mordida de cera puede ser del mismo color que el material de encapsulado si no se desea que haya contraste entre la mordida de cera y el material de encapsulado. Alternativamente, el color de la mordida de cera puede contrastar fuertemente con los moldeados dentales y el material de encapsulado si se necesita una imagen de la mordida de cera.

Además de los datos de imagen 3D recogidos por el escaneo con láser o el escaneo destructivo de las superficies expuestas de los dientes, un usuario puede desear recoger datos acerca de características ocultas, tales como las raíces de los dientes del paciente y los huesos de la mandíbula del paciente. Esta información se utiliza para construir un modelo más completo de la dentición del paciente y mostrar con más exactitud y precisión cómo responderán los dientes al tratamiento. Por ejemplo, información acerca de las raíces permite modelar todas las superficies de los dientes, en lugar de sólo las coronas, lo que a su vez permite la simulación de las relaciones entre las coronas y las raíces mientras se mueven durante el tratamiento. Información sobre las mandíbulas y encías del paciente también permite un modelo más preciso del movimiento de los dientes durante el tratamiento. Por ejemplo, una radiografía de los huesos de la mandíbula del paciente puede ayudar a identificar dientes anquilosados, y la obtención de imágenes por resonancia magnética (*MRI – Magnetic Resonance Imaging*) puede proporcionar información sobre la densidad del tejido de las encías del paciente. Además, información sobre la relación entre los dientes del paciente y otras características craneales permite la alineación precisa de los dientes con respecto al resto de la cabeza en cada una de las etapas del tratamiento. Se pueden recoger datos acerca de estas características ocultas de varias fuentes, incluyendo sistemas de rayos-x en 2D y 3D, escáneres de tomografía

computarizada (TC), y sistemas de obtención de imágenes por resonancia magnética (*MRI – Magnetic Resonance Imaging*). Más abajo se describe en más detalle el uso de estos datos para introducir características visualmente ocultas al modelo dental.

5 El desarrollo de un plan de tratamiento ortodóncico para un paciente implica la manipulación del conjunto inicial de datos digitales (IDDS) en un equipo informático o estación de trabajo que tiene una interfaz gráfica de usuario (GUI) adecuada y un software apropiado para visualizar y modificar las imágenes. Más adelante se describirán en detalle aspectos específicos del software. Sin embargo, se pueden producir aparatos dentales que tienen geometrías que difieren incrementalmente mediante técnicas no asistidas por ordenador (o equipo informático). Por ejemplo, 10 moldeados de yeso obtenidos según se ha descrito anteriormente pueden ser cortados utilizando cuchillos, sierras, u otras herramientas de corte con el fin de permitir el reposicionamiento de dientes individuales dentro del moldeado. Los dientes desconectados se pueden mantener entonces en su lugar mediante cera blanda u otro material maleable, y una pluralidad de disposiciones de dientes intermedios se pueden preparar entonces utilizando dicho moldeado de yeso modificado de los dientes del paciente. Se pueden utilizar las diferentes disposiciones para 15 preparar conjuntos de múltiples aparatos, generalmente según se describe más abajo, utilizando técnicas de moldeo por presión y vacío.

Creación de un modelo 3D de superficies de los dientes

20 Muchos tipos de datos de escaneo, tales como los adquiridos por un sistema de escaneo óptico, proporcionan un modelo geométrico 3D (por ejemplo, una malla de superficie triangular) de los dientes cuando son adquiridos. Otras técnicas de escaneo, tales como la técnica de escaneo destructivo descrita anteriormente, proporcionan datos en forma de elementos de volumen ("vóxeles") que se pueden convertir en un modelo geométrico digital de las superficies de los dientes.

25 La figura 14 es un diagrama de flujo de un proceso para formar una malla de superficie a partir de datos de imagen en vóxeles. Este enfoque implica la recepción de datos de imagen del escáner destructivo (etapa 1400), procesar los datos para aislar el objeto a modelar (etapa 1401), y aplicar una técnica convencional de "cubos marchantes" ("*marching cubes*") para crear una malla de superficie del objeto (etapa 1402).

30 Cada conjunto de datos de imagen puede incluir imágenes de múltiples moldeados dentales o de un moldeado dental y objetos extraños "ruidosos" ("*noisy*"), tal como burbujas de aire, en el material de encapsulado. El sistema identifica a cada objeto en la imagen asignando a cada vóxel un valor binario de un solo bit (por ejemplo, "0" para el negro y "1" para el blanco) en base al valor de 8 bits del vóxel de la imagen en escala de grises, y luego conectando 35 los vóxeles adyacentes a los que se ha asignado el mismo valor de un solo bit. Cada grupo de vóxeles conectados representa uno de los objetos en la imagen. Entonces, el sistema aísla el moldeado dental a modelar enmascarando todos los objetos de la imagen excepto el moldeado dental de interés. El sistema elimina el ruido de los datos de imagen enmascarados haciendo pasar los datos a través de un filtro de paso bajo (*low-pass filter*).

40 Una vez que el moldeado dental está aislado de los datos de imagen, el sistema realiza una técnica convencional de cubos marchantes (*marching cubes*) para localizar superficies de los dientes y tejidos en los datos de la imagen. Esta técnica consiste en la identificación de pares de vóxeles adyacentes que tienen valores de imagen de 8 bits que caen en lados opuestos de un valor umbral seleccionado. En concreto, cada vóxel tiene un valor de imagen asociado, por lo general un número entre 0 y 255, que representa el valor del color o escala de grises de la imagen 45 en ese vóxel. Debido a que el moldeado dental y el material de encapsulado que lo envuelve tienen unos colores que contrastan fuertemente (véase la figura 12), los valores de imagen de los vóxeles que forman la imagen del moldeado dental son muy diferentes con respecto a los valores de los vóxeles que forman la imagen del material envolvente. Por lo tanto, el algoritmo de cubos marchantes puede localizar las superficies de los dientes identificando los vóxeles en los que se produce una fuerte transición en los valores de la imagen. El algoritmo puede 50 posicionar la superficie de forma precisa entre dos vóxeles determinando la diferencia entre el valor umbral y el valor de imagen en cada vóxel y luego colocando la superficie a una correspondiente distancia respecto al punto central de cada vóxel.

55 En algunas implementaciones, después de aplicar el algoritmo de cubos marchantes (*marching cubes*), la malla resultante es sometida a una operación de suavizado para reducir el dentado (*jaggedness*) en las superficies del modelo dental causado por la conversión de cubos marchantes (etapa 1404). Se puede utilizar una operación de suavizado convencional, tal como una que desplace los vértices de los triángulos individuales a las posiciones que representan los promedios de los vértices vecinos conectados para reducir los ángulos entre los triángulos de la malla.

60 Otra etapa opcional es la aplicación de una operación de diezmado a la malla suavizada para eliminar puntos de datos, lo cual mejora la velocidad de procesamiento (etapa 1406). Operaciones de diezmado convencionales identifican pares de triángulos que se encuentran casi en el mismo plano y combinan cada par identificado en un solo triángulo eliminando el vértice común. La operación de diezmado que se utiliza en este caso también incorpora 65 unas reglas de diezmado específicas de ortodoncia, que se basan en una comprensión de las características

generales de los dientes y encías y de los aparatos ortodóncicos que se utilizarán para realizar un plan de tratamiento. Por ejemplo, los alineadores no suelen contactar con las partes de las superficies de los dientes adyacentes a las encías, de modo que estas superficies dentales se pueden modelar con menos precisión que el resto del diente. La operación de diezmado incorpora este conocimiento diezmado en mayor medida a lo largo de la línea de las encías. Cuando se utiliza un aparato tal como un alineador de cubierta polimérica para el tratamiento de los dientes del paciente, el algoritmo también diezma en mayor medida a los lados de los dientes, donde por lo general el alineador sólo es necesario para empujar ortogonalmente a la superficie, de lo que diezma en las partes superiores de los dientes, donde por lo general el alineador debe formar un agarre sólido.

Después de la realización de la operación de suavizado y diezmado, se calcula un valor de error en base a las diferencias entre la malla resultante y la malla original o los datos originales (etapa 1408), y el error es comparado con un valor umbral aceptable (etapa 1410). Las operaciones de suavizado y diezmado se aplican a la malla una vez más si el error no excede el valor aceptable. El último conjunto de datos de malla que satisface el umbral es almacenado como el modelo dental (etapa 1412).

Creación de modelos 3D de los dientes individuales

Una vez que se ha construido un modelo 3D de las superficies de los dientes, se pueden derivar modelos dentales individuales del paciente. En un enfoque, los dientes individuales y otros componentes son "cortados" para permitir el reposicionamiento o la eliminación individual de los dientes en o de los datos digitales. Después de que los componentes hayan sido "liberados", se sigue una prescripción u otra especificación escrita proporcionada por el profesional tratante para reposicionar los dientes. Alternativamente, los dientes se pueden reposicionar en base a la apariencia visual o en base a reglas y algoritmos programados en el equipo informático. Una vez que se ha creado una disposición final aceptable, la disposición final de los dientes es incorporada a un conjunto final de datos digitales (*FDDS – Final Digital Data Set*).

En base al IDDS y al FDDS, se genera una pluralidad de conjuntos de datos digitales intermedios (*INTDDS – INTermediate Digital Data Sets*) para que se correspondan con disposiciones dentales intermedias sucesivas. Entonces, se puede fabricar el sistema de aparatos de ajuste posicional incremental en base a los INTDDS, según se describe en más detalle a continuación. La segmentación de los dientes individuales a partir del modelo dental y la determinación de las posiciones intermedias y final de los dientes también se describen en más detalle a continuación.

Simplificación del modelo 3D

La figura 3 ilustra una técnica representativa para la manipulación asistida por un usuario del IDDS para producir el FDDS en el equipo informático. Por lo general, los datos procedentes del escáner digital son adquiridos en alta resolución. Con el fin de reducir el tiempo de procesamiento necesario para generar las imágenes, se puede crear un conjunto paralelo de datos digitales que representan el IDDS con una resolución más baja. El usuario puede manipular las imágenes de menor resolución mientras el equipo informático actualiza el conjunto de datos de alta resolución necesarios. El usuario también puede ver y manipular el modelo de alta resolución si el detalle adicional proporcionado en ese modelo es útil. El IDDS también se puede convertir en una estructura de datos *quad-edge* si no se encuentra ya en ese formato. Una estructura de datos *quad-edge* es una estructura de datos topológica estándar definida en *Primitives for the Manipulation of General Subdivisions and the Computation of Voronoi Diagrams*, *ACM Transactions of Graphics*, Vol. 4, Nº 2, Abril 1985, pp. 74-123. También se podrían usar otras estructuras de datos topológicas, tales como la estructura de datos *winged-edge*.

Como etapa inicial, mientras se visualiza la imagen tridimensional de la mandíbula del paciente, incluyendo los dientes, las encías, y otros tejidos orales, el usuario normalmente elimina la estructura que no es necesaria para la manipulación de las imágenes y la producción final de un aparato. Estas secciones no deseadas del modelo pueden eliminarse utilizando una herramienta de borrado para realizar una sustracción del modelado del volumen. La herramienta se representa por medio de una caja gráfica. El volumen que se desea borrar (las dimensiones, la posición y la orientación de la caja) son establecidos por el usuario usando la interfaz gráfica de usuario. Por lo general, las secciones no deseadas incluirían una zona extraña de la encía y la base del modelado escaneado originalmente. Otra aplicación de esta herramienta es estimular la extracción de los dientes y el rebaje ("*shaving down*") de superficies dentales. Esto es necesario cuando se necesita espacio adicional en la mandíbula para el posicionamiento final de un diente que va a ser movido. El profesional tratante puede elegir la determinación de qué dientes serán rebajados y qué dientes serán extraídos. El rebaje permite al paciente conservar los dientes cuando sólo se necesita una pequeña cantidad de espacio. Generalmente, la extracción y el rebaje se utilizan en la planificación del tratamiento sólo cuando se van a extraer o rebajar los dientes reales del paciente antes de iniciar el reposicionamiento.

La eliminación de las secciones no deseadas o innecesarias del modelo aumenta la velocidad de procesamiento de datos y mejora la presentación visual. Las secciones innecesarias incluyen aquellas que no son necesarias para crear el aparato de reposicionamiento de los dientes. La eliminación de estas secciones no deseadas reduce la

complejidad y el tamaño del conjunto de datos digitales, acelerando así las manipulaciones del conjunto de datos y otras operaciones.

5 Después de que el usuario haya posicionado y dimensionado la herramienta de borrado y ordenado al software el borrado de la sección no deseada, se eliminan todos los triángulos que hay dentro de la caja establecida por el usuario y se modifican los triángulos de los bordes para dejar un borde suave y lineal. El software borra todos los triángulos que hay dentro de la caja y recorta todos los triángulos que cruzan los bordes de la caja. Esto requiere generar nuevos vértices en los bordes de la caja. Los huecos creados en el modelo en las caras de la caja son re-triangulados y cerrados usando los nuevos vértices creados.

10 En formas de realización alternativas, el equipo informático simplifica automáticamente el modelo digital mediante la realización de las funciones orientadas al usuario descritas anteriormente. El equipo informático aplica un conocimiento de la relevancia ortodóncica para determinar qué porciones del modelo digital son innecesarias para la manipular de las imágenes.

15 SEGMENTACIÓN DE LOS DIENTES EN EL MODELO 3D

Segmentación asistida por un humano

20 La herramienta de sierra (*saw tool*) se usa para definir los dientes individuales (o posiblemente grupos de dientes) que van a ser movidos. La herramienta divide la imagen escaneada en componentes gráficos individuales permitiendo que el software mueva el diente u otras imágenes de componentes que son independientes de las partes restantes del modelo. En una realización, la herramienta de sierra define una trayectoria para cortar la imagen gráfica utilizando dos líneas curvas polinómicas suaves básicas cúbicas (*cubic B-spline curves*) situadas en el espacio, posiblemente limitadas a planos paralelos, ya sean abiertas o cerradas. Un conjunto de líneas conecta las dos curvas y muestra al usuario la trayectoria de corte general. El usuario puede editar los puntos de control en las líneas polinómicas suaves básicas cúbicas, el espesor del corte de la sierra, y el número de borradores usados, según se describe a continuación.

30 En una realización alternativa, los dientes son separados utilizando la sierra como dispositivo de "extracción de muestras" (*"coring" device*), cortando el diente desde arriba con cortes de sierra verticales. La corona del diente, así como el tejido gingival que hay inmediatamente debajo de la corona son separados del resto de la geometría, y son tratados como una unidad individual, denominada diente. Cuando este modelo es movido, el tejido gingival se mueve con respecto a la corona, creando una aproximación de primer orden de la forma en que las encías serán corregidas dentro de la boca de un paciente.

35 Cada diente también puede ser separado del modelo recortado original. Además, se puede crear una base a partir del modelo recortado original cortando las coronas de los dientes. El modelo resultante se utiliza como base para mover los dientes. Esto facilita la eventual fabricación de un molde físico a partir del modelo geométrico, según se describe a continuación.

40 Grosor: Cuando se utiliza un corte para separar un diente, el usuario normalmente quiere que el corte sea lo más fino posible. Sin embargo, el usuario puede querer hacer un corte más grueso, por ejemplo, cuando se rebajan dientes vecinos, según se ha descrito anteriormente. Gráficamente, el corte aparece como curva limitada por el grosor del corte en un lado de la curva.

50 Número de borradores: Un corte se compone de múltiples cajas de borrado dispuestas una junto a otra en forma de aproximación lineal por tramos de la trayectoria curva de la herramienta de sierra. El usuario elige el número de borradores, lo que determina la sofisticación de la curva creada: cuanto mayor es el número de segmentos, con más precisión el corte seguirá la curva. El número de borradores es mostrado gráficamente por el número de líneas paralelas que conectan las dos curvas polinómicas suaves básicas cúbicas (*cubic B-spline curves*). Una vez que se ha especificado completamente un corte de sierra, el usuario aplica el corte al modelo. El corte se realiza como una secuencia de borrados, según se muestra en la figura 4A. La figura 4B muestra una única iteración de borrado del corte según se describe en el algoritmo para una curva polinómica suave básica (*B-spline*) abierta. Para un corte vertical, las curvas son cerradas, con $P_A[O]$ y $P_A[S]$ siendo el mismo punto y $P_B[O]$ y $P_B[S]$ siendo el mismo punto.

60 En una realización, el software puede dividir automáticamente la herramienta de sierra en un conjunto de borradores en base a una medida de suavidad introducida por el usuario. La sierra se subdivide de manera adaptativa hasta que una métrica de error mide que la desviación con respecto a la representación ideal de la representación aproximada es inferior a un umbral especificado por la configuración de la suavidad. Una métrica de error compara la longitud lineal de la curva subdividida con la longitud de arco de la curva polinómica suave (*spline*) ideal. Cuando la diferencia es mayor que un umbral calculado a partir de la configuración de la suavidad, se añade un punto de subdivisión a lo largo de la curva polinómica suave (*spline*).

65 En el software también se puede proporcionar una función de vista previa. La función de vista previa muestra

visualmente un corte de sierra en forma de dos superficies que representan los lados opuestos del corte. Esto permite que el usuario pueda considerar el corte final antes de aplicarlo al conjunto de datos del modelo.

Después de que el usuario haya completado todas las operaciones de corte deseadas con la herramienta de sierra, existen múltiples gráficos de sólidos (objetos tridimensionales). Sin embargo, en este punto, el software no ha determinado qué triángulos de la estructura de datos *quad-edge* pertenecen a qué componentes. El software elige un punto de inicio aleatorio en la estructura de datos y recorre la estructura de datos usando información de proximidad para encontrar todos los triángulos que están unidos entre sí, identificando un componente individual. Este proceso se repite comenzando con el triángulo cuyo componente está aún por determinar. Una vez que se ha recorrido toda la estructura de datos, se han identificado todos los componentes.

Para el usuario, todos los cambios realizados en el modelo de alta resolución parecen producirse simultáneamente en el modelo de baja resolución, y viceversa. Sin embargo, no hay una correlación uno a uno entre los diferentes modelos de resolución. Por lo tanto, el equipo informático "correlaciona" (*matches*) los componentes de alta resolución y baja resolución de la mejor manera posible bajo unos límites definidos. En la figura 5 se describe un proceso para hacer esto.

Segmentación automatizada

El sistema puede incluir opcionalmente un subsistema de segmentación que realiza una segmentación automática o semiautomática del modelo dental 3D en modelos de dientes individuales. El subsistema de segmentación es implementado de forma ventajosa en forma de uno o más procesos de programa informático que implementan un proceso de segmentación. En implementaciones alternativas, el proceso de segmentación puede actuar en los datos de volumen 3D o en la malla de superficie 3D. El proceso de segmentación aplica técnicas convencionales de detección de características adaptadas para explotar las características y peculiaridades conocidas de los dientes. Por ejemplo, los algoritmos de detección de características suelen actuar sobre imágenes en las que las características a distinguir entre sí tienen diferentes colores o tonos de gris. Las características a detectar por lo general también están separadas espacialmente entre sí. Sin embargo, las características a detectar en una imagen 2D o 3D de un moldeado dental de yeso (por ejemplo, los dientes individuales y el tejido de las encías) todas tienen el mismo color (blanco), y algunas características, tales como un diente individual y el tejido de encía que lo rodea, no están separados espacialmente.

El proceso de segmentación se puede implementar para usar cualquiera de entre diversas técnicas de detección de características y, de manera ventajosa, se utiliza una combinación de técnicas para aumentar la precisión de la identificación de características. Una de las técnicas de detección de características utiliza el análisis de color para distinguir objetos en función de variaciones en el color. El análisis de color se puede utilizar en situaciones en las que los dientes individuales están separados por espacios suficientemente grandes para ser ocupados por el material de encapsulado. Debido a que el moldeado dental y el material de encapsulado tienen colores que contrastan entre sí, estos dientes aparecen en el modelo como áreas blancas separadas por finas tiras de negro.

Otra técnica de detección de características utiliza el análisis de la forma para distinguir ciertas características, tales como los dientes respecto a las encías. En general, las superficies de los dientes son lisas mientras que las superficies de las encías tienen una textura, y los dientes y las encías forman por lo general una cresta en forma de U en la cual se encuentran entre sí. La detección de estas características a través del análisis de la forma ayuda a distinguir los dientes de las encías. El análisis de la forma también puede detectar dientes individuales, por ejemplo mediante la búsqueda de objetos más grandes en la imagen 3D o mediante el reconocimiento de coronas de un molar en forma de cuatro manchas aisladas de un color dispuestas según un determinado patrón. Más abajo se describe un algoritmo de detección de coronas.

Otras técnicas de detección de características utilizan bases de datos de casos conocidos o información estadística con la que se correlaciona una imagen 3D en particular usando técnicas convencionales de comparación de patrones de imagen y de ajuste de datos. Una de estas técnicas, conocida como "Máximo a posteriori" (*MAP – Maximum a posteriori*), utiliza imágenes a priori para modelar valores de píxeles correspondientes a distintos tipos de objetos (clases) como variables aleatorias independientes con distribuciones (Gaussianas) normales cuyos parámetros (media y varianza) son seleccionados empíricamente. Para cada clase, se crea un perfil de histograma en base a una distribución gaussiana con la media y varianza especificadas. Las imágenes a priori proporcionan para cada píxel y cada clase la probabilidad de que el píxel pertenezca a la clase, una medida que refleja la frecuencia relativa de cada clase. Aplicando la regla de Bayes a cada clase, se ajustan los valores de los píxeles de la imagen de entrada en función de las probabilidades a priori, luego, por la función de distribución. El resultado es una probabilidad a posteriori de que cada píxel pertenezca a cada clase. El enfoque de Máximo a Posteriori (MAP) selecciona entonces para cada píxel la clase con la probabilidad a posteriori más alta como el output de la segmentación.

Otra técnica de detección de características utiliza la detección automática de la cúspide de los dientes. Las cúspides son proyecciones puntiagudas en la superficie de masticación de un diente. En una implementación, la

detección de la cúspide (*cusp detection*) se realiza en dos etapas: (1) una etapa de "detección", durante la cual se determina un conjunto de puntos en el diente como candidatos a ubicaciones de la cúspide; y (2) una etapa de "rechazo", durante la cual se rechazan candidatos del conjunto de puntos si no satisfacen un conjunto de criterios asociados con las cúspides.

La figura 6A ilustra un procedimiento para la etapa de "detección". En la etapa de detección, se observa una posible cúspide como una "isla" en la superficie del diente, con la cúspide candidata en el punto más alto de la isla. El "Más alto" se mide con respecto al sistema de coordenadas del modelo, pero podría ser medido fácilmente con respecto al sistema de coordenadas local de cada diente si la detección se realiza después de la fase de corte del tratamiento.

El conjunto de todas las posibles cúspides se determina mediante la búsqueda de todos los máximos locales en el modelo dental que están dentro de una distancia especificada de la parte superior de la caja delimitadora del modelo. En primer lugar, el punto más alto en el modelo es designado como la primera cúspide candidata. Un plano es pasado por este punto, perpendicular a la dirección a lo largo de la cual se mide la altura de un punto. Entonces, el plano es movido hacia abajo en una pequeña distancia predeterminada a lo largo del eje Z. A continuación, todos los vértices conectados al diente y que están por encima del plano y de algún componente conectado se asocian con la cúspide candidata como cúspides. Esta etapa también se conoce como la etapa de "llenado por difusión". A partir de cada punto de cúspide candidato, se realiza la "difusión" hacia afuera, marcando cada vértice del modelo visitado de esta manera como "parte de" la correspondiente cúspide candidata. Después de completar la etapa de llenado por difusión, se examina cada vértice del modelo. Cualquier vértice que está por encima del plano y no ha sido visitado por uno de los llenados por difusión es añadido a la lista de cúspides candidatas. Estas etapas se repiten hasta que el plano ha recorrido una distancia especificada.

Si bien este enfoque iterativo puede ser más costoso en tiempo que una búsqueda de máximo local, el enfoque descrito anteriormente produce una lista más corta de cúspides candidatas. Puesto que el plano es movido hacia abajo una distancia finita en cada etapa, se pueden omitir máximos locales muy pequeños producidos a causa de datos ruidosos.

Después de la etapa de "detección", el algoritmo de detección de cúspides realiza la etapa de "rechazo". En la figura 6B se expone un procedimiento para la etapa de "rechazo". En esta etapa, se analizan las geometrías locales alrededor de cada una de las cúspides candidatas para determinar si poseen "características impropias de cúspide." Las cúspides candidatas que presentan "características impropias de cúspide" son eliminadas de la lista de cúspides candidatas.

Se pueden usar diversos criterios para identificar "características impropias de cúspide." De acuerdo con una prueba, se utiliza la curvatura local de la superficie alrededor de la cúspide candidata para determinar si la candidata posee características impropias de cúspide similares. Según se muestra en la figura 6B, la curvatura local de la superficie alrededor de la cúspide candidata es aproximada y luego es analizada para determinar si es demasiado grande (superficie muy puntiaguda) o demasiado pequeña (superficie muy plana), en cuyo caso se elimina la candidata de la lista de cúspides candidatas. Se usan valores conservadores para los valores máximo y mínimo de curvatura y para asegurar que no se rechazan las cúspides verdaderas por error.

En una prueba alternativa, se calcula una medida de suavidad en base a la normal promedio en una zona alrededor de la cúspide candidata. Si la normal promedio se desvía de la normal en la cúspide por encima de una cantidad especificada, la cúspide candidata es rechazada. En una realización, la desviación de un vector normal N respecto a la normal de la cúspide CN es aproximada mediante la fórmula:

$$\text{desviación} = 1 - \text{Abs}(N \cdot CN),$$

que es cero si no hay desviación, y 1 cuando N y CN son perpendiculares.

Para ambas técnicas de segmentación, la asistida por un humano y la automatizada, el médico tratante puede simplificar el proceso de identificación de los dientes marcando el modelo dental físico antes de que el modelo sea escaneado. Tras el escaneo, estas marcas pasan a formar parte del modelo dental digital. Los tipos de marcas que el médico tratante puede utilizar incluyen marcas de identificación del eje de rotación de un diente, marcas de identificación del eje principal de un diente (por ejemplo, una línea recta marcada en el borde de oclusión de los dientes), y marcas de identificación de los límites entre los dientes. Una marca de identificación del eje de rotación de un diente a menudo se usa para restringir el modo en que el diente puede rotar durante el curso del tratamiento. El médico tratante también puede pintar los dientes en el modelo físico con diferentes colores para ayudar en la segmentación de los dientes individuales a partir del modelo dental digital.

Añadición de raíces y superficies dentales ocultas a los modelos dentales individuales

Opcionalmente, el sistema se puede configurar para añadir raíces y superficies ocultas a los modelos dentales para permitir una simulación más exhaustiva y precisa del movimiento de los dientes durante el tratamiento. En implementaciones alternativas, se añade esta información automáticamente sin asistencia de una persona, de forma parcialmente automática con asistencia de una persona, o manualmente por parte de un operador humano, usando

diversas fuentes de datos.

En algunas implementaciones, se usan sistemas de obtención de imágenes 2D y 3D, tales como sistemas de rayos X, escáneres de tomografía computarizada (TC), y sistemas de resonancia magnética, para recoger información acerca de las raíces de los dientes del paciente. Por ejemplo, varias imágenes 2D de rayos X de un diente tomadas en diferentes planos permiten la construcción de un modelo 3D de las raíces del diente. Se puede obtener información sobre las raíces mediante inspección visual de la imagen de rayos X y aplicando un algoritmo de identificación de características implementado por ordenador (o equipo informático) a los datos de rayos X. El sistema añade las raíces dentales al modelo dental creando una malla de superficie que representa las raíces. Se extraen puntos de referencia físicos de los dientes del paciente, por ejemplo, cavidades o cúspides, a partir de los datos 2D y 3D y son utilizados para registrar las raíces en el modelo dental. Al igual que las raíces, estos puntos de referencia se pueden extraer de forma manual o mediante el uso de un algoritmo de detección de características.

Otra alternativa para la adición de raíces y superficies ocultas es modelar formas típicas de raíz y corona y modificar el modelo digital de cada diente para incluir una raíz o una superficie oculta correspondiente a una forma típica. Este enfoque asume que las raíces y las superficies ocultas de los dientes de cada paciente tienen formas típicas. Se adquiere un modelo geométrico de cada forma típica, por ejemplo, accediendo a una base de datos electrónica de modelos típicos de raíz y corona creados antes del inicio del análisis de los dientes de un paciente en particular. Se añaden partes de los modelos típicos de raíz y corona a los modelos dentales individuales según se requiera para completar los modelos dentales individuales.

Aún otra alternativa para la adición de raíces y superficies ocultas es la extrapolación del modelo dental 3D para incluir estas características en base a las características observadas de las superficies dentales. Por ejemplo, el sistema puede utilizar la curvatura de un molar particular, entre las puntas de las cúspides y la línea de las encías para pronosticar la forma de las raíces para ese molar. En otras implementaciones, se utilizan datos de rayos X y de tomografía computarizada de los dientes del paciente para proporcionar puntos de comparación para extrapolar las raíces de los pacientes y superficies ocultas. También se pueden utilizar modelos de formas típicas de raíz y de corona para proporcionar puntos de comparación para la extrapolación de raíces y superficies ocultas.

Determinación de las posiciones finales de los dientes

Una vez que se han separado los dientes, se puede crear el conjunto final de datos digitales (FDDS) a partir del conjunto inicial de datos digitales (IDDS). El FDDS se crea siguiendo la prescripción de los ortodoncistas para mover los dientes en el modelo a sus posiciones finales. En una realización, la prescripción es introducida en un equipo informático, que calcula automáticamente las posiciones finales de los dientes. En otras formas de realización alternativas, un usuario mueve los dientes a sus posiciones finales manipulando de forma independiente uno o más dientes satisfaciendo las restricciones de la prescripción. Se pueden usar también varias combinaciones de las técnicas descritas anteriormente para llegar a las posiciones finales de los dientes.

Un procedimiento para crear el FDDS implica mover los dientes en una secuencia especificada. En primer lugar, se alinean los centros de cada uno de los dientes con un arco estándar. Luego, se rotan los dientes hasta que sus raíces estén en la posición vertical apropiada. A continuación, se rotan los dientes alrededor de su eje vertical hacia la orientación apropiada. Los dientes son observados entonces desde el lado, y se realiza una traslación vertical de los mismos hacia su posición vertical apropiada. La inclusión de raíces en los modelos dentales, descrita anteriormente con más detalle, asegura la orientación vertical apropiada de todo el diente, no sólo la corona. Por último, se colocan los dos arcos juntos, y los dientes son movidos ligeramente para asegurar que los arcos superior e inferior encajen entre sí. El encaje de los arcos superior e inferior entre sí es visualizado usando un proceso de detección de colisiones para resaltar los puntos de contacto de los dientes en rojo.

Además de su rol en la identificación de los dientes individuales, la detección de cúspides también es útil para determinar la orientación final de los dientes. Por ejemplo, las cúspides de un molar típico están relativamente niveladas cuando el diente está orientado verticalmente, de modo que las posiciones relativas de las puntas de las cúspides indican la posición del diente. Por lo tanto, se incorpora la detección de cúspides en la determinación de la posición final.

Una herramienta para uso en la visualización de la interacción de los dientes superiores e inferiores de un paciente en las posiciones finales es un articulador "virtual" implementado por ordenador (o equipo informático). El articulador virtual proporciona una visualización gráfica que simula el funcionamiento de la mandíbula del paciente o de un articulador mecánico convencional acoplado a un modelo físico de los dientes del paciente. En particular, el articulador virtual orienta los modelos digitales de los arcos superior e inferior del paciente de la misma manera que se orientarán los arcos físicos del paciente en la boca del paciente al final del tratamiento. A continuación, el articulador mueve los modelos de arco a través de un rango de movimientos que simulan los movimientos corrientes de la mandíbula humana.

La calidad de la simulación del articulador virtual depende de los tipos de información utilizados para crear el

articulador y los modelos dentales. En algunas implementaciones, el articulador virtual incluye un modelo digital de un articulador mecánico creado, por ejemplo, a partir de un fichero de diseño (CAD) asistido por ordenador o datos de imagen recogidos durante un escaneo con láser del articulador. Otras implementaciones incluyen un modelo digital de mandíbulas humanas creado, por ejemplo, a partir de datos 2D o 3D de rayos X, datos de escaneo de tomografía computarizada (CT), o mediciones mecánicas de las mandíbulas, o a partir de una combinación de estos tipos de datos. En muchos aspectos, el articulador virtual más útil es el que simula las mandíbulas del paciente cuyos dientes se están tratando, creado a partir de datos de imagen o mediciones mecánicas de la cabeza del paciente.

Unas instrucciones de animación definen los movimientos que simula el articulador virtual. Al igual que el propio articulador, las instrucciones de animación se derivan de una variedad de fuentes. Las instrucciones de animación asociadas con la simulación de un articulador mecánico requieren poco más que una descripción matemática del movimiento de una bisagra mecánica. Un articulador virtual que simula la mandíbula humana requiere, además, un conjunto más complejo de instrucciones basado en datos anatómicos humanos. Un procedimiento para la construcción de este conjunto de instrucciones es la derivación de ecuaciones matemáticas que describen los movimientos corrientes de una mandíbula humana ideal. Otro procedimiento es mediante el uso de un sistema de seguimiento (*tracking*) de la mandíbula disponible en el mercado, que está en contacto con la cara de una persona y proporciona información digital que describe el movimiento de la mandíbula inferior. Datos de escaneo de tomografía computarizada (CT) y de rayos X también proporcionan información sobre cómo se relacionan entre sí los dientes y las mandíbulas y con el resto de la cabeza de la persona. Los sistemas de seguimiento (*tracking*) de la mandíbula y los datos de escaneo de tomografía computarizada (CT) y de rayos X son particularmente útiles en el desarrollo de un articulador que simula la anatomía de un paciente en particular.

Al mismo tiempo que el articulador virtual simula el movimiento de los dientes de un paciente, un proceso de detección de colisiones, tal como un algoritmo orientado a caja delimitadora (*oriented bounding box – OBB*) descrito más adelante, determina si los dientes del paciente colisionan y cómo colisionan entre sí durante el curso normal del movimiento de la boca. Indicadores visuales, tales como partes resaltadas en rojo, aparecen en una imagen visualizada de los dientes para indicar los puntos de colisión. Las posiciones finales de los dientes son ajustadas, automáticamente o manualmente, para evitar colisiones detectadas por el algoritmo de detección de colisiones.

WO 0019932 describe un sistema automatizado para la determinación de las posiciones finales de los dientes y la creación del FDDS. Esa solicitud describe un proceso implementado por ordenador (o equipo informático) para generar un conjunto de posiciones finales de los dientes de un paciente. El proceso implica crear un modelo ideal de posiciones finales de los dientes en base a disposiciones "ideales" de los dientes, repositionar los dientes individuales en un modelo digital de los dientes del paciente para imitar el modelo ideal, y modelar el movimiento de la mandíbula del paciente para perfeccionar la disposición final de los dientes.

La visualización y el uso de información específica de ortodoncia también ayudan a determinar las posiciones finales de los dientes. En algunas implementaciones, un usuario puede optar por tener índices de oclusión deficiente, tales como métricas de revisión y evaluación por pares (*Peer Assessment Review - PAR*), métricas basadas en la forma o métricas basadas en la distancia, calculadas y visualizadas con las posiciones finales de los dientes. Si el usuario no está satisfecho con los valores del índice visualizado o de los índices visualizados, el usuario puede ajustar las posiciones finales de los dientes manualmente hasta que los parámetros se encuentren dentro de rangos aceptables. Si el sistema de posicionamiento de los dientes está totalmente automatizado, los parámetros específicos de ortodoncia son proporcionados como respuesta (*feedback*) y son utilizados para ajustar las posiciones finales de los dientes hasta que los parámetros se encuentren dentro de rangos aceptables.

Para el posicionamiento de los dientes asistido por un humano, el usuario también puede optar por tener marcadores de posicionamiento visualizados. Los marcadores pueden, por ejemplo, sugerir una trayectoria de tratamiento para un diente individual y advertir en relación a fuerzas excesivas que podrían causar malestar en el paciente o comprometer la integridad mecánica del aparato ortodóncico. También pueden haber marcadores para sugerir las posiciones objetivo que mejor se adapten a la estructura de la mandíbula del paciente y que aseguren unos parámetros adecuados de digitalización y de oclusión.

DETERMINACIÓN DE LAS ETAPAS DESDE LA POSICIÓN INICIAL HASTA LA POSICIÓN FINAL

Después de que los dientes y otros componentes se hayan colocado o retirado para producir un modelo de la disposición final de los dientes, es necesario generar un plan de tratamiento, según se ilustra en la figura 7. El plan de tratamiento producirá en última instancia la serie de conjuntos de datos digitales intermedios (*INTDDS*) y el conjunto final de datos digitales (FDDS) según se ha descrito anteriormente. Para producir estos conjuntos de datos, es necesario definir o mapear el movimiento de los dientes individuales seleccionados desde la posición inicial hasta la posición final a lo largo de una serie de etapas sucesivas. Además, puede ser necesario añadir otras características a los conjuntos de datos a fin de producir las características deseadas en los aparatos de tratamiento. Por ejemplo, puede ser deseable añadir parches de cera (*wax patches*) a la imagen con el fin de definir cavidades o huecos para fines particulares, tales como mantener un espacio entre el aparato y regiones particulares de los

dientes o la mandíbula con el fin de reducir el dolor de las encías, evitar problemas periodontales, permitir una funda, y similares. Además, a menudo será necesario proporcionar un receptáculo o abertura destinada a recibir un anclaje que ha de colocarse en un diente con el fin de permitir que el diente sea manipulado de una manera requerida por el anclaje, por ejemplo, para ser levantado con respecto a la mandíbula.

5

Contabilización de limitaciones físicas y añadidos al modelo

Algunos procedimientos para fabricar el aparato de reposicionamiento de dientes requieren la unificación de los dientes separados y reposicionados y otros componentes en una única estructura continua para permitir la fabricación. En estos casos, se utilizan "parches de cera" para unir los componentes que de otro modo están desconectados de los conjuntos de datos digitales intermedios (*INTDDS*). Estos pedazos (*patches*) se añaden al conjunto de datos por debajo de los dientes y por encima de la encía de modo que no afectan a la geometría de los aparatos de reposicionamiento de los dientes. El software de aplicación proporciona la adición de una variedad de parches de cera al modelo, que incluyen cajas y esferas de dimensiones ajustables. Los parches de cera (*wax pathes*) que se añaden son tratados por el software como piezas adicionales de geometría, idénticas a todas las otras geometrías. Así, los parches de cera pueden ser reposicionados durante la trayectoria de tratamiento, al igual que los dientes y otros componentes. Un procedimiento de separación de los dientes usando extracción vertical de muestras, según se ha descrito anteriormente, elimina la necesidad de la mayoría de estos "parches de cera".

En el proceso de fabricación, la adición de un parche de cera al modelo gráfico generará un molde positivo que tiene la misma geometría de parche de cera añadida. Debido a que el molde es un positivo de los dientes y un aparato polimérico es un negativo de los dientes, cuando se forma el aparato sobre el molde, el aparato también se formará alrededor del parche de cera que se ha añadido al molde. Cuando es colocado en la boca del paciente, el aparato tendrá en cuenta un espacio entre la superficie de la cavidad interna del aparato y los dientes o encías del paciente. Además, el parche de cera puede utilizarse para formar un rebaje o abertura dentro del aparato que se acopla a un anclaje colocado en los dientes con el fin de mover el diente en unas direcciones que de lo contrario no podrían conseguirse.

Para algunos pacientes, un plan de tratamiento óptimo requiere la interacción de alineadores dentales con acoplamientos dentales, tales como *brackets* y anclajes, para asegurar la corrección ortodóncica adecuada en un tiempo razonable. En estas situaciones, los alineadores deben encajar con los acoplamientos para asegurar que se ejerce la fuerza apropiada en los dientes del paciente. Por ejemplo, un alineador puede ser diseñado para sujetar un anclaje instalado en la mandíbula del paciente para hacer que los dientes del paciente vuelvan a su sitio en la mandíbula. Del mismo modo, un alineador puede sujetar un *bracket* acoplado al diente de un paciente para aumentar la influencia del alineador o sujeción en el diente.

La creación de modelos de acoplamiento digitales permite que el sistema modele los efectos de los acoplamientos en el análisis del modelo digital de los dientes de un paciente. Cada modelo de acoplamiento representa un acoplamiento físico que puede ser colocado en la boca de un paciente, por lo general en un diente, durante el curso del tratamiento. Muchos acoplamientos, tales como *brackets* convencionales, están disponibles en formas y tamaños estándar, los modelos de los cuales pueden ser seleccionados de una librería de acoplamientos virtuales y añadidos a un modelo dental de un paciente. Otros acoplamientos son específicos para cada paciente y deben ser modelados por el usuario para su inclusión en el modelo dental digital. La presencia de los acoplamientos virtuales en el modelo dental de un paciente asegura que los alineadores fabricados para el plan de tratamiento del paciente se adaptarán a los acoplamientos físicos correspondientes colocados en la boca del paciente durante el tratamiento.

Los parches de cera (*wax patches*) y acoplamientos virtuales descritos anteriormente, y los componentes individuales del modelo dental, pueden reducirse o aumentarse de tamaño, lo que resultará en un aparato fabricado que tiene un encaje más o menos apretado.

Selección de las etapas de tratamiento intermedias

Número de etapas del tratamiento: El usuario puede cambiar el número de etapas deseadas del tratamiento desde los estados iniciales hasta los estados objetivo de los dientes. Cualquier componente que no se mueva se asume que se mantiene estacionario, y por lo tanto se asume que su posición final es la misma que la posición inicial (así como para todas las posiciones intermedias, a menos que se defina una o más imágenes clave (*key frames*) para ese componente).

Imágenes clave: El usuario también puede especificar "imágenes clave" seleccionando un estado intermedio y realizando cambios en la(s) posición(es) del componente. En algunas formas de realización, a menos que se indique lo contrario, el software interpola linealmente de forma automática entre todas las posiciones especificadas por el usuario (incluyendo la posición inicial, todas las posiciones de la imagen clave, y la posición objetivo). Por ejemplo, si solamente se define una posición final para un componente particular, cada etapa posterior tras la etapa inicial simplemente mostrará una distancia lineal igual y una rotación del componente (especificada por un cuaternión) más cercana a la posición final. Si el usuario especifica dos imágenes clave para ese componente, el componente se

65

"moverá" linealmente desde la posición inicial pasando por diferentes etapas hasta la posición definida por la primera imagen clave. A continuación posiblemente se moverá linealmente en una dirección diferente a la posición definida por la segunda imagen clave. Por último, se moverá posiblemente en todavía una dirección diferente linealmente hasta la posición objetivo.

5 Estas operaciones pueden realizarse independientemente para cada componente, de manera que una imagen clave para un componente no afectará a otro componente, a menos que el otro componente también sea movido por el usuario en esa imagen clave. Un componente puede acelerarse a lo largo de una curva entre un par de etapas (por ejemplo, las etapas 3 y 8 en un plan de tratamiento que tiene muchas etapas), mientras que otro se mueve linealmente entre otra pareja de etapas (por ejemplo, las etapas 1 a 5), y luego cambia de dirección de repente y se ralentiza a lo largo de una trayectoria lineal hacia una etapa posterior (por ejemplo, etapa 10). Esta flexibilidad permite una gran libertad en la planificación del tratamiento de un paciente.

15 En algunas implementaciones, se utiliza la interpolación no-lineal en lugar de o además de la interpolación lineal para construir una trayectoria de tratamiento entre imágenes clave. En general, una trayectoria no-lineal, tal como una curva polinómica suave (*spline*), creada para que se ajuste entre unos puntos seleccionados es más corta que una trayectoria formada a partir de segmentos de línea recta que conectan los puntos. Una "trayectoria de tratamiento" describe la curva de transformación aplicada a un diente en particular para mover el diente desde su posición inicial hasta su posición final. Una trayectoria de tratamiento típica incluye alguna combinación de movimiento de rotación y de traslación del diente correspondiente, según se ha descrito anteriormente.

20 Las figuras 15A y 15B muestran una trayectoria de tratamiento interpolada linealmente y una trayectoria interpolada no-linealmente, respectivamente, que conectan una posición inicial del diente I hasta una posición final del diente F. La trayectoria interpolada linealmente consta de segmentos de línea recta que conecta las posiciones inicial y final del diente, así como las cuatro posiciones intermedias del diente I₁, I₂, I₃, I₄. La trayectoria interpolada no-linealmente consiste en una línea curva ajustada entre las posiciones intermedias del diente. La trayectoria curva se puede formar usando un algoritmo convencional de ajuste de una curva polinómica suave (*spline*).

30 La figura 16 es un diagrama de flujo de un proceso implementado en ordenador (o equipo informático) para generar trayectorias de tratamiento no-lineales a lo largo de las que se moverán los dientes de un paciente durante el tratamiento. Las trayectorias no-lineales por lo general son generadas automáticamente por un programa informático, en algunos casos con la asistencia de un humano. El programa recibe como input las posiciones inicial y final de los dientes del paciente y utiliza esta información para seleccionar posiciones intermedias para cada diente que se va a mover (etapa 1600). Entonces, el programa aplica un algoritmo convencional de cálculo de una curva polinómica suave (*spline*) para crear una curva polinómica suave (*spline*) que conecta la posición inicial de cada diente con la posición final del diente (etapa 1602). En muchas situaciones, la curva se ve limitada a seguir la trayectoria más corta entre las posiciones intermedias. Entonces, el programa obtiene muestras de cada curva polinómica suave (*spline*) entre las posiciones intermedias (etapa 1604) y aplica el algoritmo de detección de colisiones a las muestras (etapa 1606). Si se detectan colisiones, el programa altera la trayectoria de al menos un diente en cada par de dientes que colisionan seleccionando una nueva posición para una de las etapas intermedias (etapa 1608) y creando una nueva curva polinómica suave (*spline*) (1602). Entonces, el programa obtiene muestras de la nueva trayectoria (1604) y aplica de nuevo el algoritmo de detección de colisiones (1606). El programa continúa de esta manera hasta que no se detectan colisiones. La rutina almacena entonces las trayectorias, por ejemplo, guardando las coordenadas de cada punto del diente en cada posición de la trayectoria en un dispositivo de almacenamiento electrónico, tal como un disco duro (etapa 1610).

50 El programa de generación de trayectorias, ya sea utilizando interpolación lineal o no-lineal, selecciona las posiciones de tratamiento de manera que la trayectoria del tratamiento dental tiene longitudes aproximadamente iguales entre cada par adyacente de etapas del tratamiento. El programa también evita posiciones del tratamiento que obligan a que partes de un diente se muevan con más de una velocidad máxima determinada. La figura 15C muestra un diente que se ha programado que se mueva a lo largo de una primera trayectoria T1 desde una posición inicial T1₁ hasta una posición final T1₃ pasando por una posición intermedia T1₂, que se encuentra más cerca de la posición final T1₃. Otro diente está programado para que se mueva a lo largo de una trayectoria más corta T2 desde una posición inicial T2₁ hasta una posición final T2₃ pasando por una posición intermedia T2₂, que es equidistante respecto a las posiciones inicial y final T2₁, T2₃. En esta situación, el programa puede optar por insertar una segunda posición intermedia T1₄ a lo largo de la primera trayectoria T1 que es aproximadamente equidistante respecto a la posición inicial T1₁ y la posición intermedia T1₂ y que está a una distancia de estas dos posiciones que es aproximadamente la misma distancia que separa la posición intermedia T1₂ de la posición final T1₃.

60 La alteración de la primera trayectoria T1 de esta manera asegura que el primer diente se moverá en etapas de igual tamaño. Sin embargo, la alteración de la primera trayectoria T1 también introduce una etapa de tratamiento adicional que no tiene contrapartida en la segunda trayectoria T2. El programa puede responder a esta situación de diversas maneras, tales como permitiendo que el segundo diente permanezca estacionario durante la segunda etapa de tratamiento (es decir, mientras el primer diente se mueve desde una posición intermedia T1₄ hasta la otra posición intermedia T1₃) o alterando la segunda trayectoria T2 para incluir cuatro posiciones de tratamiento equidistantes. El

programa determina cómo responder aplicando un conjunto de restricciones ortodóncicas que restringen el movimiento de los dientes.

El programa de generación de trayectorias puede aplicar unas limitaciones ortodóncicas que incluyen las distancias mínimas y máximas permitidas entre dientes adyacentes en un momento dado, la velocidad lineal o de rotación máxima a la que se debe mover un diente, la distancia máxima que se debe mover un diente entre las etapas de tratamiento, las formas de los dientes, las características del tejido y hueso alrededor de los dientes (por ejemplo, los dientes anquilosados no se pueden mover en absoluto), y las características del material alineador (por ejemplo, la distancia máxima que el alineador puede mover un determinado diente durante un determinado período de tiempo). Por ejemplo, la edad y densidad ósea de la mandíbula del paciente puede dictar ciertos "límites de seguridad" más allá de los cuales los dientes del paciente no deben ser forzados a moverse. En general, una distancia entre dos dientes centrales y laterales adyacentes relativamente verticales y no inclinados, no se debería reducir en más de aproximadamente 1 mm cada siete semanas. Las propiedades del material del aparato ortodóncico también limitan la cantidad en la que el aparato puede mover un diente. Por ejemplo, los materiales convencionales de retención suelen limitar el movimiento de los dientes individuales a aproximadamente 0,5 mm entre las etapas del tratamiento. Las restricciones tienen unos valores por defecto a menos que un usuario calcule o proporcione valores específicos del paciente. Información sobre restricciones se encuentra disponible en diversas fuentes, incluyendo libros de texto y médicos tratantes.

En la selección de las posiciones intermedias para cada diente, el programa de generación de trayectorias invoca al programa de detección de colisiones para determinar si se producirán colisiones a lo largo de las trayectorias elegidas. El programa también inspecciona la oclusión del paciente en cada etapa del tratamiento a lo largo de la trayectoria para asegurar que los dientes se alinean para formar una mordida aceptable a lo largo del curso del tratamiento. Si se producen colisiones o una mordida inaceptable, o si no se puede satisfacer una restricción requerida, el programa altera iterativamente la trayectoria del diente responsable hasta que se cumplan todas las condiciones. El articulador virtual descrito anteriormente es una herramienta para pruebas de la oclusión de la mordida de las posiciones de tratamiento intermedias.

Según se muestra en la figura 17, una vez que el programa de generación de trayectorias ha establecido trayectorias sin colisiones para cada diente a mover, el programa llama a una rutina de optimización que intenta hacer que la curva de transformación de cada diente entre las posiciones inicial y final sea más lineal. La rutina comienza mediante el muestreo de cada trayectoria de tratamiento en puntos situados entre etapas del tratamiento (etapa 1702), por ejemplo, mediante la colocación de dos puntos de muestreo entre cada etapa del tratamiento, y calculando para cada diente una trayectoria de tratamiento más lineal que se ajuste entre los puntos de muestra (etapa 1704). La rutina aplica a continuación el algoritmo de detección de colisiones para determinar si se producen colisiones a causa de las trayectorias alteradas (etapa 1706). Si es así, la rutina vuelve a muestrear las trayectorias alteradas (etapa 1708) y, a continuación construye para cada diente una trayectoria alternativa entre las muestras (etapa 1710). La rutina continúa de esta manera hasta que no se producen colisiones (etapa 1712).

En algunas formas de realización, según se ha comentado anteriormente, el software calcula automáticamente la trayectoria de tratamiento, en base al IDDS y FDSS. Esto se logra utilizando un algoritmo de planificación de trayectorias que determina la velocidad a la que cada componente, es decir, cada diente, se mueve a lo largo de la trayectoria desde la posición inicial hasta la posición final. El algoritmo de planificación de trayectorias determina la trayectoria de tratamiento evitando al mismo tiempo "los movimientos de ida y vuelta" ("*round-tripping*"), es decir, evitando al mismo tiempo el movimiento de un diente a lo largo de una distancia mayor de lo absolutamente necesario para enderezar los dientes. Dicho movimiento es altamente indeseable, y tiene efectos negativos potenciales en el paciente.

Una implementación del algoritmo de planificación de trayectorias primero intenta planificar u organizar los movimientos de los dientes limitando cada diente a la trayectoria de tratamiento más lineal entre las posiciones inicial y final. Luego, el algoritmo recurre a trayectorias menos directas hacia las posiciones finales sólo si se producen colisiones entre los dientes a lo largo de las trayectorias lineales o si se incumplen restricciones obligatorias. El algoritmo aplica uno de los procesos de generación de trayectoria descritos anteriormente, si es necesario, para construir una trayectoria para la que las etapas de tratamiento intermedias no se encuentran a lo largo de una curva de transformación lineal entre las posiciones inicial y final. Alternativamente, el algoritmo planifica trayectorias de tratamiento usando una base de datos de tratamientos preferidos para disposiciones de dientes ejemplares. Esta base de datos se puede construir con el tiempo observando varios cursos de tratamiento e identificando los planes de tratamiento que resultan de mayor éxito con cada clase general de disposiciones iniciales de los dientes. El algoritmo de planificación de trayectorias puede crear varias trayectorias alternativas y presentar gráficamente cada trayectoria al usuario. El algoritmo proporciona como output la trayectoria seleccionada por el usuario.

En otras implementaciones, el algoritmo de planificación de trayectorias utiliza una técnica de búsqueda estocástica para encontrar una trayectoria sin obstáculos a través de un espacio de configuración que describe posibles planes de tratamiento. Más adelante se describe un enfoque para la planificación de movimientos entre dos imágenes clave globales definidas por el usuario. La planificación durante un intervalo de tiempo que incluye imágenes clave

intermedias se cumple dividiendo el intervalo de tiempo en sub-intervalos que no incluyen imágenes clave intermedias, planificando cada uno de estos intervalos de forma independiente y, a continuación concatenando las planificaciones resultantes.

5 El diagrama de flujo 120 de la figura 8A representa un algoritmo simplificado de planificación de trayectorias. Según se muestra en la figura 8A, la primera etapa 122 consiste en la construcción de la descripción del "espacio de configuración". Una "configuración", en este contexto, se refiere a un conjunto dado de posiciones de todos los dientes considerados para el movimiento. Cada una de estas posiciones puede describirse de múltiples maneras. En una implementación común, las posiciones se describen mediante una transformación afín para especificar el cambio en la localización y una transformación rotacional para especificar el cambio en la orientación de un diente desde su posición inicial hasta su posición final. Las posiciones intermedias de cada diente se describen mediante un par de números que especifican hasta dónde interpolar la posición y la orientación entre dos puntos finales. Una "configuración", por lo tanto, consiste en dos números para cada diente que se está moviendo, y el "espacio de configuración" se refiere al espacio de todos estos pares de números. Por lo tanto, el espacio de configuración es un espacio cartesiano, en el cual cualquier ubicación se puede interpretar como que especifica las posiciones de todos los dientes.

La transformación afín que describe el movimiento de cada diente desde su posición inicial hasta su posición final se descompone en componentes de traslación y de rotación; estas transformaciones se interpolan de manera independiente con parámetros escalares que son considerados dos dimensiones del espacio de configuración. De este modo, la totalidad del espacio de configuración consiste en dos dimensiones por diente movido, todos los cuales se tratan de manera equivalente durante la búsqueda subsiguiente.

El espacio de configuración está compuesto de "espacio libre" y "espacio obstruido". Las configuraciones "libres" son aquellas que representan posiciones válidas y realizables físicamente de los dientes, mientras que las configuraciones "obstruidas" son aquellas que no. Para determinar si una configuración es libre u obstruida, se crea un modelo para las posiciones de los dientes descritas por la configuración. Entonces se aplica un algoritmo de detección de colisiones para determinar si se cruzan algunas de las geometrías que describen las superficies dentales. Si no hay obstrucciones, el espacio se considera libre; de lo contrario está obstruido. Más adelante se comentan en más detalle unos algoritmos de detección de colisiones adecuados.

En la etapa 124, se define una función de "visibilidad" $V(s_1, s_2)$ que toma dos vectores en el espacio de configuración, " s_1 " y " s_2 ", como input y devuelve un valor booleano verdadero o falso. La función de visibilidad devuelve un valor verdadero si y sólo si una trayectoria de línea recta que conecta s_1 y s_2 pasa completamente a través de una región libre y sin obstáculos del espacio de configuración. En la figura 8B se expone un procedimiento para realizar la función de visibilidad. La función de visibilidad se calcula aproximadamente probando el modelo dental para interferencias en puntos muestreados de forma discreta a lo largo de la línea s_1-s_2 . Se pueden usar técnicas tales como la terminación temprana en caso de fallo y la elección del orden de puntos de muestra subdividiendo recurrentemente el intervalo a comprobar, para aumentar la eficiencia de la función de visibilidad.

En la etapa 126 de la figura 8A, se define una función "hijos" $C(s)$ cuyo parámetro de input, " s ", es un vector en el espacio de configuración y que devuelve un conjunto de vectores " s_c " en el espacio de configuración. La figura 8C muestra un diagrama de flujo simplificado que ilustra las etapas seguidas para calcular la función hijos $C(s)$. Cada vector dentro del conjunto s_c satisface la propiedad de que $V(s, s_c)$ es verdadera y que cada uno de sus componentes es mayor o igual que el correspondiente componente de " s ". Esto implica que cualquier estado representado por dicho vector es accesible desde " s " sin encontrar ninguna interferencia y sin realizar ningún movimiento que no está en la dirección prescrita por el tratamiento. Cada vector del conjunto " s_c " es creado perturbando cada componente de " s " en una cierta cantidad aleatoria y positiva. Entonces, se calcula la función de visibilidad $V(s, s_c)$ y se añade " s " al conjunto " s_c " si la función de visibilidad devuelve un valor booleano verdadero. Además, para cada uno de estos vectores generados, se registra un puntero a su padre " s " para uso posterior.

Después de que se haya definido el espacio de configuración, en la etapa 128, se realiza la planificación de la trayectoria entre un estado inicial " s_{init} " y un estado final " s_{final} ". La figura 8D representa un diagrama de flujo para realizar la etapa 128 representada en la figura 8A. Según se ilustra en la figura 8D, en la etapa 128a, se define un conjunto de estados " W " que inicialmente contiene sólo el estado inicial s_{init} . A continuación, en la etapa 128b, se invoca la función de visibilidad para determinar si $V(s, s_{final})$ es verdadera para al menos un estado s_i en W . Si la función de visibilidad devuelve un valor booleano falso, en la etapa 128c, el conjunto de estados " W " es sustituido por la unión de $C(s_i)$ para todos los s_i de W . Las etapas 128b y 128c se repiten hasta que $V(s_i, s_{final})$ devuelve un valor booleano verdadero para cualquier s_i perteneciente a W .

En la etapa 128d, para cada s_i para el que $V(s_i, s_{final})$ es verdadera, se construye una trayectoria sin obstáculos P_i a partir de los s_i hasta s_{init} siguiendo los punteros al padre hacia atrás hasta s_{init} . En la etapa 128e, la trayectoria desde s_{init} hasta s_{final} se construye a continuación concatenando las trayectorias P_i con la etapa final desde s_i hasta s_{final} . Si hay varias trayectorias desde s_{init} hasta s_{final} , se calcula la longitud total de cada trayectoria en la etapa 128f. Por último, en la etapa 128g, la trayectoria con la longitud más corta es elegida entonces como la trayectoria final. La

longitud de la trayectoria elegida corresponde al tiempo total y las etapas necesarias para un plan de tratamiento.

La trayectoria final resultante consiste en una serie de vectores, cada uno de los cuales representa un grupo de valores de los parámetros de interpolación de los componentes de traslación y de rotación de las transformaciones de los dientes que se están moviendo. Tomados en conjunto, constituyen una planificación del movimiento de los dientes que evita las interferencias entre dientes.

Un algoritmo de detección de colisiones o interferencias empleado en una realización se basa en el algoritmo descrito en el artículo *SIGGRAPH, Stefan Gottschalk et al. (1996): "OBBTree: A Hierarchical Structure for Rapid Interference Detection."*

El algoritmo se centra alrededor de una subdivisión recursiva del espacio ocupado por un objeto, que es organizado a modo de árbol binario. Se utilizan triángulos para representar los dientes en el DDS. Cada nodo del árbol se denomina caja delimitadora orientada (*oriented bounding box - OBB*) y contiene un subconjunto de triángulos que almacenan en el nodo padre. Los hijos de un nodo padre contienen entre ellos todos los datos de triángulos almacenados en el nodo padre.

La caja delimitadora de un nodo se orienta de manera que se ajusta fuertemente alrededor de todos los triángulos de ese nodo. Los nodos hoja del árbol contienen idealmente un solo triángulo, pero posiblemente pueden contener más de un triángulo. La detección de colisiones entre dos objetos, consiste en determinar si los árboles *OBB* de los objetos se cruzan. La figura 9A expone un diagrama de flujo que representa una versión simplificada de una comprobación recursiva de colisiones para comprobar si un nodo "N1" de un primer objeto se cruza con el nodo "N2" de un segundo objeto. Si los *OBBs* de los nodos raíz de los árboles se solapan, se comprueba el solapamiento de los hijos de la raíz. El algoritmo procede de manera recursiva hasta que se llega a los nodos hoja. En este punto, se utiliza una rutina de intersección de triángulos robusta para determinar si los triángulos en las hojas están implicados en una colisión.

La técnica de detección de colisiones descrita en este documento ofrece varias mejoras al algoritmo de detección de colisiones descrito en el artículo *SIGGRAPH*. Por ejemplo, los árboles *OBB* se pueden construir de manera perezosa para ahorrar memoria y tiempo. Este enfoque proviene de la observación de que algunas partes del modelo nunca estarán involucradas en una colisión, y por lo tanto no se necesita calcular el árbol *OBB* para dichas partes del modelo. Los árboles *OBB* son expandidos dividiendo los nodos internos del árbol según sea necesario durante el algoritmo de determinación de colisiones recursivo, según se representa en la figura 9B.

Por otra parte, los triángulos del modelo que no son necesarios para los datos de colisión también pueden ser excluidos expresamente de ser considerados en la construcción de un árbol *OBB*. Según se muestra en la figura 9C, se proporciona información adicional al algoritmo de colisión para especificar objetos en movimiento. El movimiento se puede ver en dos niveles. Los objetos pueden ser conceptualizados como "en movimiento" en un sentido global, o pueden ser conceptualizados como "en movimiento" con respecto a otros objetos. La información adicional mejora el tiempo empleado para la detección de colisiones evitando volver a calcular la información de colisiones entre objetos que están en reposo entre sí ya que el estado de la colisión entre dichos objetos no cambia.

La figura 18 ilustra un esquema de detección de colisiones alternativo, que calcula un "amortiguador de colisiones" orientado a lo largo de un eje z 1802 a lo largo del cual se encuentran dos dientes 1804, 1806. El amortiguador de colisiones se calcula para cada etapa de tratamiento o en cada posición a lo largo de una trayectoria de tratamiento para la que se requiere la detección de colisiones. Para crear el amortiguador, se define un plano x, y 1808 entre los dientes 1804, 1806. El plano debe ser "neutral" con respecto a los dos dientes. Idealmente, el plano neutral se coloca de modo que no cruza diente alguno. Si la intersección con uno o ambos dientes es inevitable, el plano neutral se orienta de tal manera que los dientes se encuentran, tanto como sea posible, en los lados opuestos del plano. En otras palabras, el plano neutral minimiza la cantidad de área de superficie de cada diente que se encuentra en el mismo lado del plano que el otro diente.

En el plano 1808 es una cuadrícula de puntos discretos, cuya resolución depende de la resolución necesaria para la rutina de detección de colisiones. Un amortiguador de colisiones de alta resolución típico incluye una cuadrícula de 400 x 400; un amortiguador de baja resolución típico incluye una cuadrícula de 20 x 20. El eje z 1802 está definido por una línea perpendicular al plano 1808.

Las posiciones relativas de los dientes 1804, 1806 se determinan mediante el cálculo, para cada uno de los puntos de la cuadrícula, la distancia lineal paralela al eje z 1802 entre el plano 1808 y la superficie más cercana de cada diente 1804, 1806. Por ejemplo, en cualquier punto de la cuadrícula determinado (M, N), el plano 1808 y la superficie más cercana del diente trasero 1804 están separados por una distancia representada por el valor $Z_{1(M,N)}$, mientras que el plano 1808 y la superficie más cercana del diente delantero 1806 están separados por una distancia representada por el valor $Z_{2(M,N)}$. Si el amortiguador de colisiones se define de tal manera que el plano 1808 se encuentra en $z = 0$ y los valores positivos de z se encuentran hacia el diente trasero 1804, entonces los dientes 1804, 1806 colisionan cuando $Z_{1(M,N)} \leq Z_{2(M,N)}$ en cualquier punto de la cuadrícula (M, N) en el plano 1808.

La figura 19 es un diagrama de flujo de una rutina de detección de colisiones que implementa este esquema amortiguador de colisiones. La rutina recibe primero los datos de uno de los conjuntos de datos digitales que indican las posiciones de las superficies de los dientes a comprobar (etapa 1900). La rutina define entonces el plano neutral x, y (etapa 1902) y crea el eje z perpendicular al plano (etapa 1904).

La rutina determina entonces para la posición x, y del primer punto de la cuadrícula en el plano, la distancia lineal en la dirección z entre el plano y la superficie más cercana de cada diente (etapa 1906). Para detectar una colisión en esa posición x, y, la rutina determina si la posición z de la superficie más cercana del diente trasero es menor que o igual a la posición z de la superficie más cercana del diente delantero (etapa 1908). Si es así, la rutina crea un mensaje de error, para mostrarlo a un usuario o para dar respuesta al programa de generación de trayectorias, indicando que se producirá una colisión (etapa 1910). La rutina determina entonces si ha comprobado todas las posiciones x, y asociadas a los puntos de la cuadrícula en el plano (etapa 1912) y, si no, repite las etapas anteriores para cada punto restante de la cuadrícula. La rutina de detección de colisiones se realiza para cada par de dientes adyacentes de la boca del paciente en cada etapa del tratamiento.

Incorporación de un modelo de un aparato ortodóncico

WO0019931 describe un sistema de modelado de aparatos que implementa técnicas para modelar la interacción de los dientes del paciente con aparatos ortodóncicos diseñados para realizar el plan de tratamiento del paciente. Se usa el análisis de elementos finitos para determinar las configuraciones de aparatos necesarias para mover los dientes del paciente a las posiciones finales deseadas a lo largo de las trayectorias de tratamiento prescritas. En algunas situaciones, el sistema de modelado de aparatos puede determinar que el movimiento dental deseado no se puede realizar dentro de las restricciones que son ortodóncicamente aceptables o con un aparato que se pueda fabricar. Por consiguiente, el sistema de modelado de aparatos puede determinar que se debe añadir un acoplamiento dental al modelo o que se debe modificar el plan de tratamiento. En estas situaciones, se utiliza una respuesta del sistema de modelado de aparatos para modificar los modelos dentales geométricos y el plan de tratamiento correspondientemente.

VISUALIZACIÓN GRÁFICA DEL PLAN DE TRATAMIENTO

El sistema también puede incorporar y el usuario puede usar en cualquier punto una característica de "película" para mostrar una animación del movimiento desde el estado inicial hasta el estado objetivo. Esto es útil para visualizar el movimiento global de los componentes durante todo el proceso de tratamiento.

Según se ha descrito anteriormente, una interfaz de usuario adecuada para la identificación de componentes es una interfaz gráfica de usuario (GUI) tridimensional interactiva. Una GUI tridimensional también es ventajosa para manipular los componentes. Dicha interfaz proporciona al profesional o usuario tratante una interacción instantánea y visual con los componentes del modelo digital. La GUI tridimensional proporciona ventajas sobre las interfaces que permiten solamente comandos de bajo nivel simples para dar instrucciones al equipo informático para manipular un segmento particular. En otras palabras, una GUI adaptada para la manipulación es mejor en muchos aspectos que una interfaz que acepta directivas, por ejemplo, solamente del tipo: "realiza una translación de 0,1 mm de este componente a la derecha". Dichos comandos de bajo nivel son útiles para un ajuste afinado, pero, si fueran la única interfaz, los procesos de manipulación de componentes llegarían a ser una interacción tediosa y costosa en tiempo.

Antes o durante el proceso de manipulación, uno o más componentes dentales pueden ser aumentados con modelos de plantilla de raíces dentales. La manipulación de un modelo dental aumentado con una plantilla de raíz es útil, por ejemplo, en situaciones en que un impacto de los dientes por debajo de la línea de las encías representa una preocupación. Estos modelos de plantilla podrían comprender, por ejemplo, una representación digitalizada de una radiografía de los dientes del paciente.

El software también permite añadir anotaciones a los conjuntos de datos que pueden comprender texto y/o el número de secuencia del aparato. La anotación se añade como texto rebajado (es decir, es geometría 3-D), de modo que aparecerá en el modelo positivo impreso. Si la anotación se puede colocar en una parte de la boca que estará cubierta por un aparato de reposicionamiento, pero es poco importante para el movimiento del diente, la anotación puede aparecer en el (los) aparato(s) de reposicionamiento suministrado(s).

El software descrito anteriormente de identificación y manipulación de componentes está diseñado para funcionar con una sofisticación en consonancia con el nivel de formación del operador. Por ejemplo, el software de manipulación de componentes puede asistir a un operador del equipo informático, que carece de formación ortodóncica, proporcionando respuesta a las manipulaciones permitidas y prohibidas de los dientes. Por otra parte, un ortodoncista, que tenga una mayor habilidad en la fisiología intraoral y la dinámica del movimiento dental, simplemente puede utilizar el software de identificación y manipulación de componentes como una herramienta y desactivar o, de lo contrario, ignorar el consejo.

La figura 20 es una captura de pantalla de la interfaz gráfica de usuario 2000 asociada con una aplicación de visualización cliente a través de la cual un médico tratante es capaz de ver el plan de tratamiento de un paciente y alterar o comentar con respecto al plan. La aplicación de visualización cliente está implementada en un programa informático instalado localmente en un equipo cliente en el sitio del médico tratante. El programa de visualización descarga un archivo de datos desde un *host* remoto, como por ejemplo un servidor de protocolo de transferencia de ficheros (*File Transfer Protocol - FTP*) mantenido por el diseñador del plan de tratamiento, que puede ser accedido ya sea a través de una conexión directa o a través de una red informática, como la *World Wide Web*. El programa de visualización utiliza el archivo descargado para presentar el plan de tratamiento gráficamente al médico tratante. El programa de visualización también puede ser utilizado por el diseñador del plan de tratamiento en el sitio de alojamiento (*host site*) para ver las imágenes de los dientes del paciente.

Los datos descargados por el programa de visualización contienen un subconjunto fijo de posiciones de tratamiento clave, incluyendo el IDDS y el FDDS, que definen el plan de tratamiento para los dientes del paciente. El programa de visualización procesa el IDDS o el FDDS para mostrar una imagen de los dientes del paciente en las posiciones inicial y final. El programa de visualización puede mostrar una imagen de los dientes en sus posiciones iniciales (imagen inicial 2002) y las posiciones finales de los dientes (imagen final 2004) simultáneamente.

Debido a que el archivo de datos contiene una gran cantidad de datos, el software de descarga en el *host* remoto emplea una técnica de "nivel-de-detalle" para organizar la descarga en grupos de datos con un aumento progresivo de los niveles de detalle, según se describe a continuación. El programa de visualización utiliza el conocimiento de relevancia ortodóncica para mostrar las zonas menos importantes de la imagen con una calidad inferior respecto a las zonas más importantes. El uso de estas técnicas reduce el tiempo necesario para generar una sola imagen representada de los modelos dentales y el tiempo necesario para mostrar una imagen representada en la pantalla después del inicio de la descarga.

Las figuras 21A y 21B ilustran el uso de la técnica de "nivel-de-detalle" por parte del software de descarga en el *host* remoto. El software transfiere los datos en varios grupos, cada uno de los cuales añade detalle de forma incremental para la imagen representada de los dientes. El primer grupo incluye generalmente sólo datos suficientes para hacer una representación poligonal aproximada de los dientes del paciente. Por ejemplo, si un diente es tratado como un cubo que tiene seis caras, el diente se puede representar de forma rápida como un diamante 2100 que tiene seis puntos 2102a-f, uno en cada cara del cubo (Figura 21A). El software de descarga comienza la descarga entregando un par de puntos para cada diente, que el programa de interfaz utiliza para generar inmediatamente las representaciones poligonales de los dientes.

El software de descarga entrega a continuación un segundo grupo de datos que añade detalle adicional a las imágenes representadas de los dientes. Este grupo generalmente añade puntos que permiten una representación esferoide 2106 de los dientes (Figura 21B). A medida que la descarga continúa, el software entrega grupos adicionales de datos, añadiendo cada uno un nivel de detalle a la imagen de los dientes representada, hasta que los dientes se representan completamente.

El software de descarga también mejora la descarga y la velocidad de representación mediante la identificación y la omisión de datos que no son críticos para formar una imagen representada de los dientes. Esto incluye datos para superficies de los dientes ocultadas por otros dientes o por el tejido. El software aplica unas reglas basadas en la estructura ortodóncica común para determinar qué datos se descargan y qué datos se omiten. La omisión de datos de este modo reduce el tamaño del archivo descargado y, por tanto, reduce el número de puntos de datos que el programa de interfaz debe tener en cuenta cuando representa las imágenes inicial y final.

El programa de visualización también mejora la velocidad de representación mediante la reducción de la cantidad de datos representados. Al igual que el software de descarga, el programa de visualización aplica reglas de relevancia ortodóncica para determinar qué áreas de la imagen se pueden representar con una calidad inferior. Por ejemplo, el médico tratante por lo general no quiere ver el tejido de las encías en detalle, por lo que el programa de visualización representa las encías en baja resolución como superficies lisas, ignorando los datos relativos a la textura de las encías. Por lo general, el programa de visualización representa las zonas menos importantes con la resolución más baja antes de representar las zonas más importantes con una resolución más alta. El médico puede solicitar que toda la imagen sea representada con alta resolución.

Según se muestra en la figura 20 y se ha comentado anteriormente, el programa de visualización muestra una imagen inicial 2002 de los dientes y, si lo solicita el médico, una imagen final 2004 de los dientes según se verán después del tratamiento. El médico tratante puede hacer girar las imágenes en tres dimensiones para ver las distintas superficies de los dientes, y el médico puede ajustar la imagen a cualquiera de diversos ángulos de visión predefinidos. Estos ángulos de visión incluyen las vistas estándar delantera, trasera, de la parte superior, de la parte inferior y lateral, así como ángulos de visión específicos de ortodoncia, como las vistas lingual, bucal, facial, oclusal e incisal.

El programa de visualización también incluye una rutina de animación que proporciona una serie de imágenes que

muestran las posiciones de los dientes en cada etapa intermedia a lo largo de la trayectoria de tratamiento. El médico controla la rutina de animación a través de un símbolo VCR, que proporciona botones de control similares a los de una grabadora de vídeo convencional. En particular, el símbolo VCR incluye un botón "reproducir" 2006 que, cuando es seleccionado, hace que la rutina de animación pase por todas las imágenes a lo largo de la trayectoria de tratamiento. Una barra de desplazamiento 2008 se mueve horizontalmente una distancia predeterminada con cada imagen mostrada sucesiva. Cada posición de la barra deslizante 2008 y cada imagen de la serie corresponden a una de las etapas intermedias del tratamiento descritas anteriormente.

El símbolo VCR también incluye un botón de "avance" 2010 y un botón de "retroceso" 2012, que permiten al médico tratante pasar hacia adelante o hacia atrás por la serie de imágenes, una imagen clave o etapa del tratamiento a la vez, así como un botón de "avance rápido" 2014 y un botón de "retroceso rápido" 2016, que permiten al médico tratante saltar inmediatamente a la imagen final 2004 o imagen inicial 2002, respectivamente. El médico también puede saltar inmediatamente a cualquier imagen de la serie colocando la barra de desplazamiento 2008 en la posición adecuada.

Según se ha descrito anteriormente, el programa de visualización recibe un subconjunto fijo de posiciones clave, incluyendo el IDDS y el FDDS, procedente del host remoto. A partir de estos datos, la rutina de animación deriva las curvas de transformación necesarias para visualizar los dientes en las etapas intermedias del tratamiento, utilizando cualquiera de entre una variedad de técnicas matemáticas. Una técnica es mediante la invocación del programa de generación de trayectorias descrito anteriormente. En esta situación, el programa de visualización incluye el código del programa de generación de trayectorias. La rutina de animación invoca a este código o bien cuando las posiciones clave descargadas son recibidas por primera vez o bien cuando el usuario invoca a la rutina de animación.

El programa de visualización permite al médico alterar la imagen representada mediante la manipulación gráfica de la imagen. Por ejemplo, el médico puede cambiar la posición de un diente individual mediante el uso de un ratón para hacer clic y arrastrar o girar el diente a una posición deseada. En algunas implementaciones, el reposicionamiento de un diente individual sólo altera la imagen representada; en otras implementaciones, el reposicionamiento de un diente de este modo modifica el conjunto de datos subyacente. En esta última situación, el programa de visualización realiza la detección de colisiones para determinar si la alteración que se ha intentado es válida y, si no, notifica al médico inmediatamente. Alternativamente, el programa de visualización modifica el conjunto de datos subyacentes y luego sube el conjunto de datos alterados al host remoto, que realiza el algoritmo de detección de colisiones. El médico también puede proporcionar respuesta textual al host remoto a través de un cuadro de diálogo 2018 en el interfaz de pantalla 2000. El texto introducido en el cuadro de diálogo 2018 es almacenado como un objeto de texto y posteriormente subido al host remoto o, alternativamente, es entregado al host remoto inmediatamente a través de una conexión existente.

El programa de visualización permite opcionalmente al médico tratante aislar la imagen de un diente en particular y visualizar el diente separado de los otros dientes. El médico tratante también puede cambiar el color de un diente individual o grupo de dientes en una sola imagen representada o a lo largo de la serie de imágenes. Estas características dan al médico tratante una mejor comprensión del comportamiento de los dientes individuales durante el curso del tratamiento.

Otra característica del programa de visualización permite al médico recibir información sobre un diente específico o una parte específica del modelo por medio de un comando, por ejemplo, seleccionando la zona de interés con un ratón. Los tipos de información disponibles incluyen el tipo de diente, la distancia entre dientes adyacentes, y las fuerzas (magnitudes y direcciones) ejercidas sobre los dientes por el alineador o por otros dientes. Se usan técnicas de análisis de elementos finitos para calcular las fuerzas ejercidas sobre los dientes. El médico también puede solicitar la visualización gráfica de cierta información, tal como un gráfico de las fuerzas ejercidas sobre un diente a lo largo del curso del tratamiento o un gráfico que muestra los movimientos que un diente experimentará entre etapas en la trayectoria de tratamiento. El programa de visualización también incluye opcionalmente "pinzas calibradoras virtuales" ("*virtual calipers*"), una herramienta gráfica que permite al médico seleccionar dos puntos en la imagen representada y recibir una visualización que indica la distancia entre los puntos.

FABRICACIÓN DE ALINEADORES

Una vez que se han creado los conjuntos de datos intermedios y finales, se pueden fabricar los aparatos según se ilustra en la figura 10. Unos procedimientos de fabricación comunes emplean un dispositivo de creación rápida de prototipos 200 tal como una máquina de estéreo litografía. Una máquina de creación rápida de prototipos particularmente adecuada es el Modelo *SLA-250/50* proporcionado por *3D System, Valencia, California*. La máquina de creación rápida de prototipos 200 endurece selectivamente una resina líquida u otra resina no endurecida en una estructura tridimensional que puede ser separada de la resina no endurecida restante, lavada, y utilizada o bien directamente como el aparato o bien indirectamente como molde para producir el aparato. La máquina de creación rápida de prototipos 200 recibe los conjuntos de datos digitales individuales y produce una estructura correspondiente a cada uno de los aparatos deseados. En general, debido a que la máquina de creación rápida de

prototipos 200 puede utilizar una resina que tiene unas propiedades mecánicas no-óptimas y que puede no ser aceptable en general para uso con pacientes, la máquina de creación de prototipos normalmente es utilizada para producir moldes que son, en efecto, modelos dentales positivos de cada etapa sucesiva del tratamiento. Después de la preparación de los modelos positivos, se usa una máquina convencional de moldeo a presión o al vacío para producir los aparatos de un material más adecuado, tal como material dental de formación térmica de 0,03 pulgadas, proporcionado por *Tru-Tain Plastics, Rochester, Minnesota 55902*. Existen equipos de moldeo a presión adecuados bajo el nombre comercial *BIOSTAR* proporcionados por *Great Lakes Orthodontics, Ltd., Tonawanda, New York 14150*. La máquina de moldeo 250 produce cada uno de los aparatos directamente a partir del modelo dental positivo y del material deseado. Existen máquinas de moldeo al vacío adecuadas proporcionadas por *Raintree Essix, Inc.*

Después de su producción, los aparatos pueden ser suministrados al profesional tratante todos al mismo tiempo. Los aparatos son marcados de alguna manera, por lo general mediante una numeración secuencial directamente en los aparatos o en etiquetas, bolsas, u otros artículos que están pegados a o que envuelven cada aparato, para indicar su orden de uso. Opcionalmente, unas instrucciones escritas pueden acompañar al sistema que describen que el paciente tiene que portar los aparatos individuales en el orden indicado en los aparatos o en otra parte del envoltorio. El uso de los aparatos de esta manera reposicionará los dientes del paciente progresivamente hacia la disposición final de los dientes.

Debido a que los dientes de un paciente pueden responder de manera diferente a la esperada, el médico tratante puede desear evaluar el progreso del paciente durante el curso del tratamiento. El sistema también puede hacer esto de forma automática, empezando por la detención en curso medida recientemente. Si los dientes del paciente no progresan como estaba previsto, el médico puede revisar el plan de tratamiento según sea necesario para retroceder en el tratamiento del paciente en curso o para diseñar un plan de tratamiento alternativo. El médico puede hacer observaciones, orales o escritas, para uso en la revisión del plan de tratamiento. El médico también puede formar otro conjunto de piezas de moldeo de yeso de los dientes del paciente para la formación de imágenes y la manipulación digital. El médico puede desear limitar la producción inicial de alineadores a sólo unos pocos alineadores, lo cual retrasa la producción de alineadores subsiguientes hasta que se haya evaluado la evolución del paciente.

La figura 11 es un diagrama de bloques simplificado de un sistema de procesamiento de datos 300 que puede ser utilizado para desarrollar planes de tratamiento ortodóncico. El sistema de procesamiento de datos 300 incluye generalmente al menos un procesador 302 que se comunica con una serie de dispositivos periféricos a través del subsistema de bus 304. Estos dispositivos periféricos incluyen generalmente un subsistema de almacenamiento 306 (subsistema de memoria 308 y subsistema de almacenamiento de archivos 314), un conjunto de dispositivos de entrada y salida de interfaces de usuario 318, y una interfaz a redes exteriores 316, que incluye la red telefónica pública conmutada. Esta interfaz se muestra esquemáticamente como "módems e interfaz de red" el bloque 316, y está acoplado a dispositivos de interfaz correspondientes en otros sistemas de procesamiento de datos a través de la interfaz de la red de comunicaciones 324. El sistema de procesamiento de datos 300 podría ser un terminal o un equipo informático personal de gama baja o un equipo informático personal de gama alta, estación de trabajo o mainframe.

Los dispositivos de entrada de la interfaz de usuario incluyen generalmente un teclado y pueden incluir además un dispositivo apuntador y un escáner. El dispositivo apuntador puede ser un dispositivo apuntador indirecto tal como un ratón, bola de seguimiento (*trackball*), pantalla táctil, o tableta gráfica, o un dispositivo apuntador directo tal como una pantalla táctil incorporada en la pantalla, o un dispositivo apuntador de tres dimensiones, tal como el dispositivo apuntador giroscópico descrito en la patente de EEUU no. 5.440.326, también se pueden utilizar otros tipos de dispositivos de entrada de la interfaz de usuario, tales como sistemas de reconocimiento de voz.

Los dispositivos de salida de la interfaz de usuario incluyen generalmente una impresora y un subsistema de visualización, que incluye un controlador de pantalla y un dispositivo de visualización acoplado al controlador. El dispositivo de visualización puede ser un tubo de rayos catódicos (CRT), un dispositivo de pantalla plana tal como una pantalla de cristal líquido (LCD), o un dispositivo de proyección. El subsistema de visualización también puede proporcionar señales no visuales tales como una salida de audio.

El subsistema de almacenamiento 306 mantiene las construcciones de datos y de programación básicas requeridas. Los módulos de programa tratados anteriormente están almacenados normalmente en el subsistema de almacenamiento 306. El subsistema de almacenamiento 306 comprende generalmente el subsistema de memoria 308 y el subsistema de almacenamiento de archivos 314.

El subsistema de memoria 308 incluye generalmente un número de memorias que incluyen una memoria principal de acceso aleatorio (RAM) 310 para el almacenamiento de instrucciones y datos durante la ejecución de programas y una memoria de sólo lectura (ROM) 312 en la que se almacenan instrucciones fijas. En el caso de equipos personales compatibles con Macintosh, la ROM incluiría partes del sistema operativo; en el caso de equipos personales compatibles con IBM, esto incluiría el BIOS (sistema básico de entrada/salida).

5 El subsistema de almacenamiento de archivos 314 proporciona un almacenamiento persistente (no volátil) para archivos de programa y de datos, y generalmente incluye al menos una unidad de disco duro y al menos una unidad de disco flexible (con medios extraíbles asociados). También puede haber otros dispositivos tales como una unidad de CD-ROM y unidades ópticas (todos con sus medios extraíbles asociados). Además, el sistema puede incluir unidades del tipo con cartuchos de medios extraíbles. Los cartuchos de medios extraíbles pueden, por ejemplo, ser cartuchos de disco duro, tales como los comercializados por *Syquest* y otros, y cartuchos de disco flexible, tales como los comercializados por *Imaging*. Una o más de las unidades pueden estar situadas en una ubicación remota, tal como en un servidor en una red de área local o en un sitio en Internet de la World Wide Web.

10 En este contexto, el término "subsistema de bus" se usa genéricamente para incluir cualquier mecanismo para permitir que los diversos componentes y subsistemas se comuniquen entre sí según se desee. Con la excepción de los dispositivos de entrada y de visualización, los otros componentes no necesitan estar en la misma ubicación física. Así, por ejemplo, partes del sistema de almacenamiento de archivos podrían estar conectadas a través de varios medios de red de área local o de área amplia, incluyendo líneas telefónicas. De modo similar, los dispositivos de entrada y de visualización no necesitan estar en la misma ubicación que el procesador, aunque se prevé generalmente el uso de equipos personales y estaciones de trabajo.

15 El subsistema de bus 304 se muestra esquemáticamente como un único bus, pero un sistema típico tiene un número de buses tales como un bus local y uno o más buses de expansión (por ejemplo, ADB, SCSI, ISA, EISA, MCA, NuBus, o PCI), así como puertos serie y paralelo. Las conexiones de red generalmente se establecen a través de un dispositivo tal como un adaptador de red en uno de estos buses de expansión o un módem en un puerto serie. El equipo informático cliente puede ser un sistema de escritorio o un sistema portátil.

20 El escáner 320 es el responsable del escaneo de moldes de los dientes del paciente obtenidos o bien del paciente o bien de un ortodoncista y de proporcionar la información de conjuntos de datos digitales escaneados al sistema de procesamiento de datos 300 para su posterior procesamiento. En un entorno distribuido, el escáner 320 puede estar situado en un lugar remoto y comunicar la información de conjuntos de datos digitales escaneados al sistema de procesamiento de datos 300 a través de la interfaz de red 324.

25 La máquina de fabricación 322 fabrica aparatos dentales en base a información de conjuntos de datos intermedios y finales recibida del sistema de procesamiento de datos 300. En un entorno distribuido, la máquina de fabricación 322 puede estar situada en un lugar remoto y recibir la información de conjuntos de datos del sistema de procesamiento de datos 300 a través de interfaz de red 324.

30 La invención se ha descrito en términos de formas de realización particulares. Otras formas de realización están dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones. Por ejemplo, las técnicas de escaneo de tres dimensiones descritas anteriormente se pueden usar para analizar las características del material, tales como la contracción y expansión, de los materiales que forman las piezas de moldeado dental y los alineadores. Además, los modelos dentales en 3D y la interfaz gráfica descritos anteriormente se pueden utilizar para asistir a los médicos tratantes de pacientes con correctores (*braces*) convencionales u otros aparatos ortodóncicos convencionales, en cuyo caso se modificarían consecuentemente las restricciones aplicadas al movimiento de los dientes. Por otra parte, los modelos dentales pueden ser publicados en un sitio web de protocolo de transferencia de hipertexto (<http>) para acceso limitado por parte de pacientes y médicos tratantes correspondientes.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento implementado por ordenador para crear un plan para reposicionar los dientes de un paciente partiendo de un conjunto de posiciones iniciales de los dientes hasta un conjunto de posiciones finales de los dientes, comprendiendo el procedimiento:
 5 recibir unos conjuntos de datos digitales iniciales que representan los dientes en las posiciones iniciales, generar unos conjuntos de datos digitales intermedios y finales que representan los dientes en posiciones intermedias y finales, en el que los conjuntos de datos digitales intermedios se basan en el conjunto de datos digitales iniciales y el conjunto de datos digitales finales, y
 10 generar unas trayectorias de tratamiento a lo largo de las que se moverán los dientes desde las posiciones iniciales hasta las posiciones finales pasando por las posiciones intermedias, que incluye generar posiciones intermedias para al menos un diente entre las cuales el diente experimenta movimientos de traslación de tamaños iguales.
2. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que recibir el conjunto de datos digitales iniciales comprende recibir
 15 datos obtenidos escaneando un modelo físico de los dientes del paciente.
3. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que recibir el conjunto de datos digitales iniciales comprende recibir datos obtenidos escaneando dos modelos físicos de los dientes del paciente, uno que representa una impresión
 20 positiva de los dientes y uno que representa una impresión negativa de los dientes.
4. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el conjunto de datos digitales iniciales incluye datos de imagen de volumen de los dientes del paciente y el procedimiento incluye convertir los datos de imagen de volumen en un
 modelo geométrico 3D de las superficies de los dientes.
5. El procedimiento de la reivindicación 4, en el que la conversión comprende además detectar elementos de
 25 volumen en los datos de imagen entre los que se produce una gran transición en el valor de la imagen.
6. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además aplicar un conjunto de reglas predefinidas para
 30 segmentar el conjunto de datos iniciales en modelos 3D de los dientes individuales.
7. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además aplicar unas reglas de relevancia ortodóncica para reducir la cantidad de datos en el conjunto de datos iniciales asociados con características ortodóncicas menos
 importantes.
8. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además recibir información que indica si los dientes del
 35 paciente están siguiendo las trayectorias de tratamiento y, si no, usar la información para revisar las trayectorias de tratamiento.
9. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que generar trayectorias de tratamiento comprende generar más de
 40 una trayectoria de tratamiento candidata para cada diente y proporcionar una visualización gráfica de cada trayectoria de tratamiento candidata a un usuario humano para que realice una selección.
10. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además aplicar un conjunto de reglas para detectar
 45 cualesquiera colisiones que se producirán a medida que los dientes del paciente se mueven a lo largo de las trayectorias de tratamiento.
11. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además aplicar un conjunto de reglas para detectar
 50 cualesquiera oclusiones de mordida inadecuadas que se producirán a medida que los dientes del paciente se mueven a lo largo de las trayectorias de tratamiento.
12. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que generar las trayectorias de tratamiento incluye recibir datos que
 indican restricciones en el movimiento de los dientes del paciente y aplicar los datos para generar las trayectorias de
 tratamiento.
13. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que generar las trayectorias de tratamiento incluye determinar la
 55 cantidad mínima de transformación requerida para mover cada diente desde la posición inicial hasta la posición final y crear cada trayectoria de tratamiento para que sólo requiera la cantidad mínima de movimiento.
14. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además presentar una representación gráfica
 60 tridimensional (3D) de los dientes en las posiciones correspondientes a un conjunto de datos seleccionado.
15. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además proporcionar datos que representan las
 65 posiciones de los dientes del paciente en puntos seleccionados a lo largo de las trayectorias de tratamiento a un sistema de fabricación de aparatos para su uso en la fabricación de al menos un aparato ortodóncico estructurado para mover los dientes del paciente hacia las posiciones finales.

16. El procedimiento de la reivindicación 15, que comprende además incluir en los datos un modelo digital de un acoplamiento ortodóncico al cual se debe adaptar el aparato.
- 5 17. El procedimiento de la reivindicación 3, en el que el conjunto de datos digitales iniciales incluye datos obtenidos escaneando una impresión positiva y una impresión negativa de los dientes del paciente entrelazadas entre sí.
18. El procedimiento de la reivindicación 14, que comprende además aplicar una compresión a nivel de detalle a un conjunto de datos seleccionados para presentar la representación gráfica de los dientes.
- 10 19. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además modificar el conjunto de datos iniciales para incluir datos que representan superficies dentales ocultas.
20. El procedimiento de la reivindicación 19, en el que las superficies dentales ocultas son raíces dentales.
- 15 21. El procedimiento de la reivindicación 20, que comprende además simular la interrelación entre las raíces y coronas de los dientes a medida que se mueven durante el tratamiento.
22. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 19 a 21, en el que los datos que representan superficies dentales ocultas corresponden a formas típicas de las superficies ocultas.
- 20 23. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el conjunto de datos digitales finales representa los dientes y las raíces dentales en la orientación vertical apropiada.
- 25 24. Un producto de instrucciones implementables por ordenador que comprende instrucciones implementables por ordenador para hacer que un dispositivo informático programable realice el procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 23.
- 30 25. Un sistema para uso en la creación de un plan para reposicionar los dientes de un paciente partiendo de un conjunto de posiciones iniciales de los dientes hasta un conjunto de posiciones finales de los dientes, comprendiendo el sistema:
medios para recibir unos conjuntos de datos digitales iniciales que representan los dientes en las posiciones iniciales,
medios para generar unos conjuntos de datos digitales intermedios y finales que representan los dientes en posiciones intermedias y finales, en el que los conjuntos de datos digitales intermedios se basan en el conjunto de datos digitales iniciales y el conjunto de datos digitales finales, y
medios para generar unas trayectorias de tratamiento a lo largo de las que se moverán los dientes desde las posiciones iniciales hasta las posiciones finales pasando por las posiciones intermedias, que incluyen medios para generar posiciones intermedias para al menos un diente entre las cuales el diente experimenta movimientos de traslación de tamaños iguales.
- 40

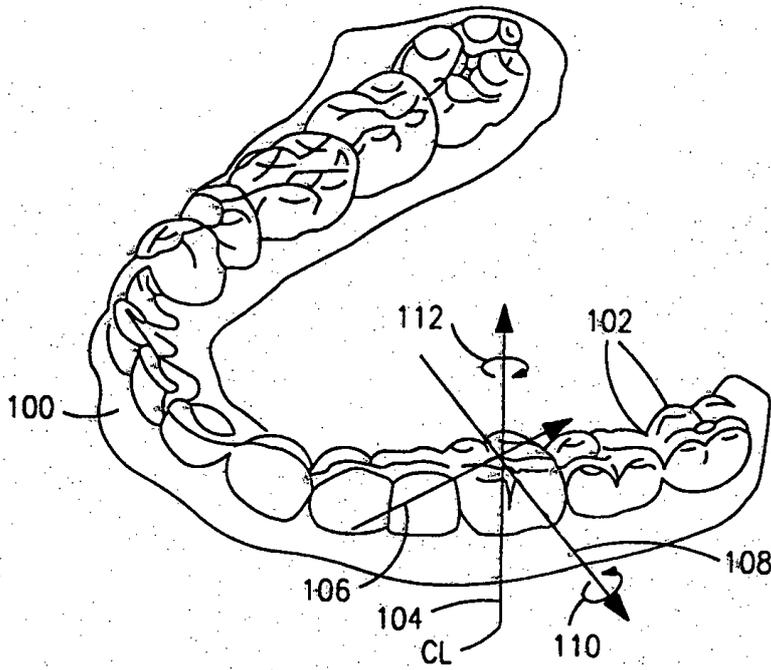


FIG. IA

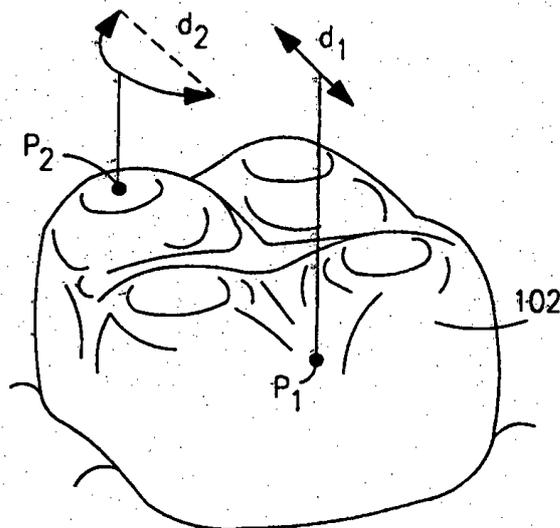


FIG. IB

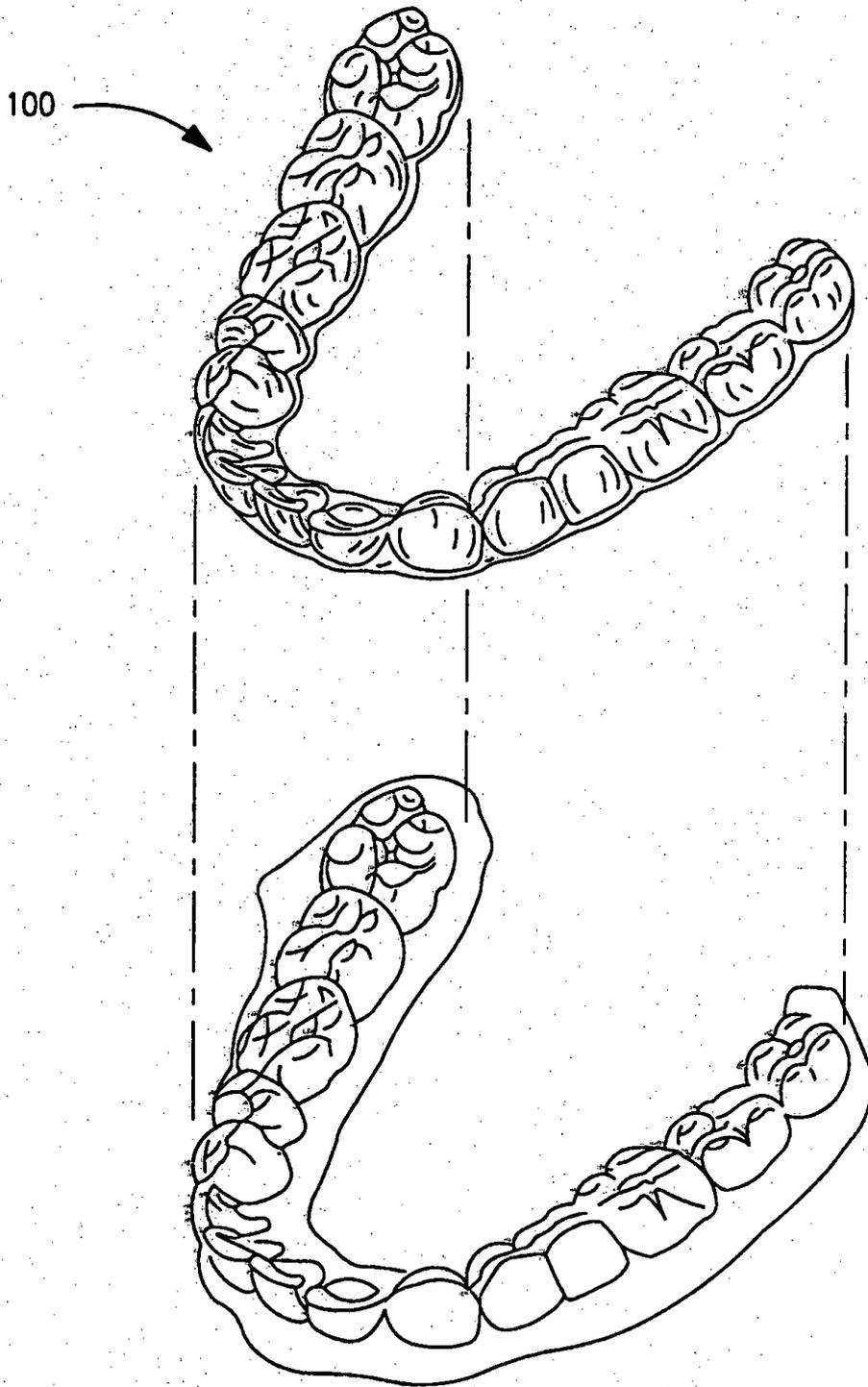


FIG. 1C

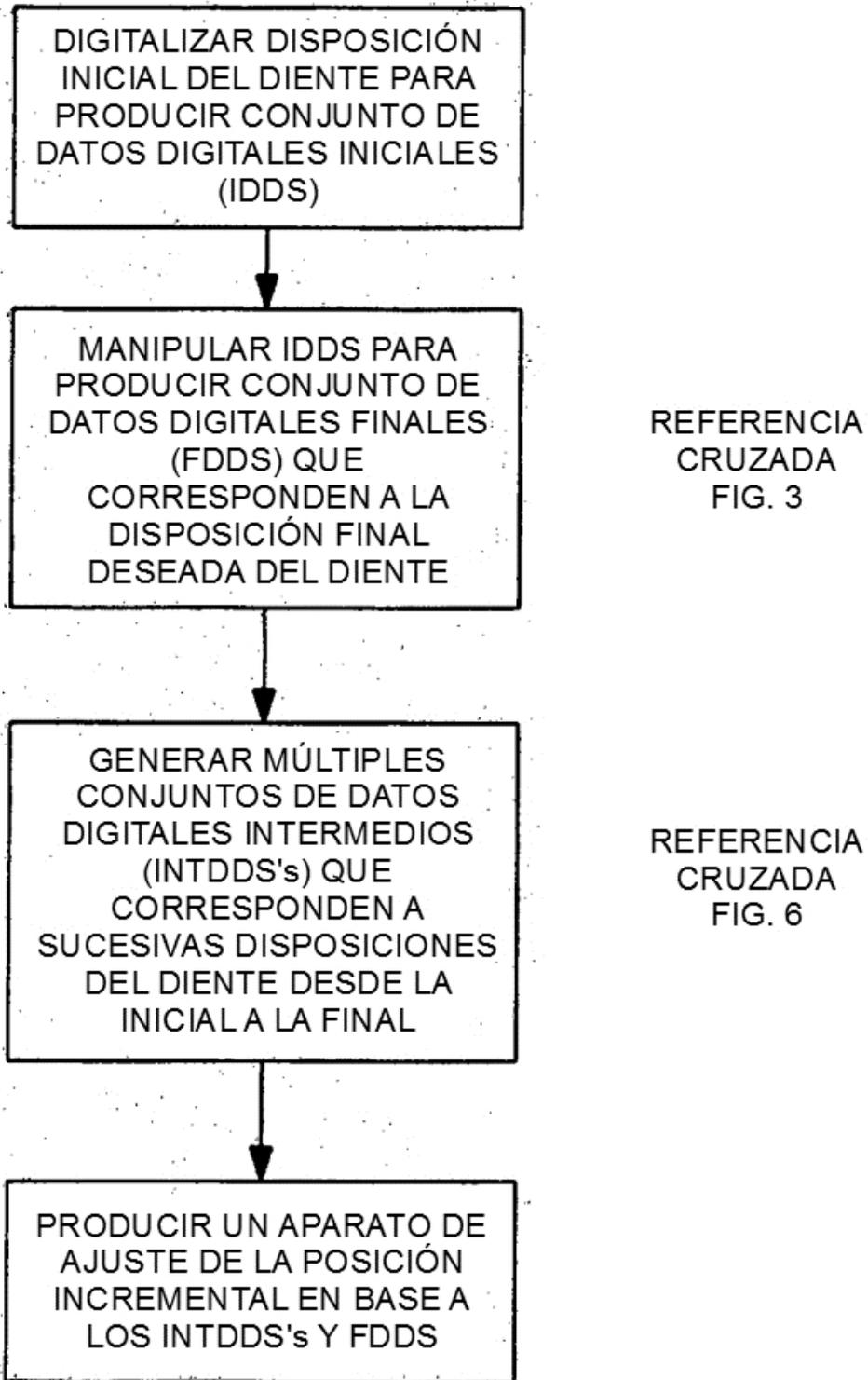
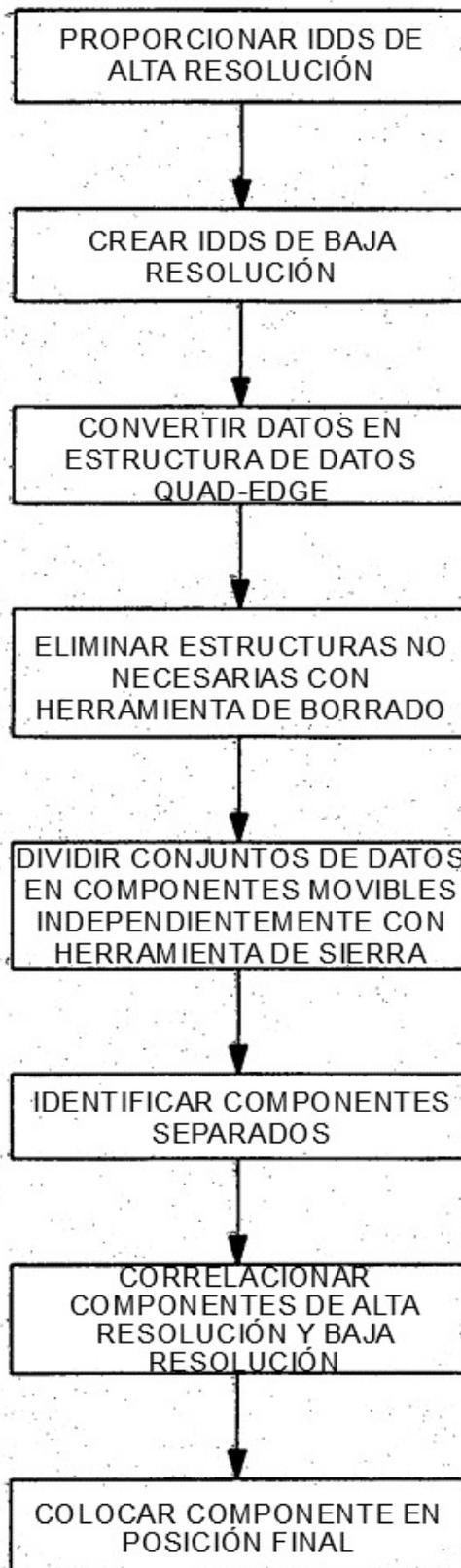


FIG. 2



REFERENCIA
CRUZADA
FIGURA 4A

REFERENCIA
CRUZADA
FIGURA 5

FIG. 3

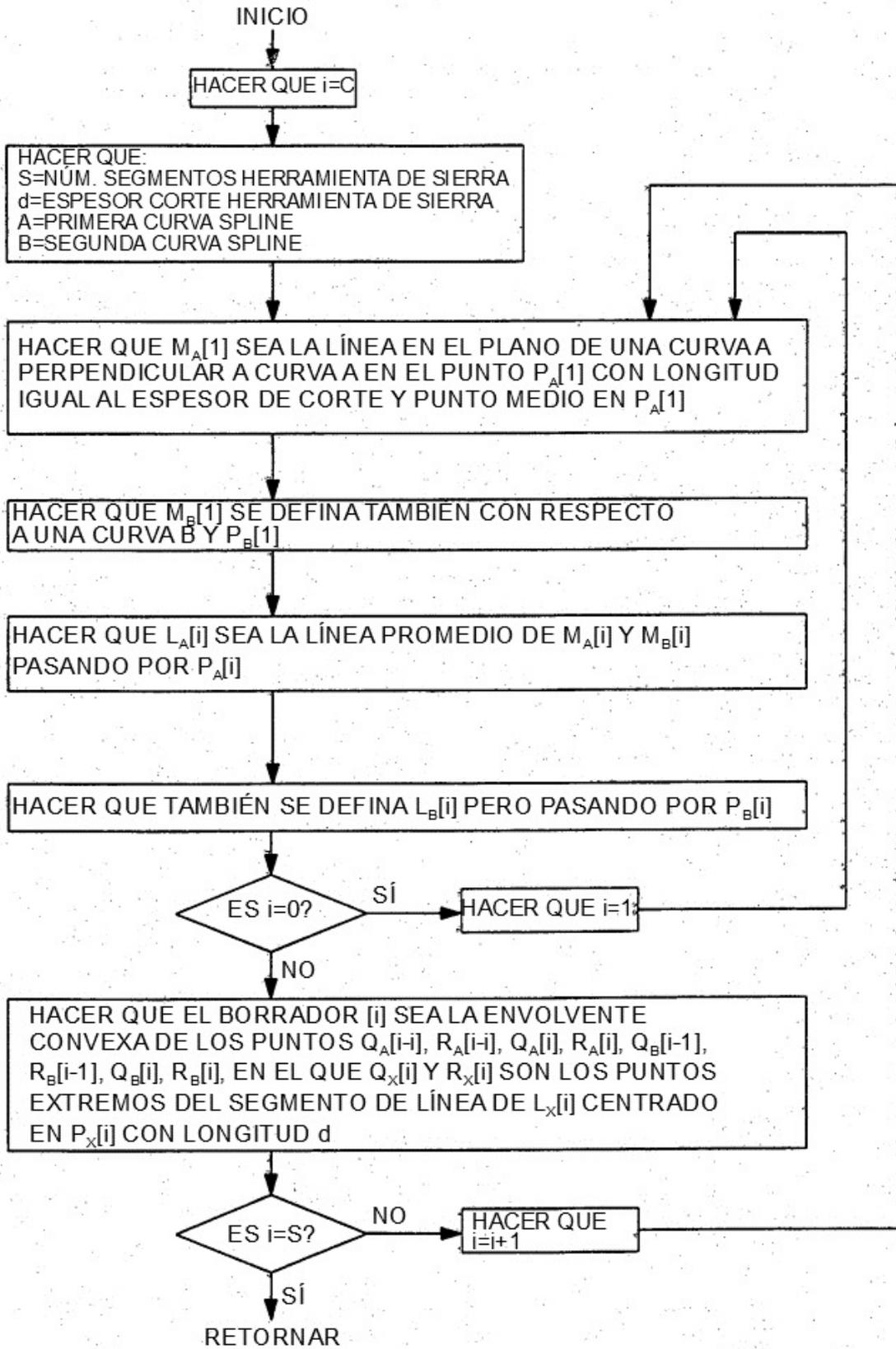


FIG. 4A

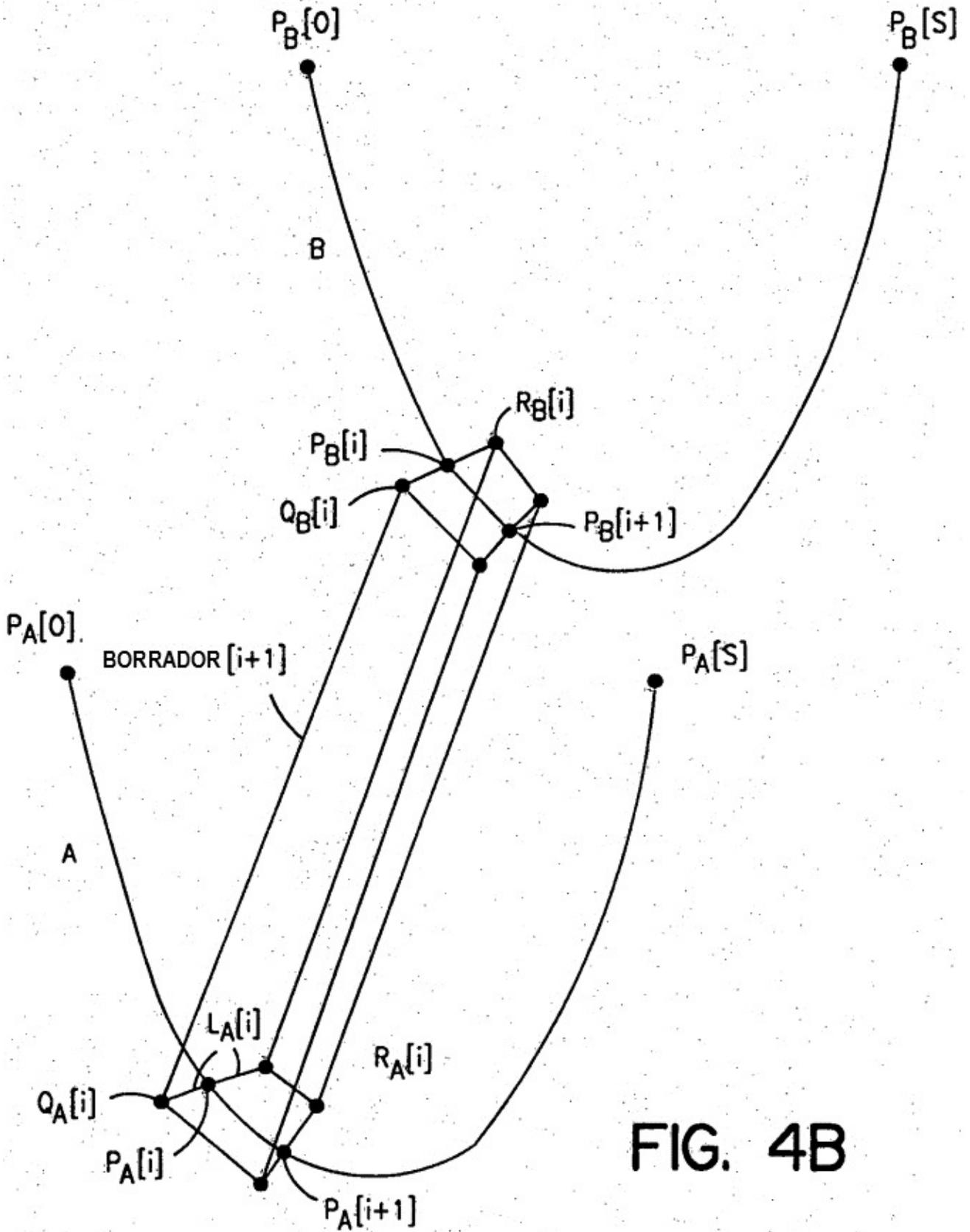


FIG. 4B

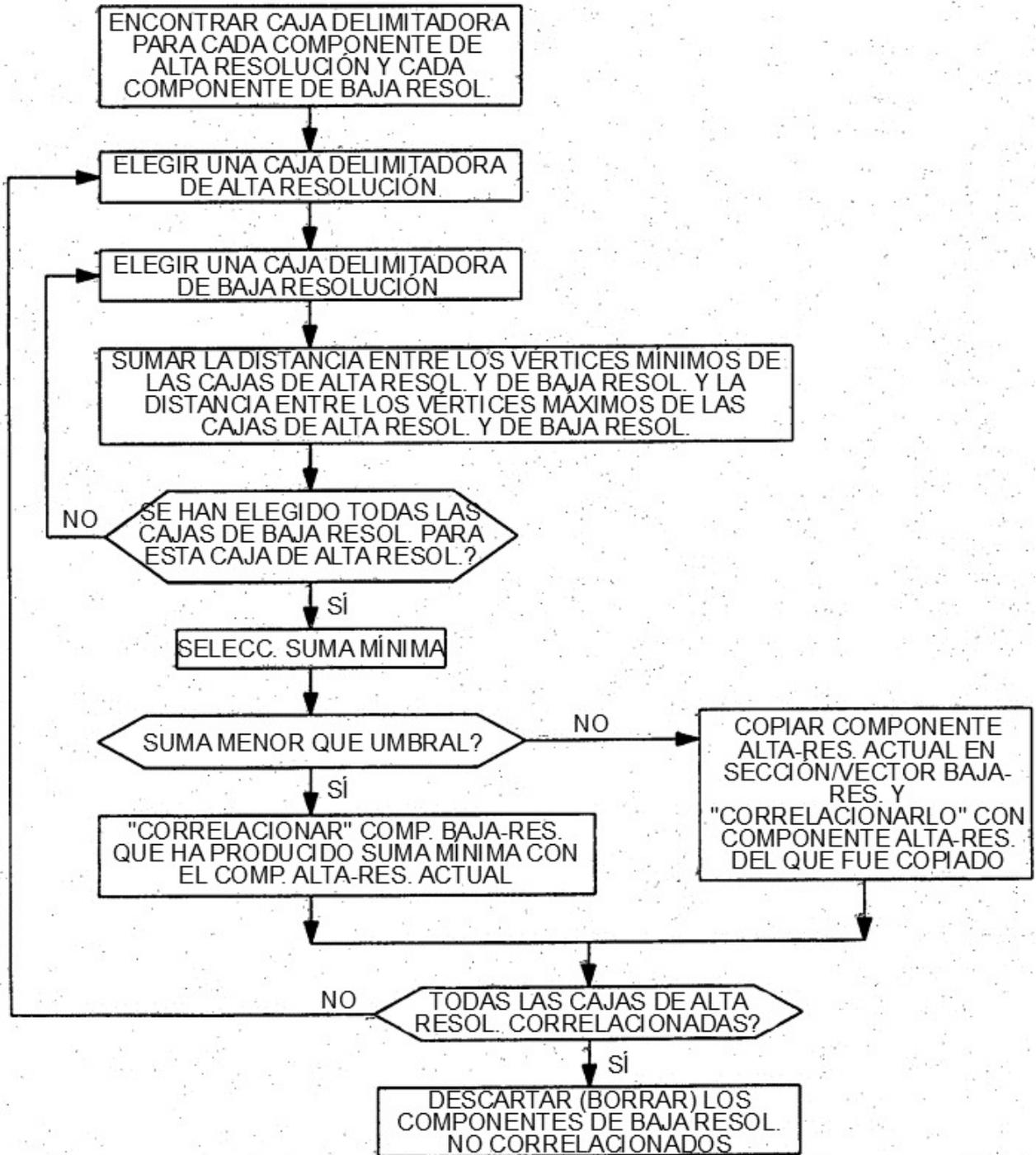


FIG. 5

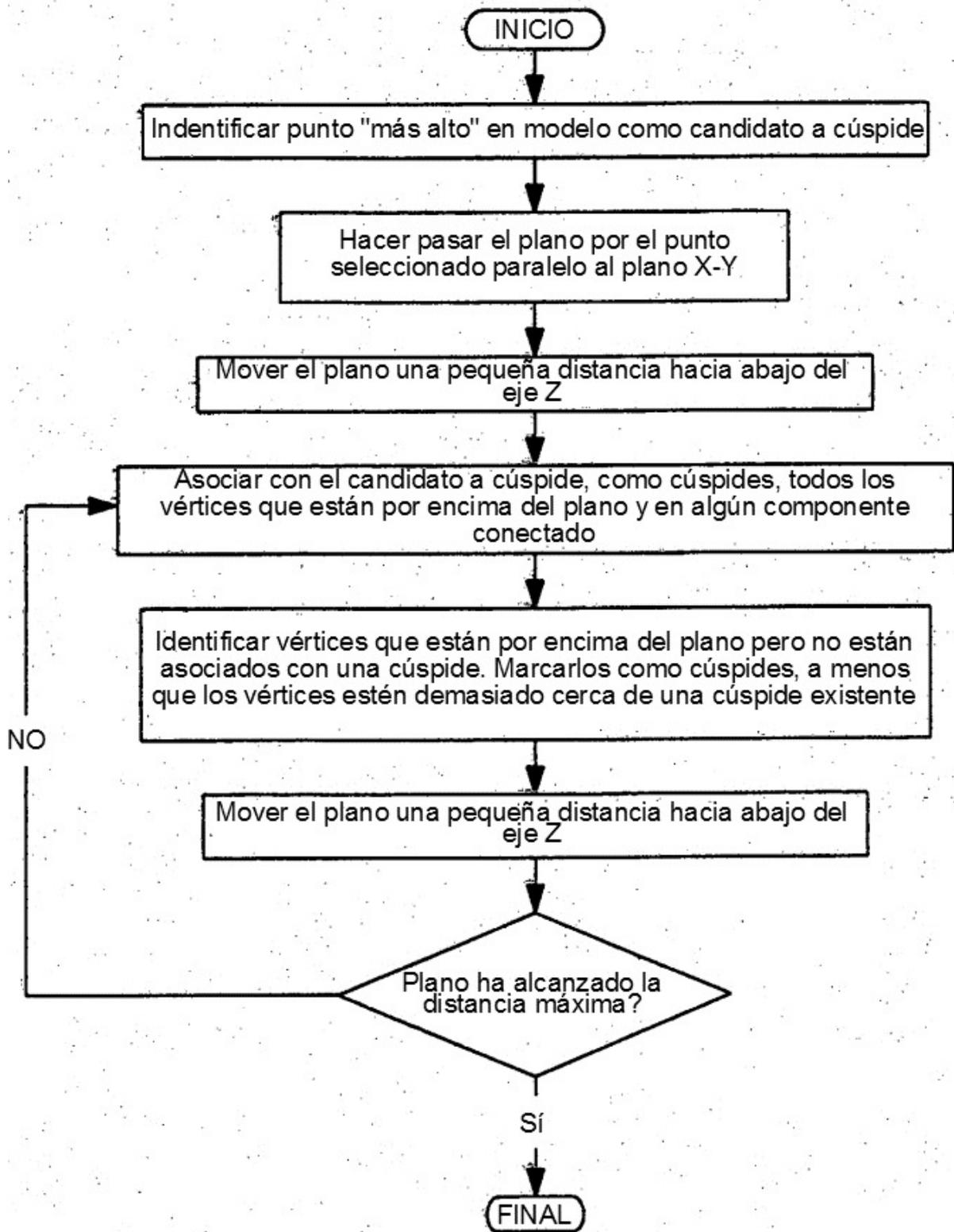


FIG. 6A

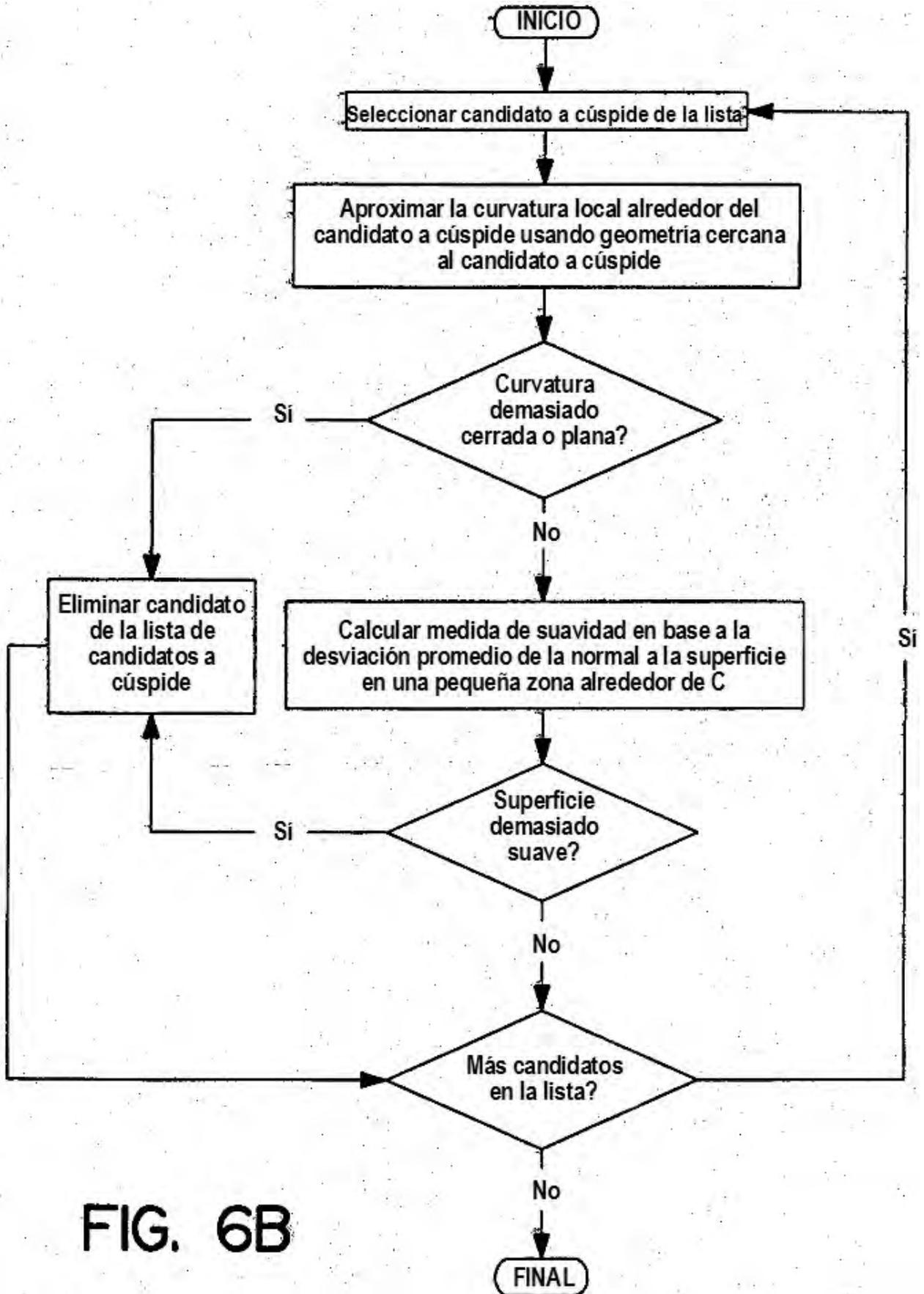


FIG. 6B

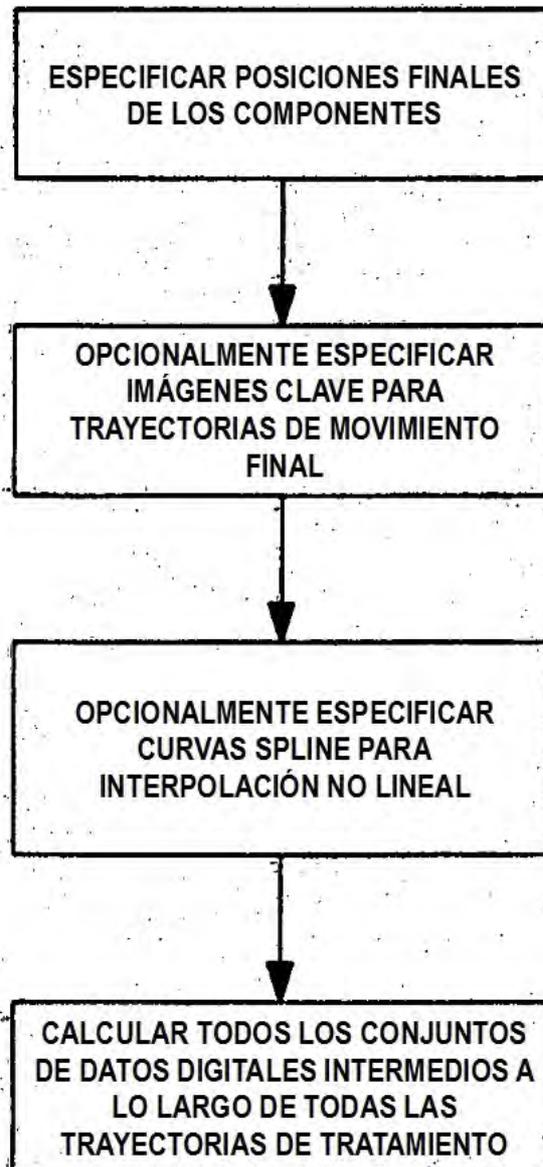


FIG. 7

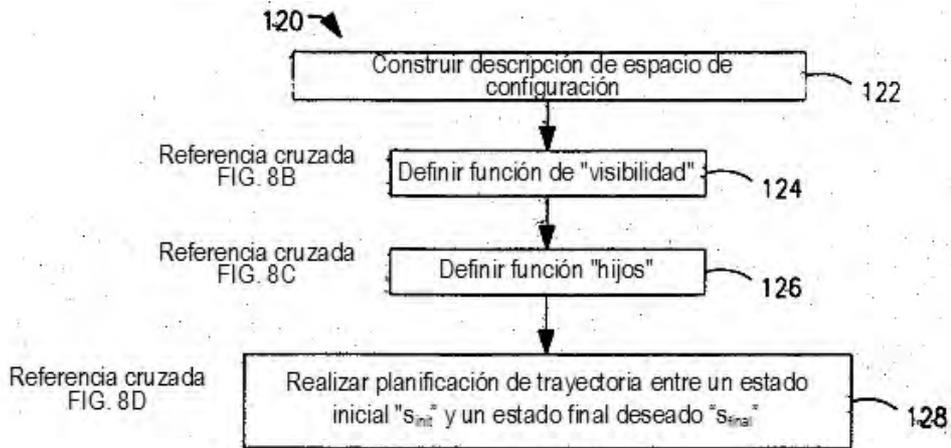


FIG. 8A

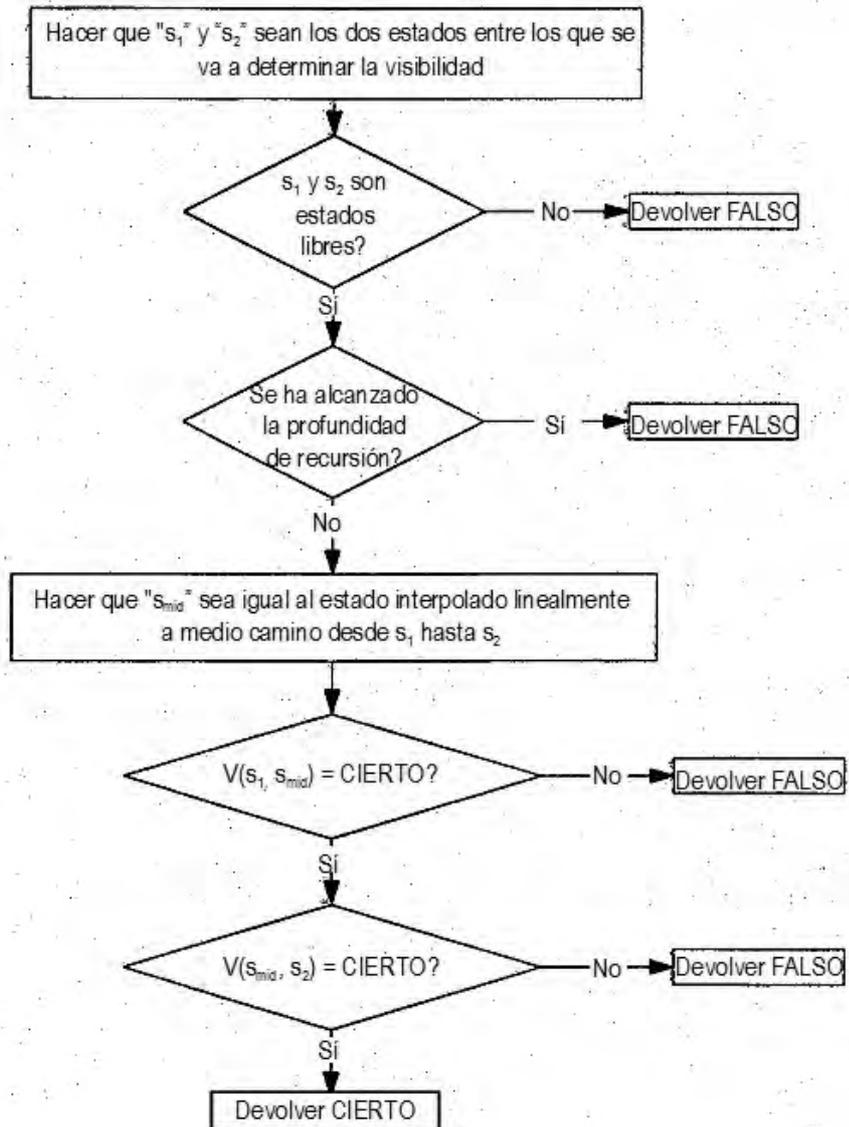


FIG. 8B

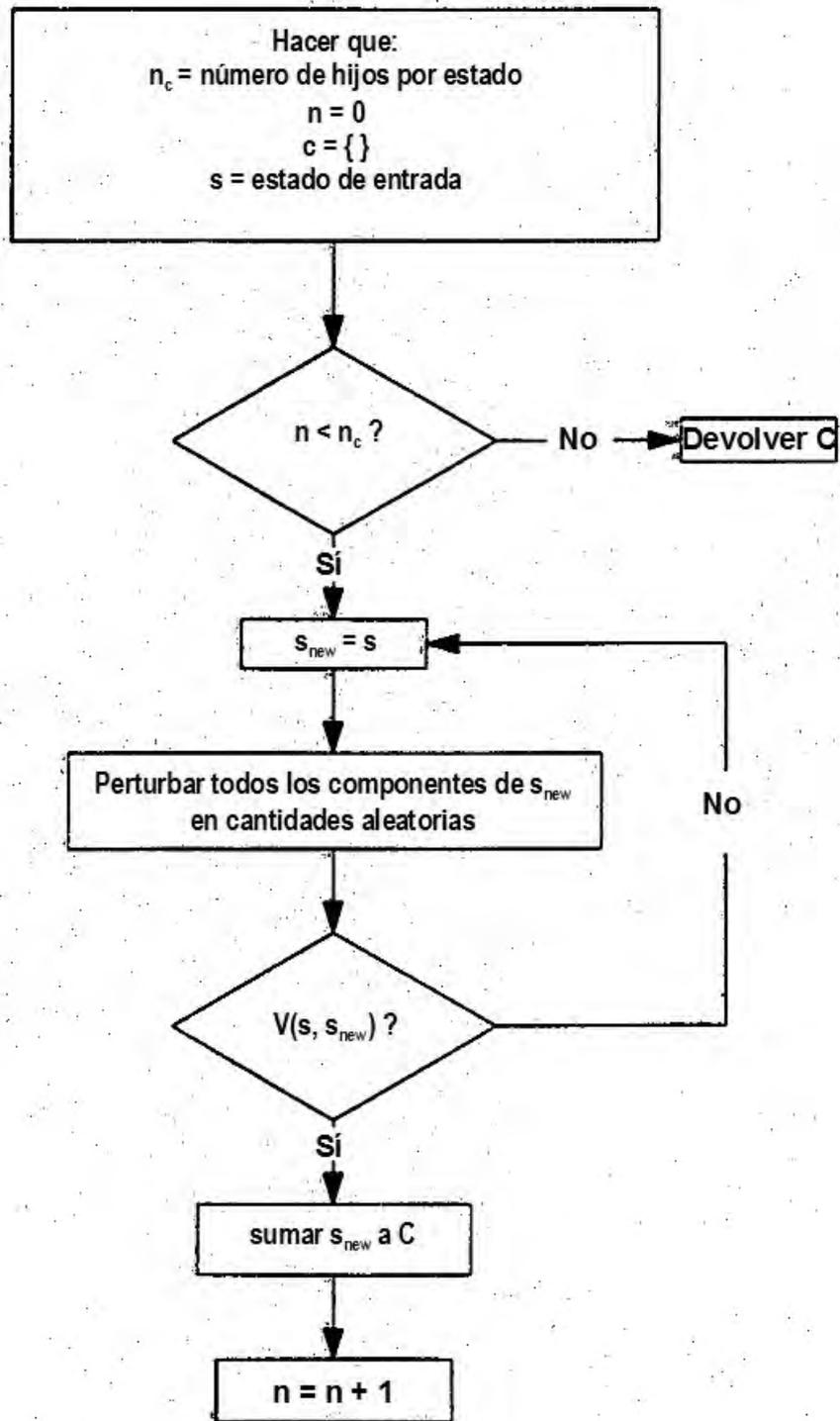


FIG. 8C

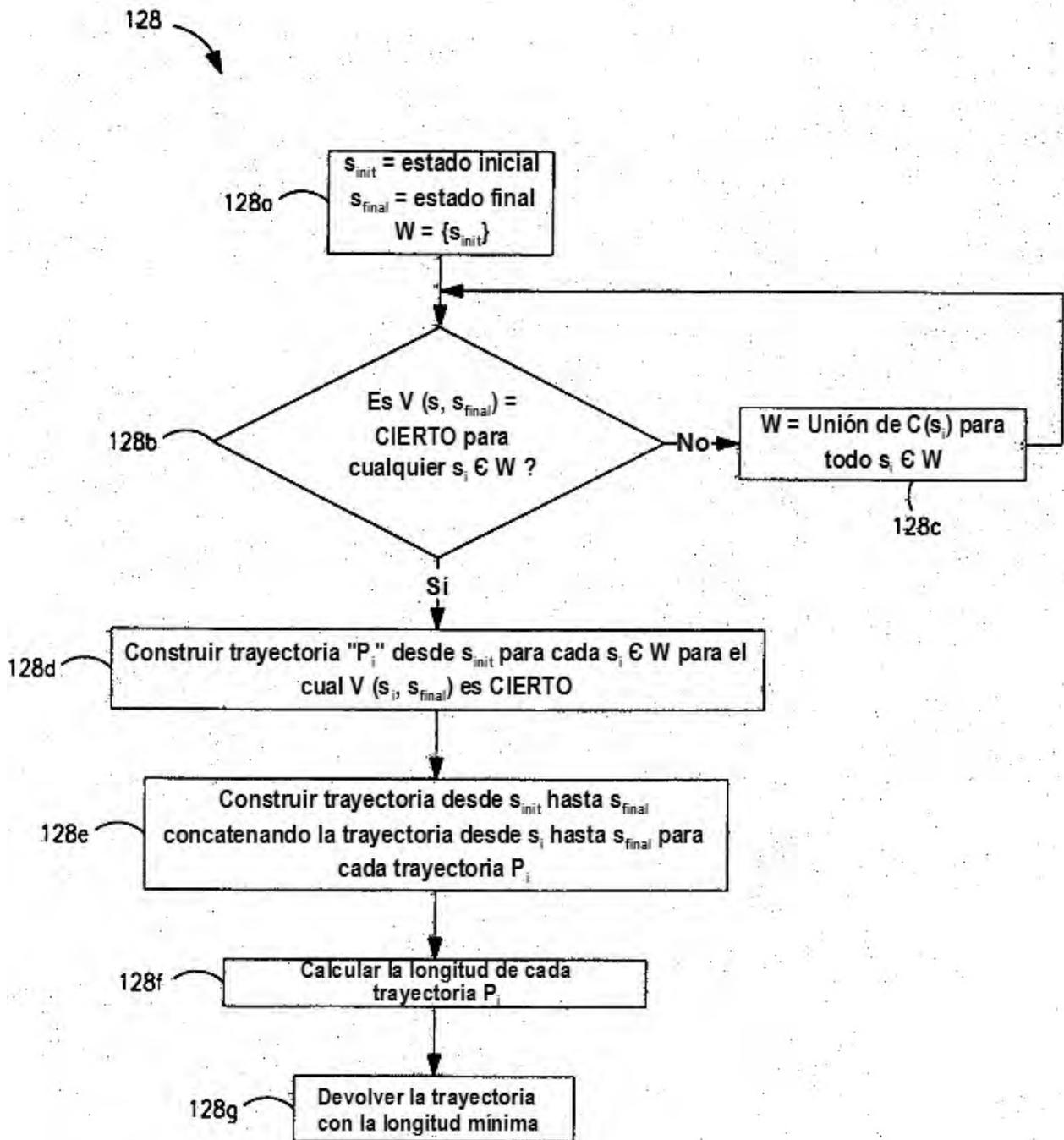


FIG. 8D

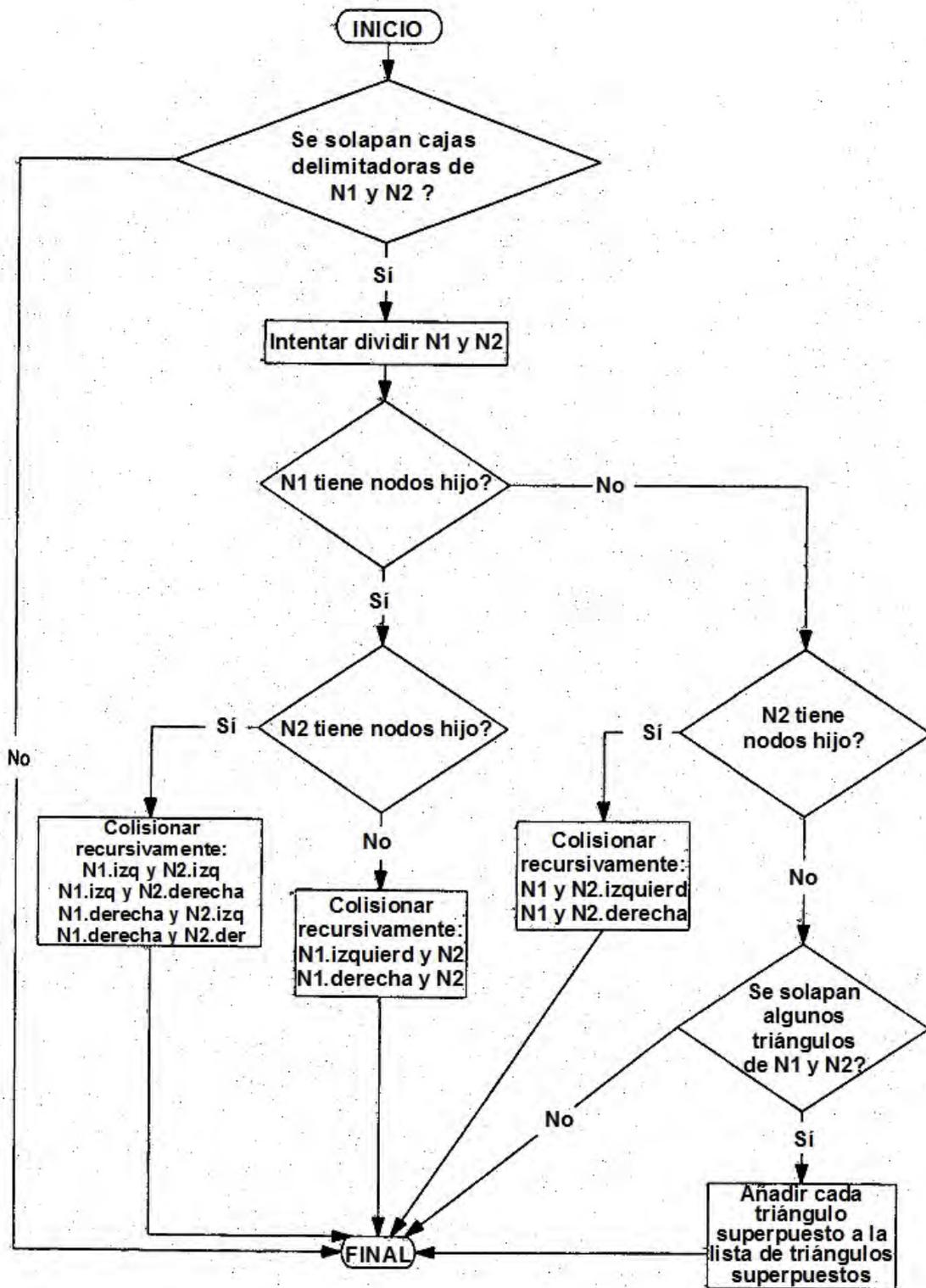
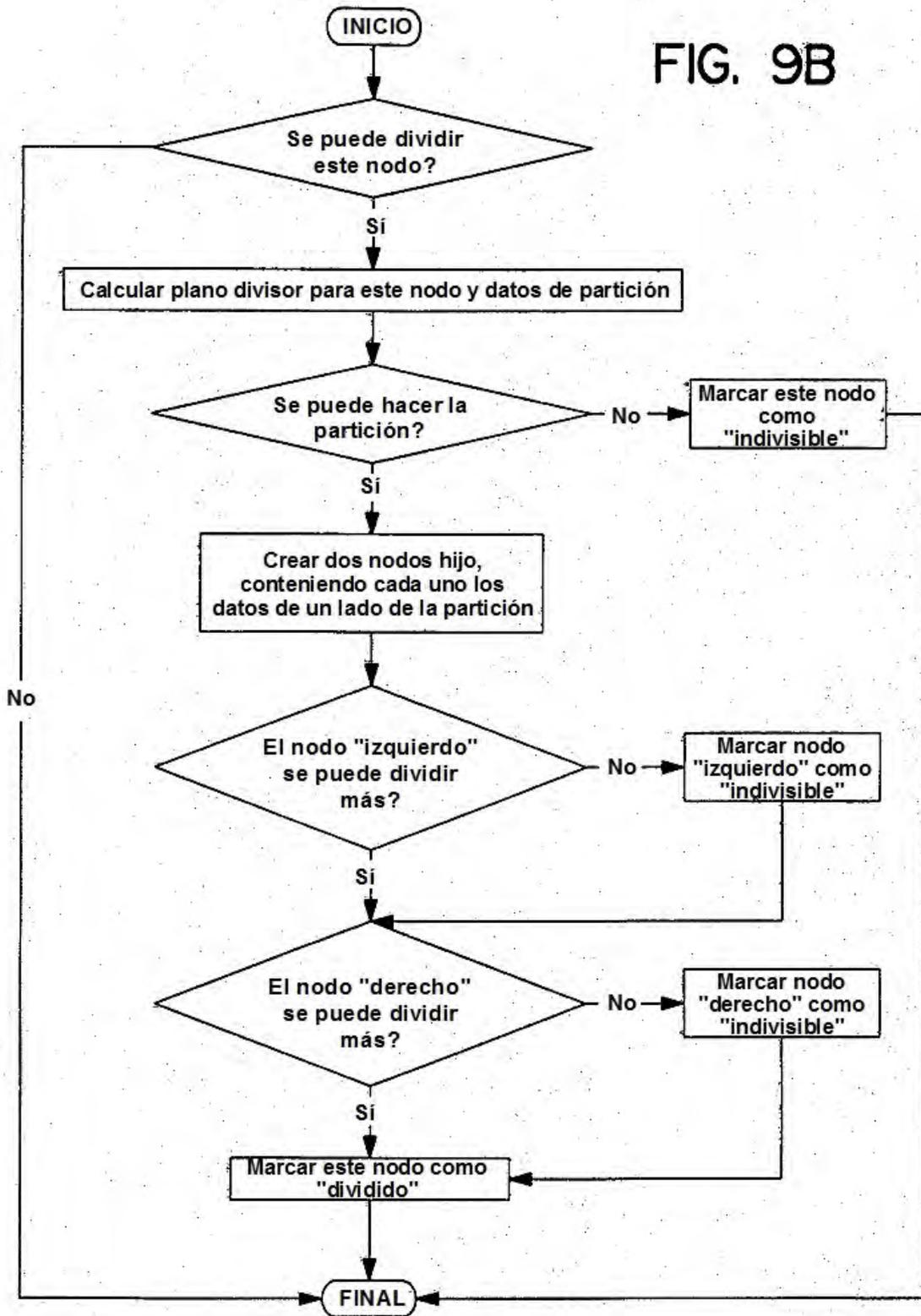


FIG. 9A

FIG. 9B



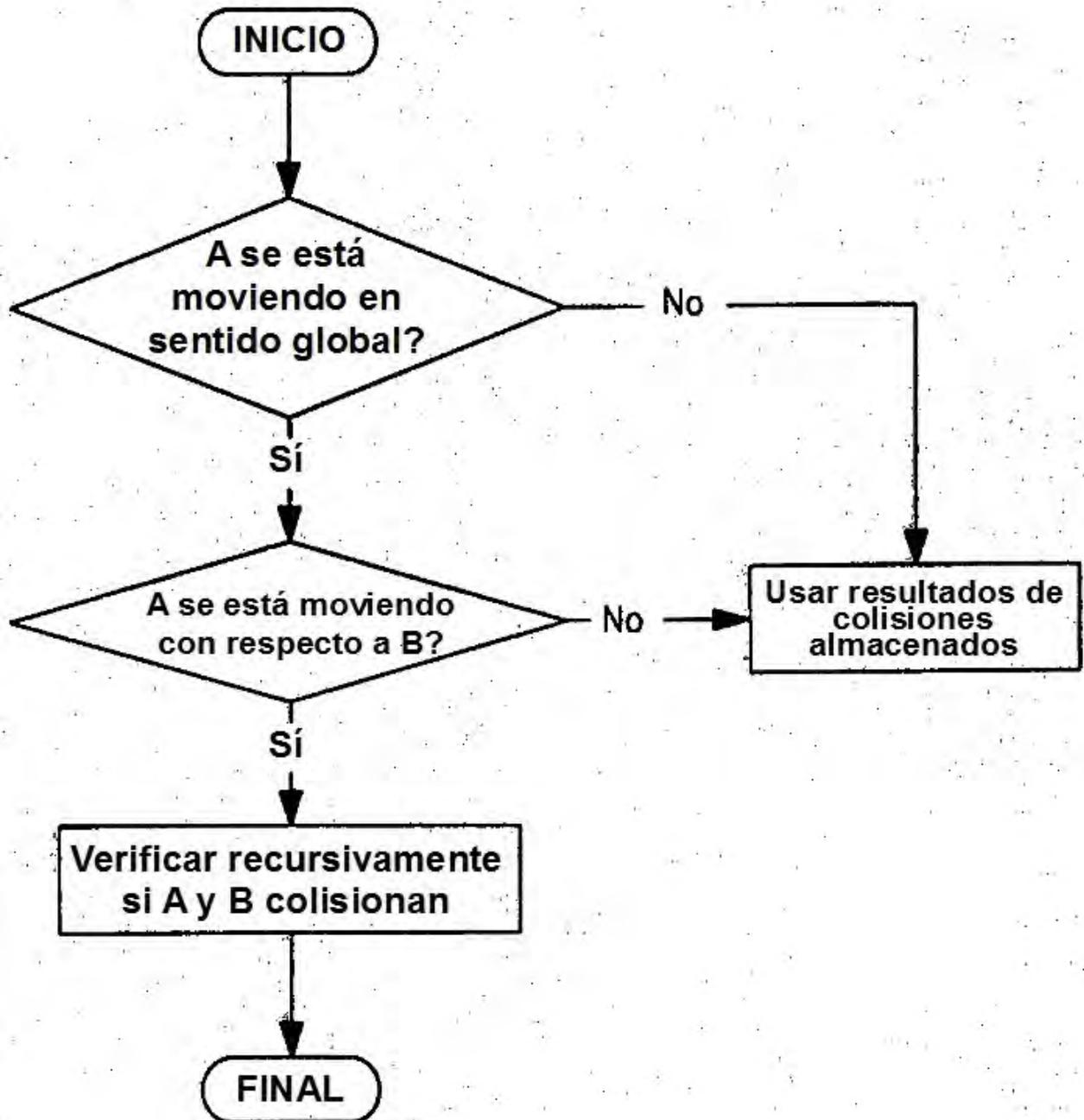


FIG. 9C

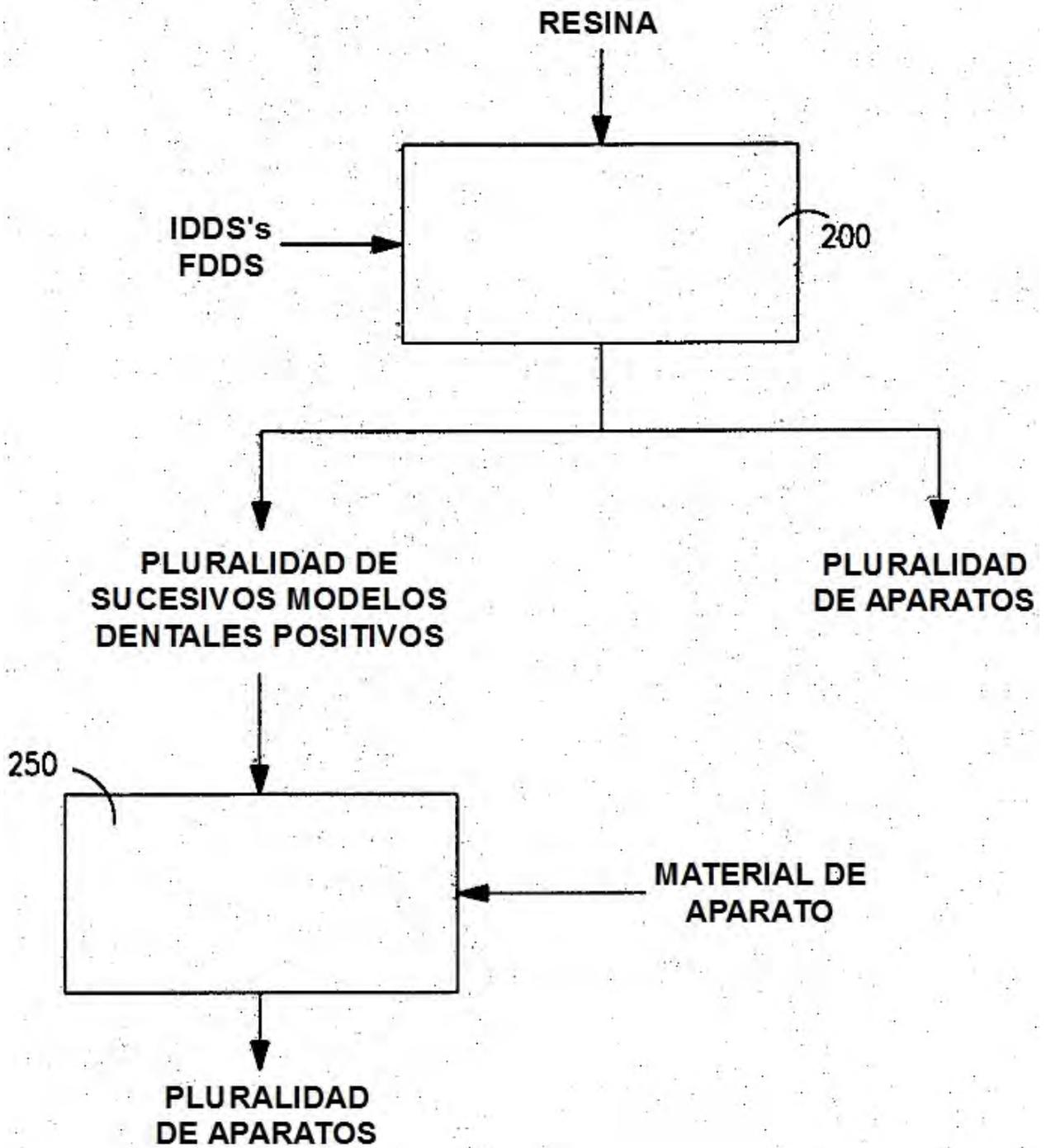


FIG. 10

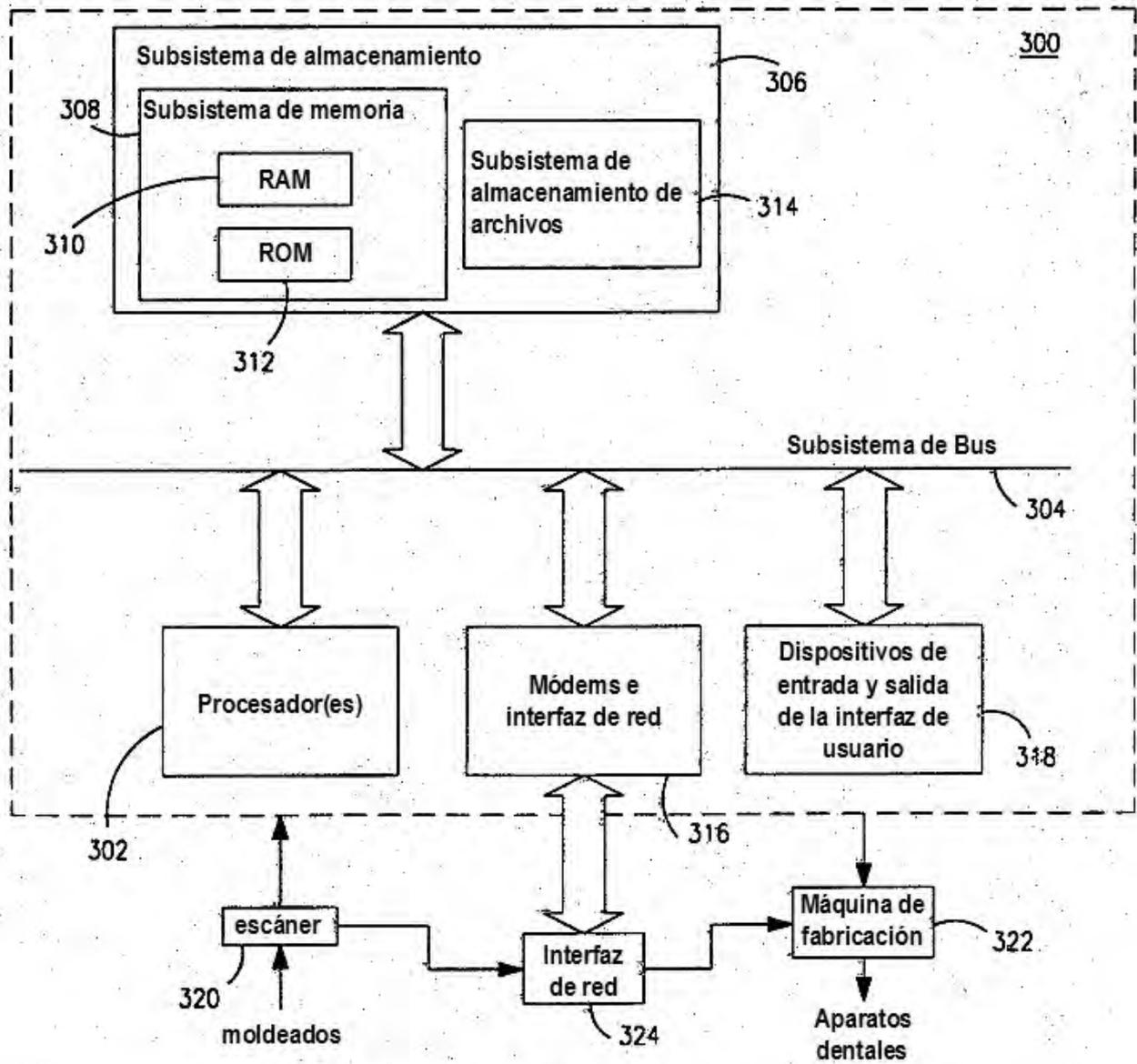


FIG. 1

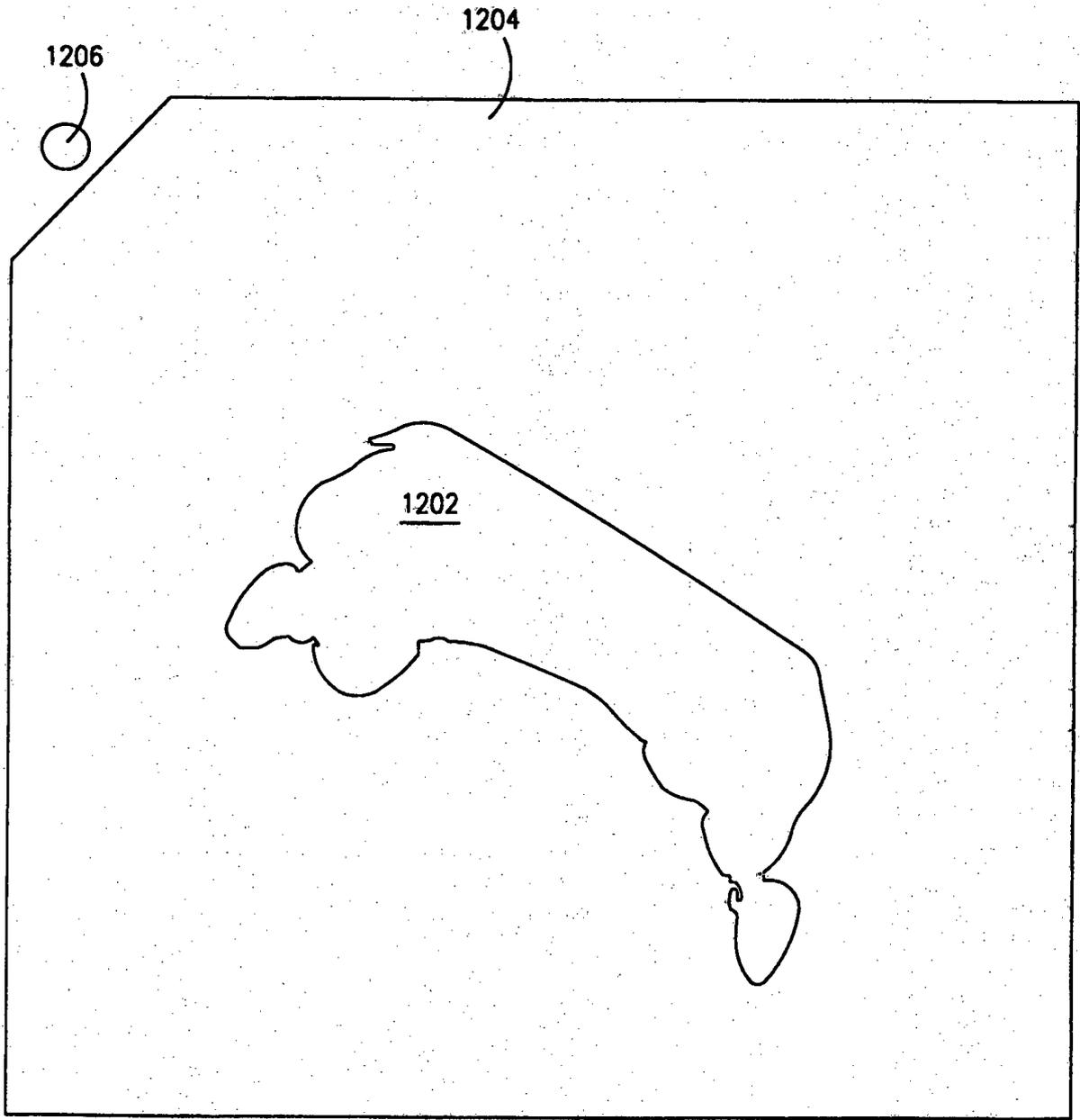


FIG. 12

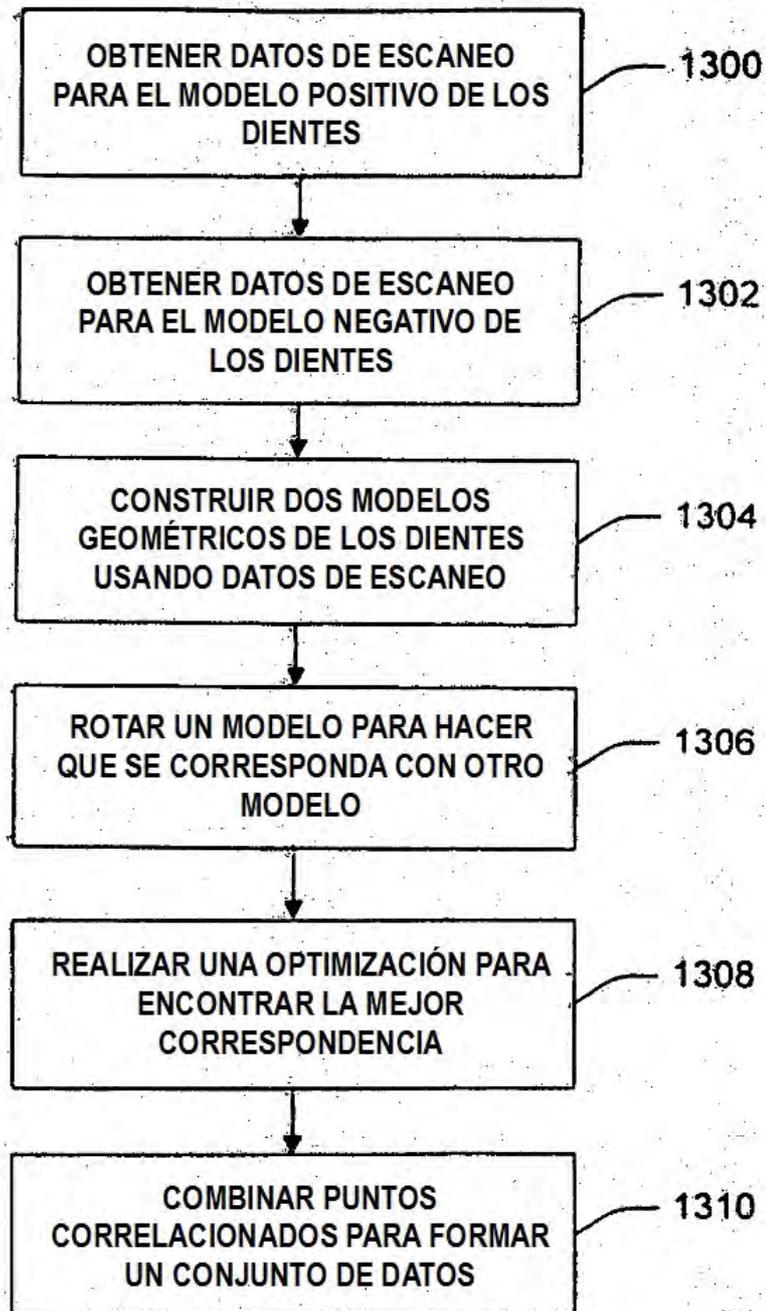


FIG. 13

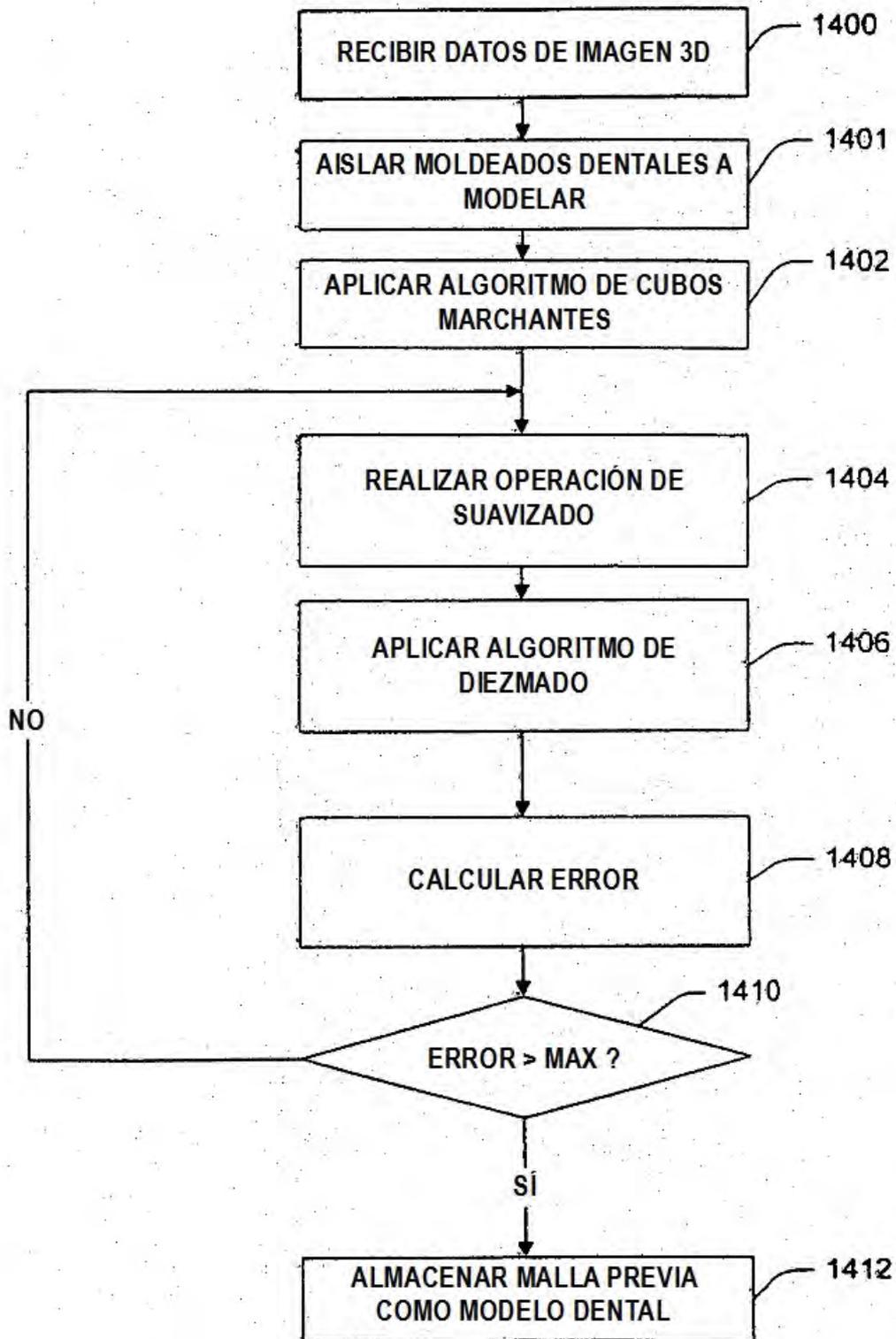


FIG. 14

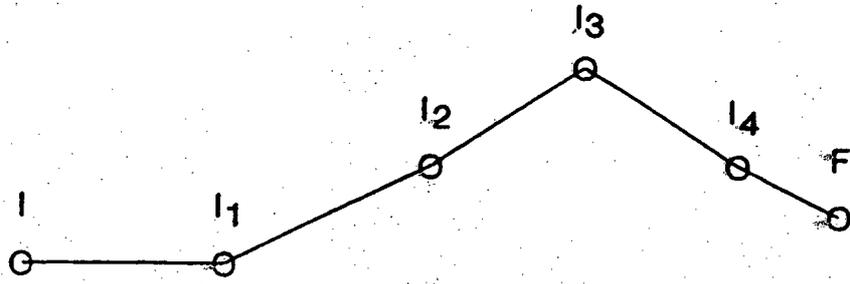


FIG. 15A

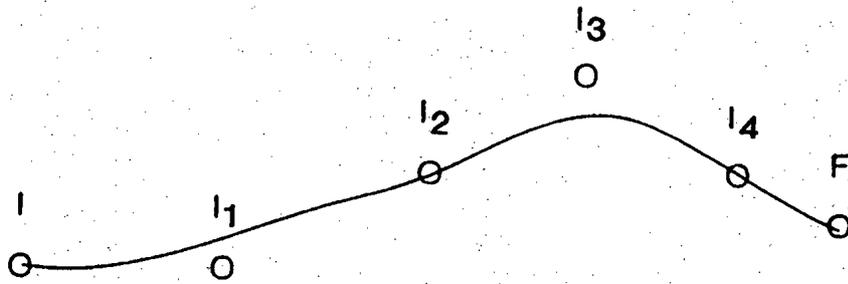


FIG. 15B

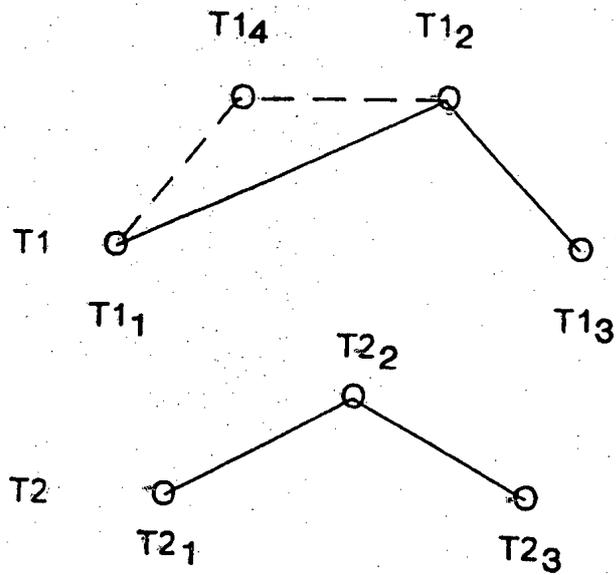


FIG. 15C

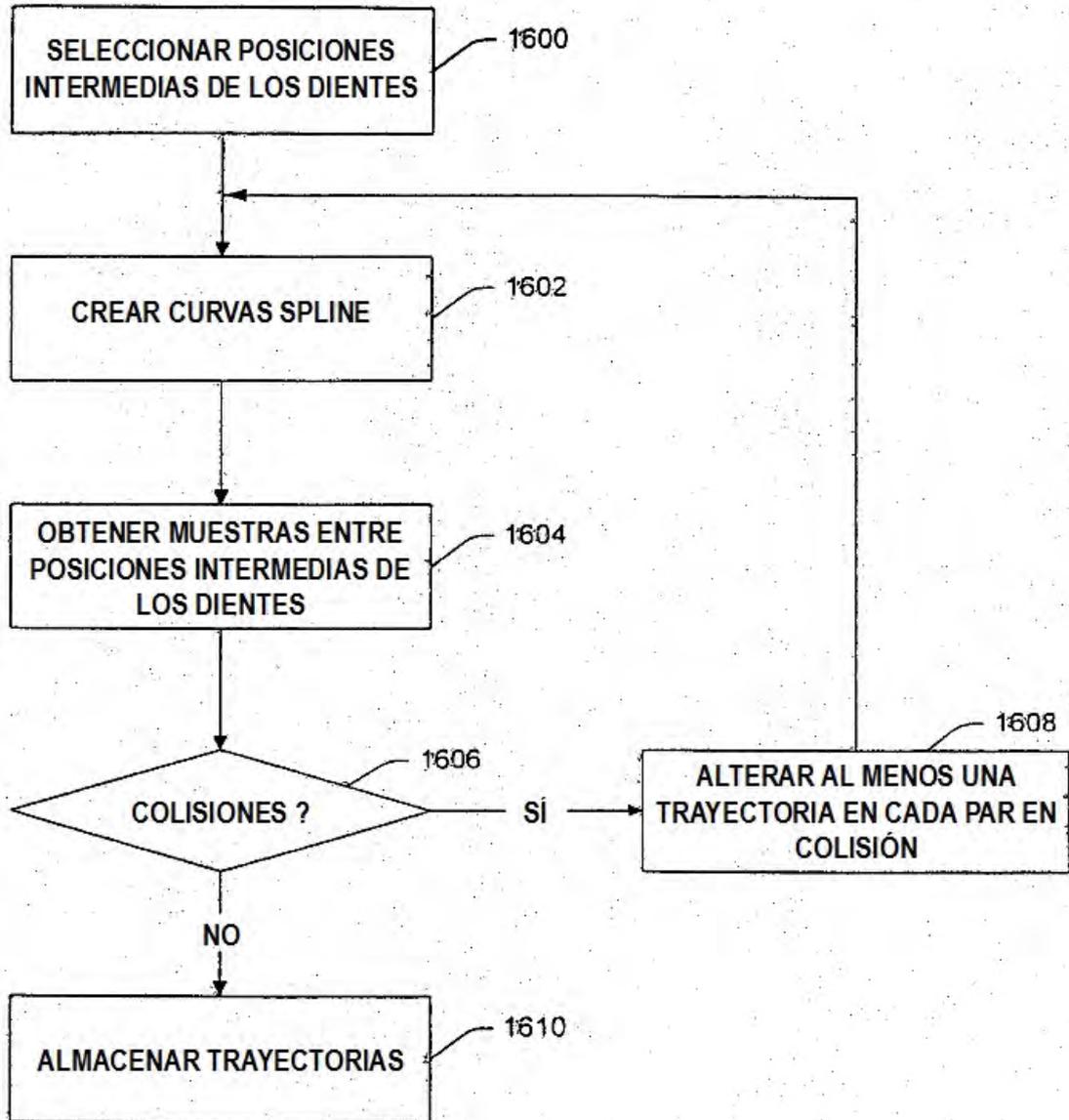


FIG. 16

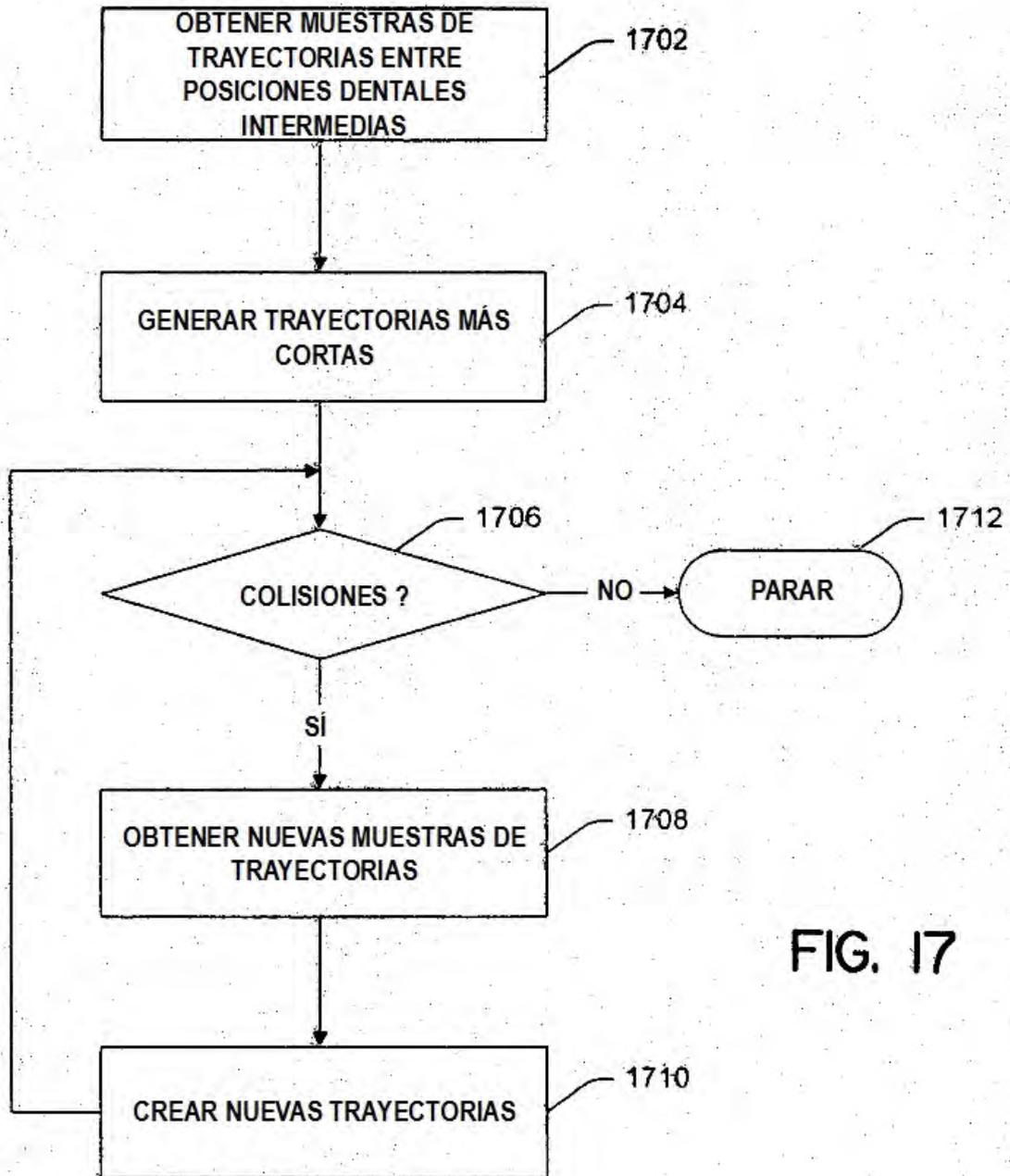


FIG. 17

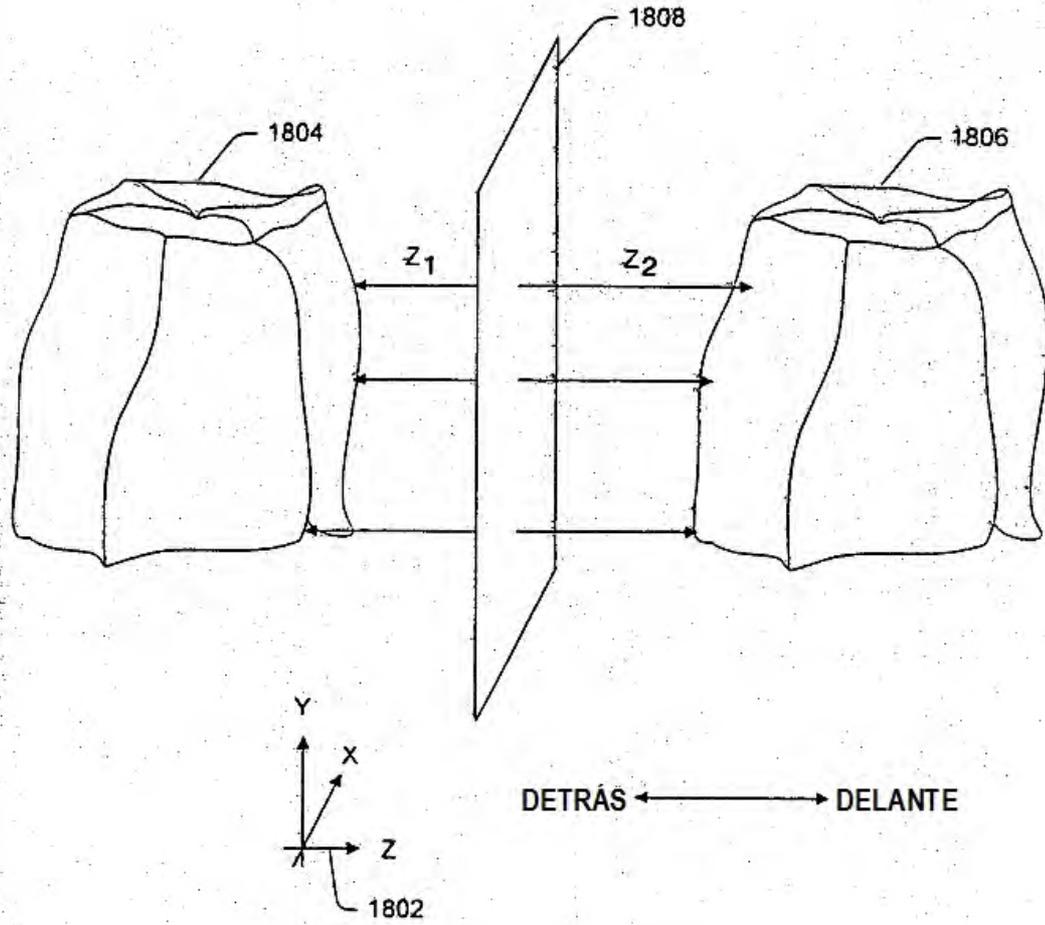


FIG. 18

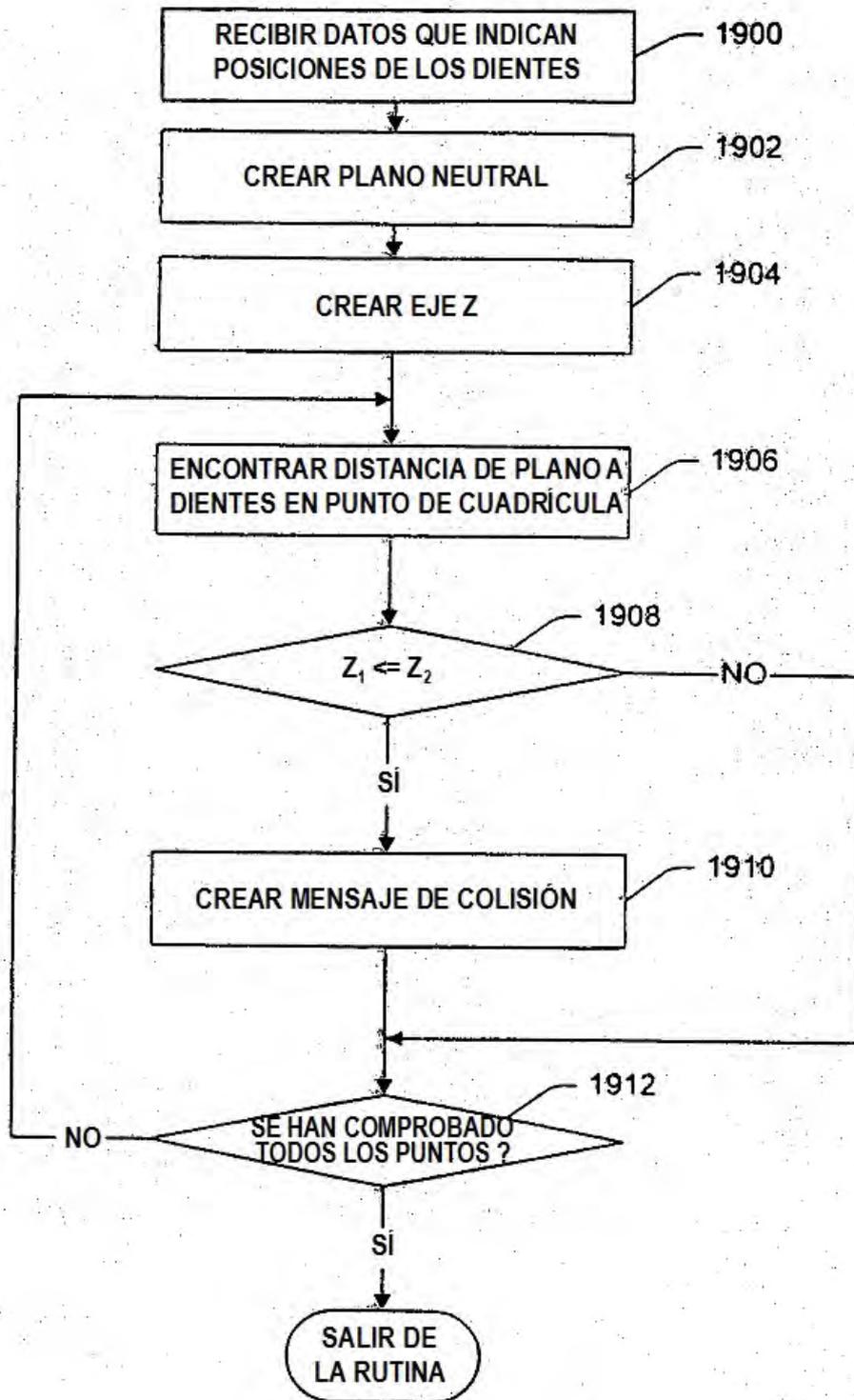
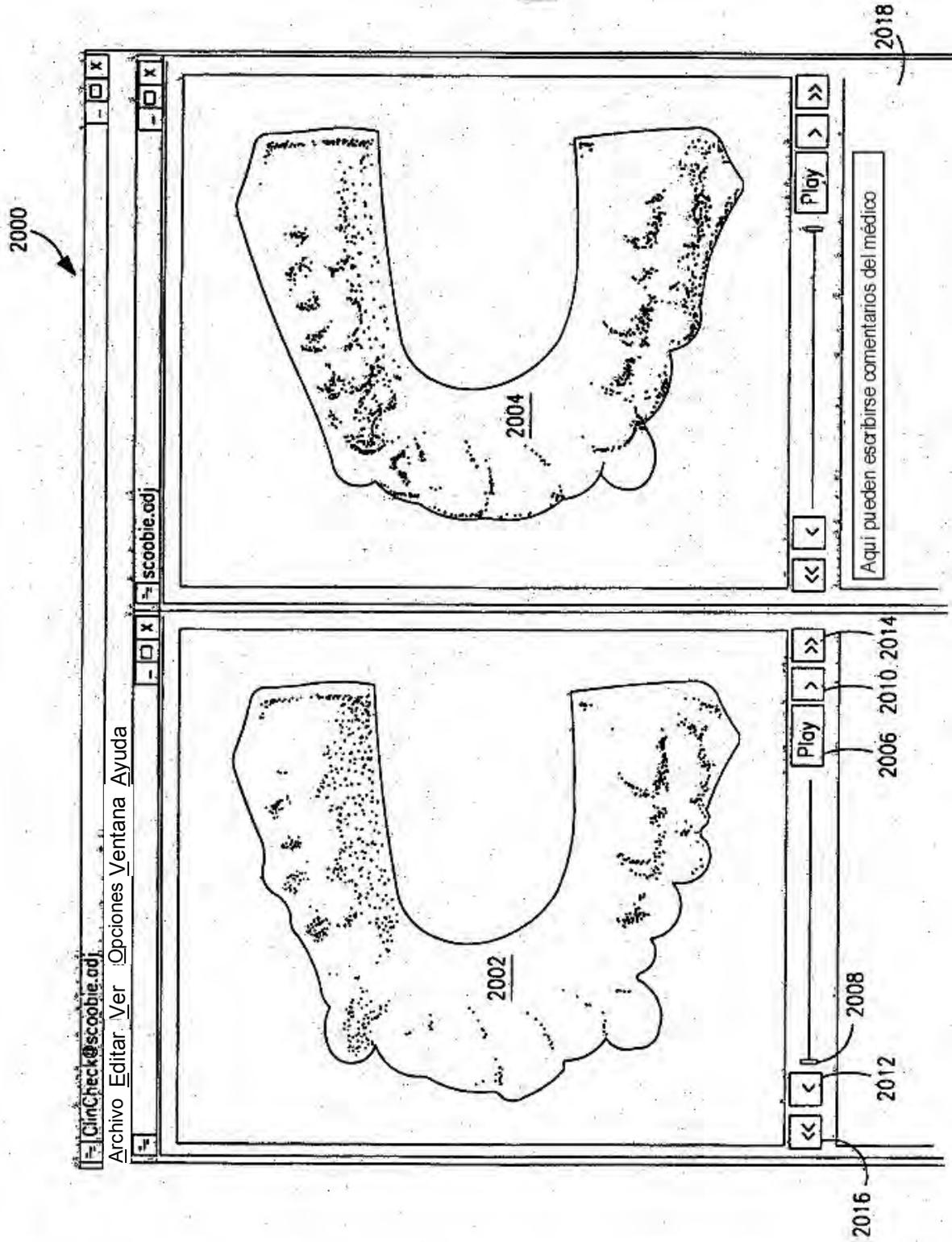


FIG. 19

FIG. 20



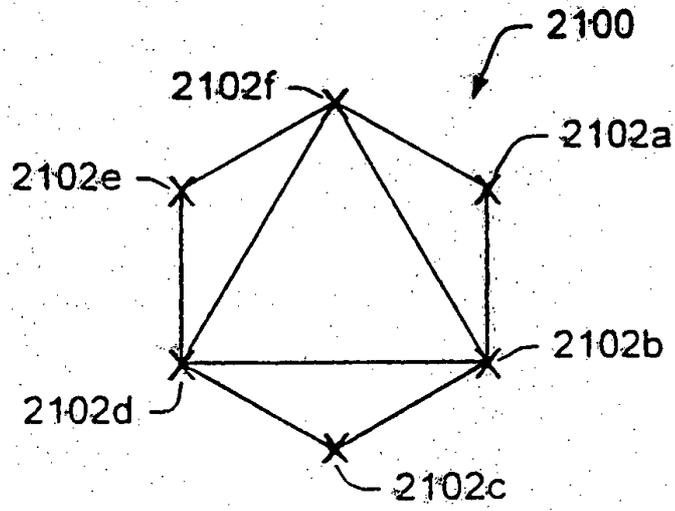


FIG. 2IA

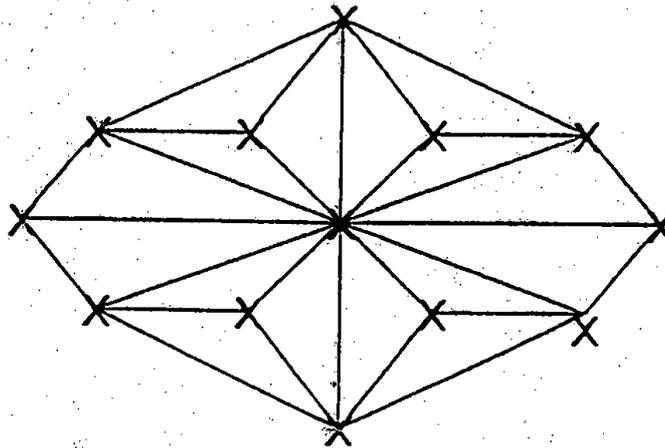


FIG. 2IB