

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 670 430**

51 Int. Cl.:

A61C 7/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA MODIFICADA
TRAS OPOSICIÓN

T5

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.11.2009 PCT/US2009/065402**
87 Fecha y número de publicación internacional: **27.05.2010 WO10059988**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.11.2009 E 09828318 (7)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea modificada tras oposición: **10.11.2021 EP 2355742**

54 Título: **Sistemas y procedimientos ortodóncicos que incluyen ataches paramétricos**

30 Prioridad:

20.11.2008 US 116448 P
14.09.2009 US 242379 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente modificada:
29.06.2022

73 Titular/es:

ALIGN TECHNOLOGY, INC. (100.0%)
2820 Orchard Parkway
San Jose, CA 95134, US

72 Inventor/es:

MORTON, JOHN;
MATOV, VADIM;
CAO, HENG;
KIMURA, RYAN;
CHENG, JIHUA y
PESENTI, BASTIEN

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

DESCRIPCIÓN

Sistemas y procedimientos ortodóncicos que incluyen ataches paramétricos

5 **Antecedentes de la invención**

La presente invención se refiere, en general, al campo de la ortodoncia, y más en particular, a ataches dentales para acoplar un aparato de recolocación dental, presentando los ataches parámetros y/o geometrías de diseño mejorados optimizados, personalizados según el paciente y/o para la aplicación mejorada de un sistema de fuerza deseado, seleccionado para suscitar el movimiento del diente identificado.

Un objeto de las ortodoncias es mover los dientes del paciente hasta las posiciones en las que se optimiza su función y/o estética. Tradicionalmente, en los dientes del paciente, los ortodoncistas o dentistas han utilizado aparatos, tales como correctores, donde el juego de correctores ejerce una fuerza continua sobre los dientes y, de manera gradual, hace que se muevan hasta sus posiciones previstas. A lo largo del tiempo y tras varias visitas a la consulta y ajustes en los correctores, el ortodoncista ajusta los aparatos para mover los dientes hacia su posición final.

Más recientemente, existen alternativas al tratamiento ortodóncico convencional que utiliza los aparatos fijos tradicionales (por ejemplo, los correctores). Por ejemplo, en el mercado hay disponibles sistemas que incluyen una serie de alineadores preconformados, en Align Technology, Inc., Santa Clara, California, con la marca comercial Invisalign® System. El sistema Invisalign® System se describe en varias patentes y solicitudes de patente adscritas a Align Technology, Inc. que incluyen, por ejemplo, los números de patente estadounidense 6.450.807 y 5.975.893, así como en la página web de la empresa, a la que se puede acceder en la World Wide Web (véase, por ejemplo, la URL "align.com"). El sistema Invisalign® System incluye el diseño y/o fabricación de múltiples y, en ocasiones, de todos los alineadores que va a llevar el paciente, antes de que se utilicen sobre el paciente para recolocar los dientes (por ejemplo, al comienzo del tratamiento). A menudo, para diseñar y planificar un tratamiento personalizado para un paciente, se hace uso de herramientas de planificación/diseño tridimensionales informatizadas, tal como tecnología de *software* disponible en Align Technology, Inc. El diseño de los alineadores puede depender del modelado computacional de una serie de disposiciones dentales sucesivas planeadas, y los alineadores individuales están diseñados para ser llevados sobre los dientes y recolocar elásticamente los dientes en cada una de las disposiciones dentales planeadas.

Los aparatos y sistemas ortodóncicos suelen utilizar ataches dentales o componentes unidos sobre una superficie de un diente, para así suscitar un movimiento deseado del diente. Los aparatos, en general, aplican fuerza y/o par de torsión sobre una corona dental para mover los dientes, siendo habitualmente normal la fuerza aplicada con respecto a la superficie de un diente o un atache colocado sobre el diente. Actualmente, los sistemas ortodóncicos suelen utilizar un número de ataches genéricos o habituales para cumplir con el movimiento ortodóncico del diente. El movimiento del diente puede identificarse, y después se selecciona un atache genérico o habitual para su uso junto con un aparato de recolocación. La selección y colocación del atache suele lograrse en función de la experiencia clínica o de la opinión del profesional responsable. Desafortunadamente, dichos enfoques actuales han demostrado, en algunos casos, ser muy poco exitosos, pues las configuraciones del atache seleccionadas y/o la colocación del diente pueden no ejercer una fuerza óptima o incluso suficiente para suscitar el movimiento del diente deseado. En algunos casos, las fuerzas reales aplicadas a los dientes no son las esperadas inicialmente, y muchas no mueven el diente lo que deberían o lo mueven de manera incorrecta y no deseada. Los ataches dentales actuales, que se utilizan para la rotación, presentan la misma forma y posición en todos los pacientes y dientes que se someten a movimiento con un componente de rotación. Debido a la morfología individual de los dientes y de los movimientos compuestos, la eficacia de dichos ataches puede no ser la óptima en todos los pacientes.

En consecuencia, se necesitan técnicas y sistemas ortodóncicos mejorados para diseñar y proporcionar fuerzas de movimiento dental más efectivas sobre los dientes durante el tratamiento ortodóncico que se sirve de ataches, y así, reducir los movimientos dentales no deseados.

55 **Breve resumen de la invención**

La presente invención proporciona sistemas ortodóncicos y procedimientos relacionados para diseñar y proporcionar sistemas de movimiento dental mejorados o más efectivos, para así suscitar un movimiento dental deseado y/o recolocar los dientes en una disposición deseada. Los procedimientos y sistemas ortodóncicos de la invención incluyen ataches dentales que presentan parámetros mejorados u optimizados, seleccionados o modificados para una aplicación más óptima y/o efectiva de un movimiento ortodóncico deseado/seleccionado. Los ataches de la presente invención pueden estar adaptados a un paciente en particular (por ejemplo, personalizadas), a un movimiento en particular y/o a un subgrupo o subconjunto de pacientes, y configurados para acoplarse a un aparato de colocación dental ortodóncico que lleve puesto el paciente, donde el acoplamiento entre el atache y el aparato ortodóncico produzca la aplicación de una fuerza de recolocación o serie/sistema de fuerzas sobre el

5 diente que lleva el atache, y suscitará de manera general el movimiento del diente. Los alineadores ortodónticos personalizados para el paciente comprenden un receptáculo de recepción de atache para acoplar con el atache personalizado para el paciente, y la forma del cuerpo del atache y el receptáculo de recepción del atache están diseñados de manera diferente de tal manera que la superficie del receptáculo receptor contacta con el atache y aplica el sistema de fuerza seleccionado.

10 En un aspecto, la presente invención se refiere a un procedimiento implementado por ordenador para diseñar un sistema de movimiento dental y así suscitar un movimiento seleccionado del diente de un paciente. El procedimiento incluye la obtención de un modelo digital del diente del paciente. Se determina un sistema de fuerza deseado para suscitar el movimiento del diente seleccionado. Después, se diseña un atache personalizado. El atache se configura para acoplarse a un alineador ortodóntico, cuando el paciente lo lleve puesto, y para aplicar una fuerza de recolocación a un diente, que se corresponde con el sistema de fuerza seleccionado. El atache comprende uno o más parámetros que presentan valores seleccionados en función del modelo digital, el sistema de fuerza seleccionado y una o más características específicas del paciente. Se diseñan los alineadores ortodónticos personalizados configurados para acoplarse a dicho atache personalizado, cuando el paciente los lleve puestos, siendo los alineadores adaptables dependiendo de dicho atache, dicho modelo digital, dicho sistema de fuerza seleccionado y dicha una o más características específicas del paciente. Los alineadores ortodónticos personalizados para el paciente comprenden un receptáculo de recepción de atache para acoplar con el atache personalizado para el paciente, y la forma del cuerpo del atache y el receptáculo de recepción del atache están diseñados de manera diferente de tal manera que la superficie del receptáculo receptor contacta con el atache y aplica el sistema de fuerza seleccionado. La disposición proporcionando de este modo una aplicación mejorada del sistema de fuerza seleccionado al diente del paciente.

25 En otro aspecto, la presente invención se refiere a un sistema ortodóntico para proporcionar una fuerza de movimiento dental en el diente de un paciente. El sistema ortodóntico incluye un atache ortodóntico personalizado. El atache ortodóntico personalizado se configura para acoplarse a un aparato ortodóntico, cuando el paciente lo lleve puesto, y para aplicar un sistema de fuerza de recolocación sobre un diente, que se corresponde con el sistema de fuerza seleccionado. El atache comprende uno o más parámetros, que presentan valores modificados o seleccionados en función del sistema de fuerza seleccionado, y una o más características específicas del paciente. Así mismo, comprende alineadores ortodónticos personalizados, diseñados y configurados para acoplarse a dicho atache personalizado cuando el paciente lo lleva puesto, modificados dependiendo de dicho atache, dicho modelo digital, dicho sistema de fuerza selectivo y dicha una o más características específicas del paciente. Los alineadores ortodónticos personalizados para el paciente comprenden un receptáculo de recepción de atache para acoplar con el atache personalizado para el paciente, y la forma del cuerpo del atache y el receptáculo de recepción del atache están diseñados de manera diferente de tal manera que la superficie del receptáculo receptor contacta con el atache y aplica el sistema de fuerza seleccionado.

40 El documento US2008/0227050 desvela un procedimiento que incluye la fabricación de un dispositivo de alineación en función de imágenes electrónicas de los dientes, y una disposición del bracket que incluye una ubicación superficial, una orientación de la punta y una orientación del par de torsión, en el que el dispositivo de alineación define al menos una ranura para la colocación del bracket.

Breve descripción de los dibujos

45 La figura 1A ilustra una mandíbula junto a un aparato de ajuste de colocación gradual de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 1B muestra un diagrama en sección transversal de un aparato que se acopla a una corona dental y del atache colocado.

50 La figura 2A proporciona un flujograma que ilustra un enfoque convencional con respecto a las metodologías de atache ortodóntico.

55 La figura 2B proporciona un flujograma, que ilustra las metodologías de selección/diseño del atache ortodóntico, de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 2C proporciona un flujograma, que ilustra un procedimiento de optimización del atache, de acuerdo con una realización de la presente invención.

60 La figura 2D ilustra la optimización del diseño del atache de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 3 proporciona un flujograma lógico que ilustra la metodología de selección/diseño ortodóntico de acuerdo con una realización de la presente invención.

65 La figura 4 ilustra un atache, que tiene uno o más parámetros identificados con respecto a un eje del diente, de

acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 5 ilustra un atache, que tiene uno o más parámetros identificados con respecto a un plano oclusal de la dentadura, de acuerdo con una realización de la presente invención.

5 La figura 6 ilustra un atache, que tiene uno o más parámetros identificados con respecto a un rasgo anatómico o esquelético del paciente, de acuerdo con una realización de la presente invención.

10 La figura 7 ilustra un atache, que tiene uno o más parámetros identificados con respecto a un rasgo de tejido blando o aspecto del paciente, de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 8 ilustra un atache que presenta arcos y radios, de acuerdo con una realización de la presente invención.

15 Las figuras 9A a 9L ilustran ataches ejemplares de acuerdo con diversas realizaciones de la presente invención.

La figura 10A es un flujograma de un procedimiento para especificar el transcurso del tratamiento de acuerdo con una realización de la presente invención.

20 La figura 10B es un procedimiento para calcular las formas de los alineadores.

La figura 11 es un flujograma de un procedimiento para crear modelos de elementos finitos.

25 La figura 12 es un flujograma de un procedimiento para calcular los cambios en las formas de los alineadores.

La figura 13A es un flujograma de un procedimiento secundario para calcular los cambios en las formas de los alineadores.

30 La figura 13B es un flujograma de un procedimiento secundario para calcular los cambios en las formas de los alineadores.

La figura 13C es un flujograma de un procedimiento secundario para calcular los cambios en las formas de los alineadores.

35 La figura 13D es un esquema que ilustra el funcionamiento del procedimiento secundario de la figura 13B.

La figura 14 es un flujograma de un procedimiento para calcular las formas de los juegos de alineadores.

40 Las figuras 15A-15B ilustran una posición dental inicial con un aparato dental colocado, y un vector de fuerza resultante no deseado, respectivamente.

Las figuras 15C-15D ilustran la adición de descarga en el aparato dental para contrarrestar el vector de fuerza no deseado alrededor del diente, y la aplicación resultante deseada de la fuerza predeterminada sobre el diente por medio del aparato dental, respectivamente.

45 La figura 16 ilustra la geometría de un aparato dental modificado, que incluye una modificación adicional de la forma, para así eliminar un hueco entre el aparato dental y un diente.

La figura 17 es un flujograma que ilustra la geometría de forma optimizada del aparato dental.

50 La figura 18 es un flujograma que ilustra la colocación del atache dental.

La figura 19 ilustra la rotación del objeto mediante la aplicación de una fuerza en una dirección tangente a la trayectoria rotatoria del objeto.

55 La figura 20 ilustra un diente con un atache dental conformado en el mismo.

La figura 21 ilustra un atache con activación paramétrica para mover un diente.

60 La figura 22 ilustra un activador de un atache para mover un diente.

La figura 23 ilustra la interacción entre el activador y el atache, que provoca la rotación de un plano de enganche del activador.

65 La figura 24 es un flujograma que ilustra un procedimiento para proporcionar un atache específico de un paciente y

para colocar el atache sobre el diente del paciente.

La figura 25 ilustra las limitaciones de colocación que deberían cumplirse cuando se determine una posición de un atache sobre un diente.

5 La figura 26 ilustra diferentes parámetros sobre un diente, utilizados en un algoritmo para diseñar un atache que produzca el par de torsión adecuado, cuando el atache se coloque cerca del eje facial de la corona clínica (FACC).

10 La figura 27 ilustra los distintos parámetros de una superficie del atache activa.

La figura 28 ilustra la comparación de la rotación del plano de enganche de un atache sobre un diente.

15 La figura 29 ilustra un ángulo de rotación optimizado de un plano de enganche de un atache.

Descripción detallada de la invención

La presente invención proporciona sistemas ortodóncicos y procedimientos relacionados para diseñar y proporcionar sistemas de movimiento dental mejorados o más efectivos, para así suscitar un movimiento dental deseado y/o recolocar los dientes en una disposición deseada. Los procedimientos y sistemas ortodóncicos de la invención incluyen ataches dentales que presentan parámetros mejorados u optimizados, seleccionados o modificados para una aplicación más óptima y/o efectiva de un movimiento ortodóncico deseado/seleccionado. Los ataches de la presente invención pueden estar adaptados a un paciente en particular (por ejemplo, personalizadas), a un movimiento en particular y/o a un subgrupo o subconjunto de pacientes, y configurados para acoplarse a un aparato de colocación dental ortodóncico que lleve puesto el paciente, donde el acoplamiento entre el atache y el aparato ortodóncico produzca la aplicación de una fuerza de recolocación o serie/sistema de fuerzas sobre el diente que lleva el atache, y suscitará de manera general el movimiento del diente.

Los sistemas ortodóncicos de la presente invención pueden incluir ataches dentales y uno o más aparatos ortodóncicos, que se acoplan a los ataches cuando el paciente los lleva puestos. Los aparatos que presentan cavidades para recibir los dientes, que reciben y recolocan los dientes, por ejemplo, mediante la aplicación de fuerza debido a la flexibilidad del aparato, se ilustran en general como se observa en la figura 1A. Como se ilustra, la figura 1A muestra un aparato de ajuste 10 ejemplar que lleva puesto el paciente, para así conseguir una recolocación gradual individual de los dientes de la mandíbula 11. El aparato puede incluir una funda (por ejemplo, una funda polimérica) que presenta cavidades para recibir los dientes, que reciben y recolocan firmemente los dientes. En diversas patentes y solicitudes de patentes adscritas a Align Technology, Inc. se describen aparatos similares, incluyendo los utilizados con el sistema Invisalign® System, por ejemplo, los números de patente estadounidense 6.450.807 y 5.975.893, así como en la página web de la empresa, a la que se puede acceder en la World Wide Web (véase, por ejemplo, la URL "align.com"). Los aparatos de acuerdo con la presente invención pueden diseñarse para que se acoplen a uno o más ataches colocados sobre un diente del paciente, como se describe adicionalmente más adelante. Como se describe adicionalmente en el presente documento, los ataches dentales pueden diseñarse, orientarse y/o colocarse sobre el diente de un paciente para controlar, de manera precisa, los momentos producidos sobre el diente de un paciente cuando el paciente lleva puesto el aparato. El diseño y uso personalizado en el tratamiento ortodóncico, tal y como se describe en el presente documento, puede mejorar ventajosamente la eficacia del tratamiento y los resultados clínicos mediante una aplicación más precisa de los vectores de fuerza, que presentan la magnitud y dirección necesarias para conseguir el movimiento deseado. Los sistemas ortodóncicos de la presente invención, que incluyen aparatos y ataches dentales según se describe, proporcionan además un mecanismo de distribución de fuerza eficaz que puede reducir de manera más efectiva la fuerza y el momento no deseados.

50 En la figura 1B se ilustra además un atache dental para proporcionar una fuerza de movimiento o sistema de fuerzas. El atache se acopla a una superficie del diente sobre la corona dental y puede conectarse o acoplarse a un aparato dental o alineador, tal y como se ilustra en la figura 1A cuando el paciente lleva puesto el aparato. Cuando el paciente lo lleva puesto, el aparato se acopla a la corona dental y al atache, e interactúa/hace contacto entre un activador, por ejemplo, una o más superficies o porciones de la cavidad interna del aparato, y las superficies/porciones correspondientes del atache dental y/o la corona dental, para así aplicar un sistema de fuerzas que suscite el movimiento de los dientes. Como se indica más adelante, pueden lograrse diversos movimientos de los dientes.

60 Como se expuso en las solicitudes anteriores, un aparato se diseña/proporciona como parte de un juego o pluralidad de aparatos, y el tratamiento puede llevarse a cabo de acuerdo con un plan de tratamiento. En tal realización, cada aparato puede configurarse para que una o más cavidades que reciben los dientes tengan una geometría correspondiente a una disposición del diente intermedia o final prevista para el aparato. Las geometrías del aparato pueden diseñarse o modificarse además (por ejemplo, modificarse para alojar o funcionar junto con los ataches dentales), de modo que apliquen una fuerza o sistema de fuerzas deseadas en los dientes del paciente, y

suscitar así el movimiento dental deseado y recolocar gradualmente los dientes hasta una disposición deseada. Los dientes del paciente se van colocando progresivamente desde su disposición dental inicial hasta una disposición dental final mediante la colocación de una serie de aparatos de ajuste de posición gradual sobre los dientes del paciente. Los aparatos de ajuste pueden fabricarse en la misma fase o en juegos o lotes, por ejemplo, al comienzo de una fase del tratamiento, y el paciente lleva puesto cada aparato hasta que ya no puede sentirse la presión de cada aparato sobre los dientes. Puede diseñarse o incluso fabricarse una pluralidad de distintos aparatos (por ejemplo, un juego) antes de que el paciente lleve puesto cualquier aparato de la pluralidad. En ese punto, el paciente sustituye el aparato de ajuste de ese momento por el siguiente aparato de ajuste de la serie, así hasta que no quede ningún aparato. Los aparatos, en general, no se fijan a los dientes y el paciente puede ponerse y sustituir los aparatos en cualquier momento durante el procedimiento. El aparato final o los diversos aparatos de la serie pueden presentar una geometría o geometrías seleccionadas para hipercorregir la disposición dental, es decir, presentan una geometría que movería los dientes de manera individual (si se consigue totalmente) más allá de la disposición dental que se ha seleccionado como la "final". Dicha hipercorrección puede desearse para compensar el posible movimiento de los dientes después de que haya finalizado el procedimiento de recolocación, es decir, para permitir el movimiento de los dientes de manera individual hacia sus posiciones corregidas previamente. La hipercorrección también puede ser beneficiosa para acelerar la velocidad de corrección, es decir, al disponer de un aparato con una geometría que esté situada más allá de una posición intermedia o final deseada, lo que hará que los dientes individuales se muevan hacia la posición a una velocidad mayor. En tales casos, el uso de un aparato puede finalizar antes de que los dientes alcancen las posiciones definidas por el aparato.

Los aparatos ortodóncicos, tales como el ilustrado en la figura 1A, ejercen fuerzas sobre la corona de un diente y/o sobre el atache colocado sobre el diente en cada punto de contacto entre una cavidad que recibe el diente del aparato y el diente y/o atache recibido. La magnitud de cada una de estas fuerzas y su distribución sobre la superficie del diente determina el tipo de movimiento dental ortodóncico que se produce. Los tipos de movimientos dentales se definen convencionalmente como extrusión, intrusión, rotación, inclinación, traslación y movimiento radicular. Un mayor movimiento de la corona dental que de la raíz se denomina inclinación. El movimiento por igual de la corona y de la raíz se denomina traslación. Un mayor movimiento de la raíz que de la corona se denomina movimiento radicular.

Con fines ilustrativos, los tres tipos de movimiento dental pueden identificarse como divisiones de un continuo de movimientos posibles. Los movimientos dentales pueden ocurrir en cualquier dirección y en cualquier plano espacial. La presente divulgación utiliza la convención ortodóncica que define los movimientos en un espacio tridimensional con tres clasificaciones: de primer orden, de segundo orden y de tercer orden.

Las magnitudes de las fuerzas seleccionadas y aplicadas sobre los dientes, y la selección correcta de las ubicaciones y distribuciones sobre la superficie del diente sobre el que actúan, son importantes para controlar el tipo de movimiento dental que se consigue. Anteriormente, la tecnología de ataches existente no proporcionaba ataches personalizados para cada paciente individual o para un movimiento dental específico deseado, ni optimizaba o controlaba de manera precisa las fuerzas (por ejemplo, el conjunto o sistema de fuerzas) aplicadas en el diente de un paciente para suscitar un movimiento deseado del mismo.

Los sistemas ortodóncicos existentes y los procedimientos que utilizan ataches suelen utilizar un número limitado de ataches genéricos o habituales para cumplir con el movimiento ortodóncico del diente. De acuerdo con los enfoques existentes con anterioridad, un atache genérico o habitual utilizado puede seleccionarse en función del tipo de movimiento dental que se requiere, sin un estudio predictivo o de modelado de fuerza (véase, por ejemplo, la figura 2A). Por ejemplo, el conocimiento ortodóncico o experiencia clínica puede hacer que un ortodoncista seleccione un atache en particular de un grupo de ataches genéricos existentes, donde se sabe o espera que el atache sea más adecuado para el movimiento dental deseado. Sin embargo, dicha selección en particular está limitada según el tratamiento a medida para el paciente o el movimiento dental, por ejemplo, debido al número limitado de posibilidades, y es distinta de la "personalización" del diseño de los ataches descrito en el presente documento. Más habitualmente y en muchos enfoques de tratamiento, se utiliza un único o el mismo diseño/configuración general para conseguir el mismo movimiento sobre todos los dientes de todos los pacientes; un enfoque "de tallaje único". Aunque la selección del uso de un atache para un movimiento determinado se basaba tradicionalmente en planes generales asistenciales o en la opinión del profesional responsable, se llevaba a cabo poca optimización/personalización del atache seleccionado en un sistema de fuerza requerido para suscitar un movimiento deseado, y el sistema de fuerza real que se componía por un atache y posición seleccionados se evaluaba después del uso, por ejemplo, mediante la observación de los resultados clínicos.

Así, los enfoques anteriores para el movimiento dental mediante el uso de ataches dentales han demostrado presentar defectos en algunos casos, pues no integran de manera óptima los principios biomecánicos, el modelado de fuerza y/o el modelado predictivo en el diseño del atache. Por lo tanto, la incertidumbre resultante de las fuerzas de movimiento reales ejercidas por un atache genérico o no personalizado puede, en ocasiones, derivar en sistemas de fuerza aplicados sobre los dientes que sean inadecuados y/o inapropiados, lo que puede provocar el movimiento incorrecto o no deseado de los dientes. La presente invención hace de manera ventajosa

que, para un movimiento deseado determinado de un diente, se optimicen los diversos parámetros del atache, tales como la geometría y colocación del atache, para así conseguir el movimiento deseado/específico. Este procedimiento de optimización se basa no solo en el movimiento dental deseado, sino que puede integrar principios biomecánicos, ensayos y/o modelados biomecánicos y de fuerza y las características del diente específico que va a moverse para determinar las características del atache. La personalización adicional puede lograrse en función de las características del diente específico que va a moverse del paciente individual. La figura 2B ilustra, en general, un procedimiento de optimización del diseño del atache. La personalización del diseño del atache puede llevarse a cabo con la incorporación o consideración de las características del diente del paciente individual (o grupo de pacientes), tal como el tamaño del diente, anchura, contorno, longitud, eje largo y similares. Tal y como se ilustra en la figura 2B, la presente invención puede incluir la identificación del movimiento dental deseado, la determinación del sistema de fuerza o serie de fuerzas aplicadas, requeridas para suscitar el movimiento dental deseado, y el diseño de un atache optimizado para proporcionar el sistema de fuerza identificado o el sistema de fuerza sustancialmente similar al diente del paciente, para así conseguir el movimiento dental deseado. Como se expone adicionalmente en el presente documento, el diseño y optimización del atache puede incluir el modelado o previsión de un sistema de fuerza aplicado al diente utilizando un atache seleccionado, y puede incluir la modificación o el ajuste adicionales de uno o más parámetros del atache. En una realización, un procedimiento puede incluir, en primer lugar, seleccionar un diseño del atache, y después, determinar el sistema de fuerza aplicado al diente por el uso ortodóncico del atache, y determinar además si el sistema de fuerza previsto es adecuado para suscitar el movimiento dental deseado.

Los parámetros del atache, que presentan valores que pueden seleccionarse/modificarse de acuerdo con la presente invención, incluyen cualquier parámetro o rasgo de un atache que, si se modifica, afecta a la fuerza o par de torsión aplicada en el diente del paciente sobre el que se dispone durante el tratamiento ortodóncico. En términos generales, los ejemplos no limitantes de los parámetros del atache pueden incluir o referirse, en su totalidad o en parte, a la geometría, forma, tamaño, composición, colocación y rasgos similares del atache. Los valores de los parámetros del atache pueden seleccionarse o modificarse para conseguir la optimización (por ejemplo, la optimización del movimiento seleccionado) y/o la personalización. La personalización se refiere a la selección o modificación de un valor de parámetro del atache, en respuesta a un rasgo o característica específico de un paciente individual al que se está tratando o, en algunos casos, de una clase de pacientes específica y generalmente limitada.

Pueden incluirse y considerarse varias características del paciente de acuerdo con la presente invención, e incluirán cualquier característica del paciente que pueda efectuar el movimiento dental o el tratamiento ortodóncico. Entre las características específicas del paciente no limitantes se incluyen las formas de los dientes, los rasgos morfológicos, la orientación o superficie de los dientes, la relación de los dientes entre sí y otras partes del aparato masticador, las características de la raíz, las consideraciones del plan de tratamiento, tales como las trayectorias de movimiento del diente, los choques, etc. Las características del paciente pueden incluir además características más generales, tales como la edad, el género, la raza, diversas consideraciones sobre el estilo de vida, la nutrición, la higiene dental y similares.

En un aspecto, la presente invención proporciona ataches mejorados, así como procedimientos para determinar los parámetros (por ejemplo, parámetros geométricos) de estos ataches, y los valores de estos parámetros que proporcionen un control mejorado del sistema de fuerza que el atache ejerce sobre el diente. La aplicación de sistemas de fuerza correctos y apropiados en un diente produce el movimiento ortodóncico del diente, de manera precisa y controlada, y se considera una mejora del tratamiento ortodóncico. Los objetivos del tratamiento pueden conseguirse con un mayor éxito y un menor tiempo de tratamiento, lo que hace que el paciente quede más satisfecho. En una realización, un procedimiento inventivo optimiza un diseño del atache, que considera la ubicación y orientación de la(s) superficie(s) del atache tal y como se requiere, para así conseguir un movimiento deseado de un diente en particular.

Tal y como se ha comentado anteriormente, los aparatos o alineadores logran el movimiento dental aplicando una serie o sistema de fuerzas (sistema de fuerza) que comprende fuerzas, el momento de una fuerza y el momento de un par sobre un diente, para así suscitar una respuesta biológica de los tejidos periodontales y las estructuras óseas que rodean el diente. Los distintos sistemas de fuerza producen distintos tipos de movimiento dental: inclinación, traslación, movimiento radicular, etc. En algunos casos, solo el alineador no puede proporcionar el sistema de fuerza requerido para lograr un movimiento dental deseado. Una cantidad de material o estructura, conocida habitualmente en el campo de la ortodoncia como atache, puede unirse al diente para ayudar al alineador a proporcionar el sistema de fuerza apropiado sobre el diente. El estado de la técnica de los ataches es firme en cuanto a las formas geométricas que se especifica utilizar cuando se desea un movimiento dental específico. Sin embargo, la selección de un atache emparejado con el alineador para mejorar el movimiento, se ha determinado históricamente solo a partir de la observación clínica, y ha demostrado, en algunos casos, un éxito clínico limitado y una falta de control clínico preciso del sistema de fuerza proporcionado sobre el diente. Los procedimientos y sistemas de acuerdo con la presente invención consideran y tienen en cuenta de manera ventajosa diversos factores que pueden tener un efecto significativo al ejercer un sistema de fuerza preciso en un diente, incluyendo los principios biomecánicos, la morfología del diente, la ubicación del atache, la orientación del atache y la probabilidad de su acoplamiento con el alineador. La presente invención utiliza estos datos para

determinar el diseño óptimo del atache que va a utilizarse con el alineador, para así conseguir el movimiento específico de un diente en concreto y adaptar las características del atache específicas pensadas para un diente determinado y un movimiento específico deseado. Así, los ataches y sistemas ortodóncicos actuales proporcionan diseños del atache individualizados, personalizados, así como optimizados para un diente en concreto y un movimiento determinado.

La figura 2C ilustra un procedimiento de optimización del atache de acuerdo con una realización de la presente invención. El procedimiento incluye proporcionar o crear un tratamiento o entorno de simulación de aplicación de fuerza. Un entorno de simulación puede incluir, por ejemplo, sistemas informáticos de modelado, sistemas o aparatos biomecánicos y similares. Pueden seleccionarse una o más formas del alineador o posibles diseños del atache para realizar pruebas o modelar la fuerza. Tal y como se ha comentado anteriormente, puede identificarse un movimiento dental deseado, así como un sistema de fuerza requerido o deseado, para suscitar el movimiento dental deseado. Cuando se emplea un entorno de simulación, puede(n) analizarse o modelarse posible(s) forma(s) del atache para determinar el sistema de fuerza real que se obtiene a partir del uso del posible atache. Pueden hacerse opcionalmente una o más modificaciones a un posible atache y, como se ha descrito, se puede analizar además el modelado de la fuerza.

La figura 2D ilustra la optimización del modelado de fuerza y diseño del atache, de acuerdo con una realización de la presente invención. Como anteriormente, puede identificarse un movimiento dental deseado y un sistema de fuerza requerido o deseado (o intervalo de valores de la fuerza o par de torsión del movimiento dental) para suscitar el movimiento dental deseado. Pueden seleccionarse uno o más diseños del atache (por ejemplo, las formas A-F) para analizar un sistema de fuerza correspondiente aplicado, estando la identificación de los diseños del atache, que soporta la aplicación de la fuerza de movimiento dental, dentro de un intervalo identificado o deseado. Los diseños del atache pueden modificarse además, por ejemplo, modificando uno o más valores de parámetro del atache, para así modificar u optimizar adicionalmente la aplicación del sistema de fuerza deseado.

En una realización, puede identificarse que un atache tiene un valor de fuerza o par de torsión que se encuentra por fuera del intervalo identificado, y la producción de un atache optimizado puede incluir la modificación de uno o más valores de parámetro del atache, para así introducir el valor de fuerza o par de torsión del atache dentro del intervalo identificado. En otra realización, un procedimiento puede incluir la identificación de un atache con una fuerza/par de torsión que se encuentre dentro del intervalo deseado, seguido de la modificación del/los valor(es) de parámetro logrados, de modo que la fuerza/par de torsión del atache modificada u optimizada se encuentre dentro de una porción diferente del intervalo deseado. Por ejemplo, puede identificarse que un atache tenga valores de fuerza/par de torsión en una porción inferior de un intervalo deseado, seleccionándose las modificaciones para optimizar el atache y proporcionar mayores valores de fuerza/par de torsión dentro del intervalo deseado. Véase, por ejemplo, la figura 2D, forma F en comparación con las formas F' y F''.

Un procedimiento para diseñar un sistema de movimiento dental de acuerdo con la presente invención, que incluye uno o más ataches optimizados y/o personalizados para suscitar un movimiento deseado del diente de un paciente, se describe haciendo referencia a la figura 3. Puede identificarse un movimiento dental deseado para el tratamiento ortodóncico. Los principios biomecánicos, las técnicas de modelado, las técnicas de cálculo/medición de la fuerza y similares, incluyendo el conocimiento y los enfoques normalmente utilizados en las ortodoncias, pueden definir el sistema de fuerza apropiado que se vaya a aplicar en el diente para lograr el movimiento dental. Para determinar el sistema de fuerza que se va a aplicar, han de considerarse las fuentes que incluyen la literatura, los sistemas de fuerza determinados por la experimentación o el modelado virtual, el modelado informatizado, la experiencia clínica, la minimización de las fuerzas no deseadas, etc., incluyendo los procedimientos descritos adicionalmente en el presente documento. El resultado de la determinación es un sistema de fuerza deseado que se aplicará en el diente. Un grupo de parámetros pueden adoptar y describir una geometría inicial del atache. El sistema de fuerza producido por esta geometría inicial puede entonces determinarse mediante el modelado informatizado o, directamente, puede medirse. El sistema de fuerza puede definirse con respecto a un punto de referencia, tal como un eje del diente o cualquier característica dental. La morfología del diente y la orientación de la superficie pueden tenerse en cuenta cuando se determina el diseño del atache. La superficie del diente puede tener una orientación de modo que, cuando se une una forma de atache genérico a la superficie del diente, la fuerza no se dirige de manera correcta. La(s) orientación(es) de la superficie del atache paramétrico se altera(n) entonces para compensar la orientación de la superficie del diente y la fuerza se redirige hacia una dirección más favorable. La ubicación del atache sobre el diente puede alterarse también para determinar la posición que produce el sistema de fuerza óptimo. La orientación, tal como la rotación alrededor de un eje o movimiento lineal, puede alterarse también para optimizar el sistema de fuerza. Cada parámetro de consecuencia para determinar el sistema de fuerza producido por el atache puede aumentar entonces dentro de los valores clínicamente importantes y el diseño óptimo identificado.

La figura 3 ilustra un flujograma lógico que ilustra una realización de metodología de selección/diseño ortodóncico para la optimización y/o personalización del atache de la presente invención.

Los parámetros que definen los ataches y que pueden presentar valores aumentados para determinar las combinaciones que producen el sistema de fuerza deseado incluyen un área de superficie, la orientación de la superficie, la ubicación sobre el diente, el tamaño (longitud, profundidad, altura), la prominencia, entendida como la distancia a la que un atache se encuentra fuera de la superficie del diente. Los parámetros que definen la geometría del atache, puede hacerse referencia a la orientación y ubicación con respecto al diente o cualquier estructura anatómica o a cualquier referencia definida a partir de las mismas. Los parámetros del atache pueden definirse, por ejemplo, con respecto al eje FACC (eje facial de la corona clínica), a uno o más ejes de los dientes, a cualquier plano de referencia que incluya el diente, la oclusión, el esqueleto o el tejido blando. Los parámetros del atache pueden definirse con respecto a cualquier eje de un diente con varias raíces.

Para los ataches comprendidos por porciones curvadas, los parámetros que definen la ubicación y orientación del atache pueden incluir, además de los indicados anteriormente, curvaturas, arcos, radios, direcciones tangenciales, ejes mayores y menores o cualquier otra característica utilizada para definir la forma general. Los movimientos deseados pueden definirse en un espacio bidimensional cuando sea apropiado, y diseñarse mediante tecnología ortodóncica habitual, tal como de primer, segundo o tercer orden, extrusión, intrusión, rotación, inclinación, entrada-salida, inclinación, par de torsión, etc. Los movimientos dentales dentro del plano del arco se describen como de primer orden. Un ejemplo es la rotación sobre un eje perpendicular al plano oclusal. Los movimientos dentales a lo largo del arco se describen como de segundo orden. La inclinación mesiodistal de la raíz es un ejemplo de movimiento de segundo orden. Los movimientos dentales sobre el arco se describen como de tercer orden. El par de torsión de la raíz anterior es un ejemplo de movimiento de tercer orden.

En una realización mostrada en la figura 4, el movimiento bidimensional deseado/seleccionado es la extrusión, y se hace referencia al parámetro del atache para optimizar el sistema de fuerza con respecto al eje largo del diente. Se determina que el sistema de fuerza deseado es una fuerza paralela al eje largo del diente. Un atache rectangular, colocado en el punto del FACC sobre la corona clínica, no produce el sistema de fuerza óptimo. La invención desvelada determina el parámetro del atache que variar para compensar la variación en el ángulo entre el eje largo y la dirección de la superficie del diente sobre la que se une el atache. La orientación de la parte delantera del atache, que optimiza o mejora el sistema de fuerza, se muestra con respecto al eje largo. La invención desvelada incluye la determinación del parámetro que variar para compensar la morfología superficial del diente, cuando se optimiza o mejora el sistema de fuerza.

Los movimientos dentales, las fuerzas, así como los parámetros del atache deseados pueden definirse con respecto a diversos rasgos anatómicos. Tal y como se ilustra en la figura 5, por ejemplo, el parámetro se define con respecto al plano oclusal de la dentadura. Tal y como se ilustra en la figura 6, por ejemplo, el parámetro se define con respecto a un rasgo del esqueleto. Tal y como se ilustra en la figura 7, por ejemplo, el parámetro se define con respecto a un aspecto o rasgo del tejido blando del paciente.

Una ventaja adicional de la invención desvelada es que puede diseñarse un atache personalizado u optimizado que sea menos susceptible de fallar clínicamente, es decir, un atache "más tolerante", en el que el sistema de fuerza no varía sustancialmente cuando se compromete la precisión de ubicación o fabricación. Además, uno o más parámetros pueden variar gradualmente. La variación de un parámetro sobre un intervalo de valores, que produce el menor efecto sobre el sistema de fuerza deseado (o un componente específico del sistema de fuerza), permite la mayor variación o imprecisión durante el uso.

Otra ventaja de la presente invención incluye optimizar o mejorar la probabilidad de acoplamiento deseado entre un atache y un aparato. Los aparatos o alineadores no suelen acoplarse bien (por ejemplo, hacer contacto) a todas las formas de los ataches. Un diseño del atache optimizado de acuerdo con la presente invención se acopla al alineador de manera repetible, es decir, se produce una variación mínima o nula en el acoplamiento cuando un alineador se inserta varias veces sobre un atache. Así, los diversos acoplamientos de atache/alineador darán como resultado que se produzca el mismo sistema de fuerza. Dicho acoplamiento repetible puede proporcionar que se consiga, de manera ventajosa, un movimiento dental más efectivo. Los diseños mejorados u óptimos se determinan según los medios descritos en el párrafo anterior.

La figura 8 ilustra un atache que presenta arcos y radios. Las figuras 9A a 9L ilustran ataches dentales ejemplares. Las figuras 9A a 9C ilustran ataches optimizados para movimientos rotatorios dentales (por ejemplo, rotación de la cúspide). Las figuras 9D y 9E ilustran un atache seleccionado y colocado para el movimiento rotatorio de un diente (por ejemplo, rotación de la bicúspide). Las figuras 9F y 9G ilustran los ataches (por ejemplo, biselados hacia la encía) optimizados para el movimiento de extrusión dental (por ejemplo, extrusiones anteriores). Las figuras 9H a 9J ilustran ataches, incluyendo los biselados horizontales en dirección incisal (figuras 9H y 9I) y rectangulares verticales (figura 9J), colocados para provocar movimientos de intrusión (por ejemplo, intrusión anterior sin rotación de la bicúspide e intrusión anterior más rotación de la bicúspide). La figura 9K ilustra ataches (por ejemplo, ataches rectangulares verticales colocados sobre dos dientes adyacentes al sitio de extracción) seleccionados y colocados para la extracción del incisivo inferior. La figura 9L ilustra ataches (por ejemplo, rectangulares verticales colocados sobre dos dientes, uno distal y otro mesial al sitio de extracción) seleccionados y colocados para la extracción de la bicúspide.

Como se ha descrito anteriormente, los dientes de un paciente se colocan, en general, de manera gradual de acuerdo con un plan de tratamiento. Los procedimientos ejemplares del diseño del plan de tratamiento, así como el diseño y la fabricación del aparato se describen más adelante. Normalmente, el diseño del aparato y/o del plan de tratamiento puede llevarse a cabo de manera opcional, aunque no necesariamente, utilizando varias aplicaciones informatizadas. Se admitirá que el diseño y fabricación del aparato no están limitados a ningún procedimiento en particular, y pueden incluir varias metodologías informatizadas y no informatizadas.

Se describe el plan de tratamiento de acuerdo con una realización de la presente invención. Pueden recopilarse y analizarse los datos del paciente y especificarse y/o indicarse las etapas del tratamiento específico. En una realización, puede crearse y proponerse un plan de tratamiento para que lo revise un odontólogo. El odontólogo puede aceptar o sugerir modificaciones en el plan de tratamiento. Una vez se ha aprobado el plan de tratamiento, se puede comenzar con la fabricación del/los aparato(s). Actualmente, los planes de tratamiento digitales son posibles con herramientas de planificación de tratamientos ortodóncicos tridimensionales, tales como el *software* de Align Technology, Inc. u otro *software* disponible en eModels y OrthoCAD, entre otros. Estas tecnologías permiten que el dentista utilice la dentadura real del paciente como punto de partida para poder personalizar el plan de tratamiento. La tecnología de *software* de Align Technology, Inc. utiliza un modelo digital específico del paciente para trazar un plan de tratamiento, y después utiliza un escáner de los resultados de tratamiento conseguidos o reales para determinar el grado de éxito de los resultados, en comparación con el plan de tratamiento digital original comentado en la solicitud de patente estadounidense con n.º de serie 10/640.439, presentada el 21 de agosto de 2003, y la solicitud de patente estadounidense con n.º de serie 10/225.889, presentada el 22 de agosto de 2002.

La figura 10A ilustra el transcurso general de un procedimiento 100 ejemplar para crear un plan de tratamiento o definir y fabricar aparatos de recolocación para el tratamiento ortodóncico de un paciente. El procedimiento 100 puede incorporar ataches optimizados y/o personalizados y su diseño, tal y como se describe también en el presente documento. El procedimiento 100 incluye los procedimientos y está adaptado a los ataches optimizados y/o personalizados y al aparato de la presente invención, tal y como se describirá. Las etapas informáticas del procedimiento se implementan de manera ventajosa como módulos de programas informáticos, para así ejecutarlas en uno o más ordenadores digitales convencionales.

Como etapa inicial, se obtiene un modelo o escáner de los dientes o del tejido bucal del paciente (etapa 110). Esta etapa implica, en general, tomar impresiones de los dientes y encías del paciente y, además o alternativamente, implica tomar impresiones de mordedura en cera, el escaneo por contacto directo, la obtención de imágenes por rayos X, la obtención de imágenes por tomografía, la obtención de imágenes por sonografía y otras técnicas para obtener información sobre la posición y estructura de los dientes, mandíbulas, encías y otro tejido relevante en términos ortodóncicos. A partir de los datos obtenidos de esta manera, se obtiene un conjunto de datos digitales que representa la disposición inicial (es decir, pretratamiento) de los dientes del paciente y otros tejidos.

El conjunto de datos digital inicial, que puede incluir, tanto datos primarios de las operaciones de escaneado, como datos que representan los modelos de superficie obtenidos a partir de los datos primarios, se procesa para dividir los componentes del tejido entre sí (etapa 120). En particular, en esta etapa, se crean las estructuras de datos que representan digitalmente las coronas dentales individuales. De forma ventajosa, se crean los modelos digitales de todos los dientes, incluyendo las superficies ocultas medidas o extrapoladas y las estructuras radiculares, así como los huesos y el tejido blando circundantes.

El dentista puede proporcionar la posición deseada final de los dientes (es decir, el resultado final deseado y previsto del tratamiento ortodóncico o de la fase del tratamiento ortodóncico) en forma de prescripción, puede calcularse a partir de principios ortodóncicos básicos o puede extrapolarse informáticamente a partir de la prescripción del dentista (etapa 130). Disponiendo de la especificación de las posiciones finales deseadas de los dientes y de la representación digital de los mismos, puede especificarse la posición final y la geometría de superficie de cada diente (etapa 140) para formar un modelo completo de los dientes al final del tratamiento deseado. En general, en esta etapa, se especifica la posición de cada diente. El resultado de esta etapa puede ser un conjunto de estructuras de datos digitales que representa una recolocación correcta, en términos ortodóncicos, de los dientes de los que se ha hecho el modelo relativo al supuesto tejido estable para la fase deseada del tratamiento ortodóncico. Ambos, los dientes y el tejido, se representan como datos digitales.

Teniendo cada diente una posición de inicio y una posición final, el procedimiento define a continuación una trayectoria dental del movimiento de cada diente (etapa 150). En una realización, las trayectorias dentales se optimizan en conjunto para que los dientes se muevan de la manera más rápida con la menor cantidad de proinclinación, para así mover los dientes desde sus posiciones iniciales hasta sus posiciones finales deseadas. La proinclinación es cualquier movimiento de un diente en cualquier dirección que no sea directamente la posición final deseada. La proinclinación a veces es necesaria para permitir que los dientes se muevan los unos con respecto a los otros. Se dividen las trayectorias dentales. Estos tramos se calculan para que cada movimiento dental dentro de un tramo permanezca dentro de los límites del umbral de traslación lineal y

rotatoria. De esta manera, los puntos finales de cada tramo de trayectoria pueden constituir una recolocación clínicamente viable, y el conjunto de puntos finales de tramo constituye una secuencia clínicamente viable de posiciones dentales, de modo que el movimiento en secuencia desde un punto hasta el siguiente no produce un choque entre los dientes.

5 Los límites del umbral de la traslación lineal y rotatoria comienzan, en una implementación, con valores por defecto basados en la naturaleza del aparato que va a utilizarse. Los valores límite personalizados de manera individual pueden calcularse utilizando los datos específicos del paciente. Los valores límite también pueden actualizarse en función del resultado de un cálculo del dispositivo (etapa 170), que puede determinar que, en uno o más puntos a lo largo de una o más trayectorias dentales, las fuerzas que puede producir el aparato sobre la configuración existente de los dientes y el tejido no son capaces de efectuar la recolocación que está representada en uno o más tramos de trayectoria dental. Con esta información, el procedimiento secundario que define las trayectorias divididas (etapa 150) pueden recalcular las trayectorias de las trayectorias secundarias afectadas.

15 En varias fases del procedimiento y, en particular, tras haber definido las trayectorias divididas, el procedimiento puede y, en general, se comunicará con el dentista responsable del tratamiento del paciente (etapa 160). La comunicación con el dentista puede implementarse utilizando un procedimiento de cliente programado para recibir las posiciones y modelos dentales, así como la información de las trayectorias desde un ordenador del servidor o de un procedimiento en el que se implementan otras etapas del procedimiento 100. El procedimiento del cliente está programado ventajosamente para permitir que el dentista visualice una animación de las posiciones y trayectorias y para permitir que el dentista restablezca las posiciones finales de uno o más de los dientes, y para especificar las limitaciones que van a aplicarse a las trayectorias divididas. Si el dentista realiza alguno de dichos cambios, vuelve a llevarse a cabo el procedimiento secundario de definición de las trayectorias divididas (etapa 150).

25 Las trayectorias dentales divididas y los datos de posición dental asociados se utilizan para calcular configuraciones del aparato clínicamente aceptables (o los sucesivos cambios en la configuración del aparato), que moverán los dientes por la trayectoria de tratamiento definida en las etapas especificadas por los tramos de trayectoria (etapa 170). Cada configuración del aparato representa una etapa a lo largo de la trayectoria de tratamiento del paciente. Las etapas se definen y calculan para que cada posición individual pueda seguir el movimiento dental en línea recta o la rotación simple de las posiciones dentales conseguidas por la etapa individual anterior, de modo que la cantidad de recolocación requerida en cada etapa implique una cantidad óptima en términos ortodóncicos de fuerza sobre la dentadura del paciente. En cuanto a la etapa de definición de la trayectoria, esta etapa del cálculo del aparato puede incluir la comunicación, e incluso la comunicación repetitiva con el dentista (etapa 160). El funcionamiento de una etapa de procedimiento 200 que implementa esta etapa se describirá más en detalle a continuación, haciendo referencia a la figura 10B.

40 Tras haber calculado las definiciones del aparato, el procedimiento 100 puede continuar hasta la etapa de fabricación (etapa 180), en la que se fabrican los aparatos definidos por el procedimiento, o se genera la información electrónica o impresa para que un procedimiento manual o automatizado pueda utilizarla para definir las configuraciones del aparato o los cambios en las configuraciones del aparato.

45 La figura 10B ilustra un procedimiento 200 que implementa la etapa del cálculo del aparato (figura 6A, etapa 170) para los alineadores de funda polimérica de la clase descrita en la patente estadounidense anteriormente mencionada con n.º 5.975.893. Las entradas del procedimiento incluyen la forma del alineador inicial 202, diversos parámetros de control 204 y una configuración final deseada de los dientes, al término del tramo de trayectoria 206 del tratamiento de ese momento. Otras entradas incluyen modelos digitales de los dientes en su posición en la mandíbula, modelos del tejido de la mandíbula, la colocación y configuración del atache y las especificaciones de la forma del alineador inicial del material del alineador. Utilizando los datos de entrada, el procedimiento crea un modelo de elementos finitos del alineador, los ataches, los dientes y el tejido, estando el alineador colocado en su lugar sobre los dientes (etapa 210). A continuación, el procedimiento aplica un análisis de elementos finitos al modelo composite de elementos finitos del alineador, los dientes, el tejido, etc. (Etapa 220). El análisis se ejecuta hasta que se alcanza una condición de salida, momento en el que se evalúa el procedimiento si los dientes han alcanzado la posición final deseada del tramo de trayectoria de ese momento, o una posición lo suficientemente cercana a la posición final deseada (etapa 230). Si los dientes no alcanzan una posición final aceptable, el procedimiento calcula una nueva forma del alineador posible (etapa 240). Si se alcanza una posición final aceptable, se evalúan los movimientos de los dientes calculados mediante el análisis de elementos finitos, para así determinar si son aceptables en términos ortodóncicos (etapa 232). Si no lo son, el procedimiento sigue calculando una nueva forma del alineador posible (etapa 240). Si los movimientos son aceptables en términos ortodóncicos y los dientes han alcanzado una posición aceptable, la forma del alineador de ese momento se compara con las formas del alineador anteriormente calculadas. Si la forma de ese momento es la mejor solución hasta la fecha (etapa 250), se guarda como la mejor posibilidad hasta el momento (etapa 260). Si no, se guarda como una etapa opcional como resultado intermedio posible (etapa 252). Si la forma del alineador de ese momento es la mejor posibilidad hasta la fecha, el procedimiento determina si es lo suficientemente buena como para ser aceptada (etapa 270). Si lo es, el procedimiento finaliza. De lo contrario, el procedimiento continúa y

calcula otra forma posible (etapa 240) para su análisis.

Los modelos de elementos finitos pueden crearse utilizando un *software* de aplicación de programa informático disponible con varios proveedores. Para crear modelos de geometría sólida, pueden utilizarse programas de ingeniería asistida por ordenador (CAE) o de diseño asistido por ordenador (CAD), tales como los productos de *software* AutoCAD® disponibles en Autodesk, Inc., San Rafael, California. Para crear modelos de elementos finitos y analizarlos, pueden utilizarse productos de programas de varios proveedores, incluyendo el producto PolyFEM, disponible en CADSI, Coralville, Iowa, el *software* de simulación Pro/Mechanica, disponible en Parametric Technology Corporation de Waltham, Massachusetts, los productos de *software* de diseño I-DEAS, disponibles en Structural Dynamics Research Corporation (SDRC) de Cincinnati, Ohio, y el producto MSC/NASTRAN, disponible en MacNeal-Schwendler Corporation, de Los Angeles, California.

La figura 11 muestra un procedimiento 300 para crear un modelo de elementos finitos que pueda utilizarse para llevar a cabo la etapa 210 del procedimiento 200 (figura 10B). La entrada al procedimiento 300 de creación del modelo incluye datos de entrada 302, que describen los dientes y los tejidos, y datos de entrada 304 que describen el alineador. Los datos de entrada 302 que describen los dientes incluyen modelos digitales de los dientes; los modelos digitales de las estructuras tisulares rígidas, si están disponibles; las especificaciones de forma y viscosidad de un fluido altamente viscoso, que modela el tejido del sustrato en el que se integran los dientes y al que se conectan los dientes cuando no hay modelos específicos de dichos tejidos; y condiciones límite que especifican los límites inamovibles de los elementos del modelo. En una implementación, los elementos del modelo incluyen solo modelos de los dientes, un modelo de un fluido de sustrato de integración altamente viscoso y condiciones límite que definen, en efecto, un recipiente rígido en el que se contiene el fluido modelado. Obsérvese que las características del fluido pueden ser distintas según el grupo de pacientes, por ejemplo, como una función de edad.

Se crea un modelo de elementos finitos de la configuración inicial de los dientes y el tejido (etapa 310) y se guarda para volver a utilizarlo en repeticiones posteriores del procedimiento (etapa 320). Como se realizó con los dientes y el tejido, se crea un modelo de elementos finitos del alineador de funda polimérica (etapa 330). Los datos de entrada de este modelo incluyen datos que especifican el material del que está hecho el alineador y la forma del alineador (entrada de datos 304), y puede incluir además opcionalmente la información del atache.

El alineador del modelo se manipula informáticamente para colocarlo sobre los dientes modelados de la mandíbula del modelo, para así crear un modelo composite de un alineador colocado (etapa 340). Opcionalmente, las fuerzas requeridas para deformar el alineador y que encaje sobre los dientes, incluyendo cualquier *hardware* unido a los dientes, se calculan y utilizan como factor de mérito para medir la aceptabilidad de la configuración del alineador en particular. Opcionalmente, las posiciones dentales utilizadas son las estimadas a partir de un modelo probabilístico basado en las etapas del tratamiento anteriores y en otra información del paciente. Sin embargo, en una alternativa más simple, la deformación del alineador se modela aplicando una fuerza suficiente en su interior para agrandarlo lo máximo posible y que encaje sobre los dientes, colocando el alineador del modelo sobre los dientes del modelo en el modelo composite, configurando las condiciones de los dientes del modelo y del tejido para que sean enormemente rígidas, y permitiendo que el alineador del modelo se relaje en su posición sobre los dientes fijos. Las superficies del alineador y los dientes se modelan para que interactúen sin fricción en esta fase, de modo que el modelo del alineador consiga la configuración inicial correcta sobre los dientes del modelo antes de que comience el análisis de elementos finitos, para así encontrar una solución al modelo composite y calcular el movimiento de los dientes bajo la influencia del alineador deformado.

La figura 12 muestra un procedimiento 400 para calcular la forma del siguiente alineador, que pueda utilizarse en los cálculos del alineador, tal y como se describe en la etapa 240 del procedimiento 200 (figura 10B). Se utilizan una variedad de entradas para calcular la siguiente forma posible del alineador. Estas incluyen entradas 402 de datos, generadas por la solución del análisis de elementos finitos del modelo composite, y datos 404 definidos por la trayectoria dental de ese momento. Los datos 402 obtenidos a partir del análisis de elementos finitos incluyen la cantidad de tiempo transcurrido real durante el que tuvo lugar la recolocación simulada de los dientes; las posiciones dentales finales reales calculadas por el análisis; la fuerza máxima lineal y torsional aplicada en cada diente; y la velocidad máxima lineal y angular de cada diente. A partir de la información de la trayectoria dental, los datos 404 de entrada incluyen las posiciones dentales iniciales del tramo de trayectoria de ese momento, las posiciones dentales deseadas al final del tramo de trayectoria de ese momento, la velocidad de desplazamiento máxima permisible de cada diente, y la fuerza máxima permisible de cada clase para cada diente.

Si se descubre que un alineador anteriormente evaluado incumple una o más limitaciones, el procedimiento 400 puede utilizar opcionalmente datos 406 de entrada adicionales. Estos datos 406 pueden incluir información que identifique las limitaciones incumplidas por, y cualquier eficacia subóptima identificada del alineador anteriormente evaluado. Además, el procedimiento 400 puede utilizar los datos 408 de entrada relacionados con las limitaciones incumplidas por y la eficacia subóptima de los dispositivos dentales anteriores.

Tras haber recibido los datos de entrada iniciales (etapa 420), el procedimiento se repite sobre los

dientes móviles del modelo. (Algunos de los dientes pueden identificarse o estar limitados como "inamovibles"). Si la posición final y las dinámicas del movimiento del diente, seleccionado en ese momento por el alineador anteriormente seleccionado, son aceptables (opción "sí" de la etapa 440), el procedimiento continúa seleccionando y considerando el siguiente diente (etapa 430) hasta que se han considerado todos los dientes (opción "hecho" de la etapa 430 a la etapa 470). De lo contrario (opción "no" de la etapa 440) se calcula un cambio en el alineador, en la región del diente seleccionado en ese momento (etapa 450). Después, el procedimiento vuelve a seleccionar el diente siguiente al de ese momento (etapa 430), tal y como se ha descrito.

Cuando se han considerado todos los dientes, el grupo de cambios hechos en el alineador se evalúa frente a las limitaciones anteriormente definidas (etapa 470), cuyos ejemplos ya se han mencionado. Las limitaciones pueden definirse haciendo referencia a una variedad de consideraciones adicionales, tales como la fabricabilidad. Por ejemplo, puede definirse que las limitaciones establezcan un grosor máximo o mínimo del material del alineador, o que establezcan una cobertura máxima o mínima del alineador sobre las coronas de los dientes. Si se ha cumplido con las limitaciones del alineador, se aplican los cambios para definir una nueva forma de alineador (etapa 490). De lo contrario, se revisan los cambios del alineador, para cumplir con dichas limitaciones (etapa 480), y se aplican los cambios revisados para definir la nueva forma del alineador (etapa 490).

La figura 13A ilustra una implementación de la etapa de cálculo del cambio de un alineador en una región de un diente de ese momento (etapa 450 de la figura 12). En esta implementación, se utiliza un motor 456 de inferencia basado en reglas para procesar los datos de entrada anteriormente descritos (entrada 454) y un conjunto de reglas 452a-452n en una base de reglas 452. El motor 456 de inferencia y las reglas 452 definen un sistema de producción que, cuando se aplica a los datos de entrada fácticos, produce un conjunto de conclusiones de salida que especifican los cambios que hay que hacer en el alineador, en la región del diente de ese momento (salida 458).

Las reglas 452a-452n tienen la forma convencional de dos partes: una parte "si", que define una condición, y una parte "entonces", que define una conclusión o acción que se afirma si se cumple la condición. Las condiciones pueden ser sencillas o pueden ser conjunciones o disyunciones complejas de varias afirmaciones. Un conjunto ejemplar de reglas, que define los cambios que hay que hacer en el alineador, incluye lo siguiente: si el movimiento del diente es demasiado rápido, añadir material de conducción al alineador en la parte opuesta a la dirección de movimiento deseada; si el movimiento del diente es demasiado lento, añadir material de conducción para hipercorregir la posición del diente; si el diente está muy lejos de la posición final deseada, añadir material para hipercorregir; si el diente se ha movido demasiado rápido y ha pasado la posición final deseada, añadir material para endurecer el alineador donde se mueve el diente y así alcanzarlo; si se ha añadido una cantidad máxima de material de conducción, añadir material para hipercorregir la recolocación del diente y no añadir material de conducción; y si el movimiento del diente se produce en una dirección distinta de la dirección deseada, eliminar y añadir material para redirigir el diente.

En una realización alternativa, ilustrada en las figuras 13B y 13C, se calcula una configuración absoluta del alineador, en vez de una diferencia gradual. Tal y como se muestra en la figura 13B, un procedimiento 460 calcula una configuración absoluta de un alineador en una región de un diente de ese momento. Utilizando los datos de entrada que ya se han descrito, el procedimiento calcula la diferencia entre la posición final deseada y la posición final conseguida del diente de ese momento (etapa 462). Utilizando la intersección de la línea central del diente con el nivel del tejido de la encía como punto de referencia, el procedimiento calcula el complemento de la diferencia en todos los seis grados de libertad de movimiento, en concreto, tres grados de traslación y tres grados de rotación (etapa 464). A continuación, el número de diferencias de complemento desplaza el diente del modelo de su posición final deseada (etapa 466), que se ilustra en la figura 13B.

La figura 13D muestra una vista plana de un alineador 60 del modelo ilustrativo sobre un diente 62 del modelo ilustrativo. El diente se encuentra en su posición final deseada y la forma del alineador está definida por el diente en esta posición final. Se ilustra el movimiento real del diente, calculado por el análisis de elementos finitos, situando el diente en su posición 64 en vez de en su posición deseada 62. Un complemento de la posición final calculada se ilustra como la posición 66. La siguiente etapa del procedimiento 460 (figura 13B) define el alineador en la región del diente de ese momento cuando se repite el procedimiento, estando desplazada la posición del diente del modelo (etapa 468) calculada en la etapa anterior (etapa 466). Esta configuración del alineador calculada en la región del diente de ese momento se ilustra en la figura 13D como la forma 68, que está definida por el diente del modelo recolocado en la posición 66.

En la figura 13C se muestra una etapa adicional del procedimiento 460, que también puede implementarse como una regla 452 (figura 13A). Para mover el diente de ese momento en la dirección de su eje central, en el área lejos de la que el procedimiento ha decidido mover el diente (etapa 465), se reduce el tamaño del diente del modelo que define dicha región del alineador o la cantidad de espacio para el diente permitida en el alineador.

Como se muestra en la figura 14, el procedimiento 200 (figura 10B) para calcular la forma de un alineador para una etapa en una trayectoria de tratamiento es una etapa de un procedimiento 600 para calcular las formas de

una serie de alineadores. Este procedimiento 600 comienza con una etapa de inicio 602 en la que se obtienen los datos iniciales y los valores de control y limitación.

5 Cuando se ha encontrado una configuración de alineador para cada etapa o tramo de la trayectoria de tratamiento (etapa 604), el procedimiento 600 determina si todos los alineadores son aceptables (etapa 606). Si lo son, el procedimiento se ha completado. De lo contrario, el procedimiento desarrolla opcionalmente un conjunto de etapas 610 para intentar calcular un conjunto de alineadores aceptables. En primer lugar, se atenúan una o más de las limitaciones de los alineadores (etapa 612). A continuación, para cada tramo de trayectoria con un alineador no aceptable, el procedimiento 200 (figura 10B) de conformación de un alineador se realiza con las nuevas limitaciones (etapa 614). Si todos los alineadores son ya aceptables, el procedimiento 600 finaliza (etapa 616).

15 Los alineadores pueden no ser aceptables por varias razones, algunas de las cuales las gestiona el procedimiento. Por ejemplo, si se requirieran movimientos imposibles (etapa 620), es decir, si se requiriera que el procedimiento 200 de cálculo de la forma (figura 10B) efectuara un movimiento para el que no hubiera disponible ninguna regla o ajuste, el procedimiento 600 pasa a ejecutar un módulo que calcula la configuración de un atache de *hardware* en el diente del sujeto sobre el que pueden aplicarse las fuerzas para efectuar el movimiento requerido (etapa 640). Debido a que al añadir *hardware* puede producirse un efecto que sea más que local, cuando se añade *hardware* al modelo se vuelve a ejecutar el bucle exterior del procedimiento 600 (etapa 642).

20 Si no se requirieran movimientos imposibles (opción "no" de la etapa 620), el procedimiento transmite el control a un procedimiento de definición de la trayectoria (tal como la etapa 150 de la figura 10A) para redefinir dichas partes de la trayectoria de tratamiento que presentan alineadores no aceptables (etapa 630). Esta etapa puede incluir cambiar los incrementos del movimiento dental, es decir, cambiar la división de la trayectoria de tratamiento, cambiar la trayectoria seguida por uno o más dientes en la trayectoria de tratamiento, o ambas. Después de que se haya redefinido la trayectoria del tratamiento, vuelve a ejecutarse el bucle exterior del procedimiento (etapa 632). El recálculo está ventajosamente limitado a recalcular solo dichos alineadores que estén sobre las porciones redefinidas de la trayectoria de tratamiento. Si todos los alineadores son ya aceptables, el procedimiento finaliza (etapa 634). Si siguen quedando alineadores no aceptables, el procedimiento puede repetirse hasta que se encuentre un conjunto de alineadores aceptable o se sobrepase el límite de repetición (etapa 650). En este punto, así como en otros puntos de los procedimientos que se describen en la presente memoria descriptiva, tal como en el cálculo de un *hardware* adicional (etapa 640), el procedimiento puede comunicarse con un operario humano, tal como un dentista o técnico, para solicitar asistencia (etapa 652). La asistencia que proporciona un operario puede incluir la definición o selección de ataches adecuados para fijarlos a un diente o a un hueso, definiendo un elemento elástico añadido que proporcione una fuerza necesaria en uno o más tramos de la trayectoria de tratamiento, indicando una alteración en la trayectoria de tratamiento, o bien en la trayectoria de movimiento de un diente o en la división de la trayectoria de tratamiento, y confirmando la desviación de o la atenuación de una limitación operativa.

40 Como se comentó anteriormente, el procedimiento 600 está definido y parametrizado por varios elementos de datos de entrada (etapa 602). En una implementación, estos datos de inicio y definición incluyen los siguientes elementos: un límite de repetición para el bucle externo del procedimiento completo; una especificación de los factores de mérito que se calculan para determinar si un alineador es lo suficientemente bueno (véase la figura 10B, etapa 270); una especificación del material del alineador; una especificación de las limitaciones que la forma o configuración de un alineador han de cumplir para ser aceptables; una especificación de las fuerzas y movimientos de colocación y velocidades que son aceptables en términos ortodóncicos; una trayectoria de tratamiento inicial, que incluye la trayectoria de tratamiento de cada diente y una división de la trayectoria de tratamiento en tramos, teniendo que completar cada tramo un alineador; una especificación de las formas y posiciones de cualquier anclaje instalado sobre los dientes u otros; y una especificación de un modelo del hueso de la mandíbula y otros tejidos en o sobre los que se sitúan los dientes (en la implementación que se está describiendo, este modelo consiste en un modelo de fluido de sustrato viscoso en el que se integran los dientes y que presenta condiciones límite que definen, de manera esencial, un recipiente del fluido).

55 Pueden utilizarse varias técnicas de obtención de imágenes y/o modelado de las raíces dentales (por ejemplo, modelado radicular estadístico). El movimiento de los dientes puede ser guiado, en parte, utilizando un sistema de secuenciación basado en la raíz. En una realización, el movimiento está limitado por una limitación de área de superficie, mientras que en otra realización, el movimiento está limitado por una limitación de volumen.

60 Opcionalmente, se añaden otros rasgos a los conjuntos de datos del diente del modelo, para así producir los rasgos deseados en los alineadores. Por ejemplo, puede ser deseable añadir parches de cera digitales que definan cavidades o rebajes, que mantengan un espacio entre el alineador y regiones particulares de los dientes o la mandíbula. También puede ser deseable añadir parches de cera digitales que definan formas estriadas u otras formas estructurales, para así crear regiones que presenten una rigidez particular u otras propiedades estructurales. En los procedimientos de fabricación que dependen de la creación de modelos positivos para producir el aparato de recolocación, si se añade un parche de cera al modelo digital, se creará un molde

positivo que presente la misma geometría del parche de cera añadido. Esto puede llevarse a cabo de manera general cuando se define la forma de la base de los alineadores o cuando se calculan formas particulares del alineador. Un rasgo que puede añadirse es un reborde en torno a las encías, que puede producirse añadiendo un alambre del modelo digital en las encías de los dientes del modelo digital, desde el que se fabrica el alineador.

5 Cuando se fabrica un alineador mediante el encaje a presión del material polimérico sobre un modelo físico positivo de los dientes digitales, el alambre a lo largo de las encías hace que el alineador obtenga un reborde en su alrededor, proporcionando una rigidez adicional a lo largo de las encías.

10 En otra técnica de fabricación opcional, se encajan a presión dos o más láminas de material sobre el modelo dental positivo, donde una de las láminas se corta a lo largo del arco del vértice del alineador y la(s) otra(s) se superponen en la parte superior. Esto proporciona, al menos, un grosor doble de material de alineador a lo largo de las paredes verticales de los dientes.

15 Los cambios que pueden realizarse en el diseño de un alineador están limitados por la técnica de fabricación que se utilizará para producirlo. Por ejemplo, si el alineador se va a hacer mediante encaje a presión de una lámina polimérica sobre un modelo positivo, el grosor del alineador se determina por el grosor de la lámina. Como consecuencia, el sistema ajustará, en general, la eficacia del alineador cambiando la orientación de los dientes del modelo, los tamaños de las partes de los dientes del modelo, la posición y selección de ataches, y la adición o eliminación de material (por ejemplo, añadiendo alambres virtuales, añadiendo/eliminando material de atache, modificando uno o más parámetros del atache, y creando una modificación (por ejemplo, modificaciones para compensar las deformaciones mediadas por protuberancias)) para cambiar la estructura del alineador. El sistema puede ajustar opcionalmente el alineador, especificando que uno o más alineadores tengan que crearse con una lámina de un grosor distinto del habitual, para así proporcionar más o menos fuerza en los dientes. Por otro lado, si el alineador va a crearse mediante un procedimiento de estereolitografía, el grosor del alineador puede variar de manera local, y los rasgos estructurales, tales como los rebajes o porciones de acoplamiento del atache, rebordes, hoyuelos y estrías pueden añadirse sin modificar el modelo digital de los dientes. El sistema también puede utilizarse para modelar los efectos de aparatos más tradicionales, tales como retenedores y correctores, y por lo tanto utilizarse para crear diseños y programas de tratamiento óptimos para pacientes en particular.

30 Así, pueden añadirse, modificarse/personalizarse e incluirse de manera selectiva en el diseño y fabricación del aparato uno o más ataches dentales, con el diseño y fabricación del aparato y el atache, e incorporar aparatos en un plan de tratamiento como el descrito anteriormente. En algunos casos, sin embargo, la incorporación de un atache en un diseño de aparato puede producir un cambio consecuente en la geometría del aparato o en otras superficies del aparato, por ejemplo, cuando el paciente lo lleva puesto. Dichos cambios o alteraciones pueden producir cambios en la propiedad o ubicación de las superficies de contacto entre el diente y el aparato, en ocasiones, de manera que ejerce un sistema de fuerza deseado de forma más óptima en el diente del paciente, así como en ocasiones, de forma no deseable. Así, los cambios o deformaciones pueden modelarse o tenerse en cuenta para ambos, el diseño del atache y/o del aparato. Por ejemplo, los cambios, deformaciones y similares pueden analizarse o determinarse informáticamente en términos de probabilidad de aparición, y puede también determinarse si dichos cambios/deformaciones serían beneficiosos o perjudiciales para la carga y el movimiento dental deseados. Pueden incluirse procedimientos que determinen el efecto de estos cambios geométricos y que los compensen, identificando nuevas superficies o formas y cargas que efectúen el movimiento deseado. Por lo tanto, la geometría del aparato y los parámetros del atache pueden mejorarse en este procedimiento repetitivo de diseño, mientras que, a su vez, considera cada rasgo y su efecto sobre la geometría del aparato, sobre las superficies de contacto y sobre el sistema de fuerza producido en el diseño de un sistema ortodóncico.

50 La modificación de una superficie del aparato para compensar un efecto (por ejemplo, el efecto de deformación) debido a la incorporación de un atache en un plan de tratamiento, de acuerdo con una realización de la presente invención, se ilustra con referencia a las figuras 15A-15D y la figura 16. Las figuras 15A-15B ilustran una posición dental inicial con un aparato dental colocado, y un vector de fuerza resultante no deseado, respectivamente. Haciendo referencia a las figuras, en un ejemplo en el que el diente se muestra moviéndose en una dirección facial a lo largo de la dirección x, cuando se coloca el aparato dental sobre los dientes, tal como el alineador de funda polimérico, la geometría de forma del alineador está configurada para aplicar una fuerza predeterminada sobre el diente, para así recolocar el diente de conformidad con un plan de tratamiento para la fase de tratamiento en particular. Por ejemplo, tal y como se muestra en la figura 15B, el aparato dental está configurado para encajar sobre el diente y así recolocar el diente en la dirección x mostrada, pero en su lugar, produce la aplicación de una fuerza predeterminada en la dirección +x/-z mostrada e ilustrada con la flecha. Los aparatos pueden incluir uno o más rasgos formados dispuestos en una cavidad.

65 En consecuencia, en un aspecto, la geometría de forma del alineador y/o los parámetros del atache pueden optimizarse para compensar el vector de fuerza resultante, aunque no deseado, para contrarrestar su fuerza y, además, para aplicar la fuerza prevista en la dirección en función del plan de tratamiento de la fase de tratamiento en cuestión. Una modificación ejemplar de un alineador puede incluir la adición de un componente de

descarga. Las figuras 15C-15D ilustran la adición de descarga en el aparato dental para contrarrestar el vector de fuerza no deseado alrededor del diente, y la aplicación resultante deseada de la fuerza predeterminada sobre el diente por medio del aparato dental, respectivamente. En un aspecto, para compensar la fuerza no deseada (por ejemplo, como la mostrada en la figura 15B con la flecha), puede proporcionarse una descarga predeterminada (por ejemplo, pero no limitándose a 0,1 a 0,3 mm) para evitar el contacto entre el alineador y el diente que produjo el vector de fuerza no deseado, pero que siga manteniendo la fuerza deseada, por ejemplo, a lo largo del eje "x" comentado anteriormente.

En cuanto a la figura 15C, la descarga predeterminada sobre el alineador se ilustra con la flecha, mediante la que se elimina el acoplamiento entre el alineador y el diente en la ubicación, que produce la fuerza no deseada mediante la modificación de la forma de la geometría del alineador. De esta manera, en un aspecto y como se muestra en la figura 15D, la fuerza prevista y deseada aplicada sobre el diente, por ejemplo, la dirección x, se consigue mediante, por ejemplo, la modificación de la geometría de forma del alineador.

La figura 16 ilustra la geometría de un aparato dental modificado, que incluye una modificación adicional de la forma, para así eliminar un hueco entre el aparato dental y un diente. En cuanto a la figura 16, debe observarse que aunque la modificación de la geometría de forma del alineador (por ejemplo, la comentada anteriormente en las figuras 15C- 15D), provoque la fuerza predeterminada deseada aplicada sobre el diente, tal y como se planeó con el tratamiento dental, puede formarse un hueco o cavidad entre el diente y el alineador, por ejemplo, como se muestra en la figura 16, cerca del área gingival. En un aspecto, para tener en cuenta este hueco o cavidad creado, puede modificarse u optimizarse adicionalmente la geometría de forma del alineador, por ejemplo, para adaptarla mejor a la dirección que va hacia el diente cuando el alineador esté en un estado activo (o estirado).

En cuanto a la figura 16, en una realización, la optimización de la geometría de forma del alineador, que soluciona el hueco o cavidad formado, se ilustra con la flecha en la dirección en la que puede modificarse la forma del alineador. Así mismo, debería observarse que la consideración de la optimización de la forma del alineador para tener en cuenta el hueco podría afectar posiblemente a la fuerza que el alineador aplique sobre el diente y, por lo tanto, podría requerirse la modificación u optimización adicional.

En un aspecto, la modificación de un(os) parámetro(s) del atache y/o de la geometría de forma del alineador dental para conseguir el vector de fuerza deseado, por ejemplo, con una o más áreas de modificación (por ejemplo, descarga, etc.), así como con su remodelación para una adaptación más holgada o tensa, mientras se evita la fricción y otros vectores de fuerza no deseados, proporciona una forma del alineador mejorada y personalizada para el tratamiento de las afecciones dentales. En un aspecto, cuando se fabrican estos aparatos dentales, el modelo puede adaptarse durante el procedimiento de construcción, para que así adopte la forma de la geometría deseada en la que se basa, por ejemplo, mediante la adición y/o eliminación de una porción de descarga y/o contacto/acoplamiento del atache en ubicaciones predefinidas y determinadas del modelo.

En un aspecto, en función del comportamiento determinado de la fuerza a partir de las propiedades del material y de la cantidad de área superficial perpendicular al vector compuesto, que se obtiene del vector de movimiento para una fase de tratamiento en particular, puede añadirse un área de superficie adicional al diente mediante el empleo de un atache que puede seleccionarse y, además, personalizarse para producir el movimiento que se desea. De esta manera, en un aspecto, puede determinarse la sección transversal y/o la orientación del área de superficie de un diente en particular, y el/los atache(s) pueden incorporarse sobre uno o más dientes para realzar o mejorar el área de superficie necesaria, y así que cooperen o se acoplen al aparato dental y producir el vector de movimiento deseado o el nivel de fuerza predeterminado sobre el diente en la dirección exacta de la fase de tratamiento.

De esta manera, y como se expone adicionalmente en el presente documento, puede diseñarse, fabricarse o simularse un alineador dental y/o atache mediante el uso de una herramienta o sistema de diseño asistida informáticamente, en la que se modela por primera vez la representación del diente que va a moverse. Después, el alineador que define la posición objetivo del diente se modela con las propiedades de geometría de forma definidas. Después, se modela o determina la fuerza necesaria para recolocar el diente desde su posición inicial hasta su posición objetivo, por ejemplo, utilizando el modelado FEA u otras técnicas de modelado y/o cálculo adecuadas. En un aspecto, es posible definir la fuerza utilizando un modelo físico de los dientes conectado a sensores de medición de fuerza, de modo que pueden determinarse las fuerzas óptimas utilizando las lecturas obtenidas del modelo físico, alterando así el uno o más parámetros del atache y las configuraciones del alineador en función de, al menos en parte, la retroalimentación del calibrador de fuerza física.

Como resultado, se define un vector de movimiento que establece la dirección de la fuerza aplicada, así como el nivel de fuerza y sus propiedades, que son necesarios para recolocar el diente desde su posición inicial hasta su posición objetivo. En función del vector de movimiento y el alineador y/o atache modelados, se vuelve a modificar o reconfigurar el alineador y/o atache para contabilizar el vector de movimiento determinado. Es decir, después de haber definido el factor de movimiento que identifica las propiedades de fuerza necesarias para la recolocación del diente, la forma del aparato dental y/o el/los parámetro(s) del atache se alteran u optimizan en

función del vector de movimiento determinado. Además, la forma del aparato y/o el/los parámetro(s) del atache pueden optimizarse adicionalmente para contrarrestar las fuerzas o componentes de fuerza no deseados, o la deformación del aparato (por ejemplo, debido a un atache) que puede producirse en función del vector de movimiento definido.

5 Después, el aparato dental modificado u optimizado puede fabricarse mediante prototipado rápido (por ejemplo, estereolitografía) u otras técnicas adecuadas para lograr el movimiento dental deseado. Además, este procedimiento puede repetirse para optimizar el aparato dental en cada fase de tratamiento del plan de tratamiento, de modo que la eficacia del alineador y, por tanto, el resultado del plan de tratamiento mejora.

10 Además, en otro aspecto adicional, el diseño y/o colocación del atache pueden determinarse en función de la ubicación de la cantidad máxima de área de superficie disponible, perpendicular a la dirección del movimiento dental deseado. Además, si en el tratamiento, la fuerza sobre cualquier diente determinado se encuentra en o por debajo de un nivel predefinido, el/los atache(s) puede(n) añadirse al diente o al aparato para complementar el área de superficie deseada o aumentar el coeficiente de fricción del diente, mejorando así el perfil de fuerza del alineador sobre el diente.

15 En un aspecto, el conjunto de datos de los dientes, las encías y/u otros tejidos bucales o estructuras pueden alterarse de manera intencionada mediante, por ejemplo, la adición, sustracción parcial o total, el escalado uniforme o no uniforme, un algoritmo booleano o no booleano u operaciones geométricas, o una o más combinaciones de los mismos, para configurar, modelar y/o fabricar el aparato dental que puede optimizarse para conseguir el fin deseado o previsto del tratamiento.

20 Así mismo, de nuevo en cuanto a los comentarios del presente documento relacionados con el diseño y la personalización del atache, la angulación del atache, así como la configuración de la superficie de los ataches pueden seleccionarse o proporcionarse para mejorar el vector de movimiento y optimizar su aplicación en el diente deseado mientras se minimiza la cantidad de vectores de fuerza no deseados o superfluos, por ejemplo, que pueden estar contrarrestando el vector de movimiento. Además, en un aspecto, una pluralidad de ataches, por ejemplo, una serie de ataches colindantes, puede proporcionarse para alterar la dirección de la fuerza o producir el vector de movimiento, que se transmite durante un período de tiempo predeterminado, de manera que, la serie de ataches colindantes puede configurarse para que funcione como levas de movimiento lento, donde el aparato dental funciona entonces como seguidor.

25 En otro aspecto adicional, se puede añadir el rastreo de puntos para tratar y/o seguir los puntos dentales a lo largo de las fases del tratamiento, de modo que puede determinarse la relación leva/seguidor deseada o apropiada para lograr la posición objetivo o el objeto del tratamiento. En un aspecto, una o más protuberancias sobre la(s) superficie(s) interior(es) del aparato dental pueden configurarse como el seguidor y pueden formarse a partir de puntos de presión virtuales. Los puntos de presión virtuales están comprendidos en una realización de espacios intencionadamente creados o diseñados en el molde o modelo de referencia, que se asocian a las porciones correspondientes del alineador que están destinadas a ejercer presión adicional sobre los dientes cuando se conforma el alineador sobre el molde de referencia.

30 En consecuencia, en un aspecto, se determina en primer lugar la posición dental sucesiva/objetivo n+1. Después, se determina la dirección de movimiento para alcanzar la posición dental objetivo a partir de la posición dental inicial. Tras determinar la dirección de movimiento, se determina la cantidad o magnitud y la dirección de la fuerza y el par de torsión para recolocar el diente desde su posición inicial hasta la posición objetivo. A continuación, se determina el perfil del atache que proporcione el acoplamiento, agarre y/o vector de carga más adecuados en la dirección del movimiento dental previsto, que incluye, por ejemplo, la geometría, posición del atache con respecto a la superficie dental, etc.

35 Después de haber determinado los parámetros/perfil pertinentes del/los atache(s), puede determinarse el desplazamiento del atache para lograr la traslación de posición desde su posición inicial hasta su posición objetivo. Al colocar el atache sobre el diente, el aparato dental, en la fase de tratamiento sucesiva, se acopla a los contactos dentales del aparato dental por medio del atache colocado. De esta manera, la fuerza/par de torsión producida por el aparato dental, cuando lo lleva puesto el paciente, se dirige de manera precisa hacia la dirección deseada, y también está configurada con la suficiente magnitud para mover el diente tal y como se prevé, tal como hacia la siguiente posición planeada. Por ejemplo, en una realización, los ataches están unidos al diente del paciente. La posición inicial del atache se determina tal y como se ha descrito anteriormente. Los ataches desplazados o recolocados pueden dejar una nueva posición de las cavidades que se adaptan a la forma del atache sobre el aparato dental. Estando los ataches en la fase inicial sobre las coronas dentales y estando desplazados en la fase de tratamiento objetivo sucesiva, el aparato dental de la fase de tratamiento objetivo puede afectar al atache sobre el diente en la fase de tratamiento inicial. Esta interferencia, a su vez, está configurada para generar la fuerza/par de torsión que produce el movimiento dental deseado.

40 En un aspecto, la dirección y la magnitud de la fuerza/par de torsión puede modificarse u optimizarse

5 para generar una fuerza/par de torsión de compensación que elimine o minimice el par de inclinación no deseado, para así lograr el movimiento de la raíz y de elementos similares, ajustando el perfil, los parámetros y/o la colocación de los ataches con respecto a la superficie de la corona, por ejemplo. La cantidad de movimiento del atache con respecto a la corona dental también puede correlacionarse con el movimiento dental, para así crear un plan de tratamiento basado en el movimiento de los rasgos sobre el diente.

10 La figura 17 es un flujograma que ilustra la geometría de forma optimizada del aparato dental, que puede optimizarse para producir la carga deseada sobre el diente, en combinación con uno o más ataches colocados sobre los dientes. En cuanto a la figura 17, se determina la posición inicial del atache (etapa 2110). Después, se determina la posición objetivo del diente basada en el plan de tratamiento (etapa 2120). En un aspecto, la posición objetivo puede incluir la posición dental de la fase de tratamiento siguiente o n+1. Tras determinar la posición objetivo del diente en función del plan de tratamiento, se calcula o determina un vector de movimiento del movimiento dental, desde la posición inicial hasta la posición objetivo (etapa 2130). Es decir, se determinan un perfil de fuerza o atributos. El perfil de fuerza o atributos puede incluir la magnitud de la fuerza y de la dirección de la fuerza, por ejemplo, que se asocia al movimiento dental desde la posición inicial hasta la posición objetivo.

15 Tras determinar el vector de movimiento del movimiento dental desde la posición inicial hasta la posición objetivo, se determinan los componentes del vector de movimiento (etapa 2140). Por ejemplo, como se comentó anteriormente, se determina la magnitud de la fuerza del vector de movimiento para recolocar el diente desde su posición inicial hasta la posición objetivo. Además, se determina la dirección de fuerza del movimiento dental, así como las contrafuerzas que combaten las fuerzas no deseadas o no previstas. Después, en función de los componentes determinados del vector de movimiento asociado al movimiento dental, desde la posición inicial hasta la posición objetivo, se modifica la geometría de la cavidad del aparato dental, tal como el alineador (etapa 2150).

20 La figura 18 es un flujograma que ilustra la determinación de los parámetros del atache, incluyendo el perfil y colocación del atache. En cuanto a la figura 18, en una primera fase de tratamiento se determina la posición dental (etapa 2210). En la segunda o n+1 fase de tratamiento se determina la posición dental (etapa 2220). A continuación, se determina el vector de movimiento del movimiento dental desde la primera fase de tratamiento hasta la segunda fase de tratamiento (etapa 2230). Tras determinar el vector de movimiento del movimiento dental, se determinan uno o más perfiles del atache/ataches asociados al vector de movimiento (etapa 2240). Se determinan, por ejemplo, los parámetros del atache, tales como la posición del atache dental, la angulación del atache dental, el área de superficie perpendicular a la dirección de la fuerza desde el aparato dental. Después, el uno o más ataches están colocados sobre el diente para que hagan contacto con el aparato correspondiente durante la fase de tratamiento (etapa 2250). El perfil de parámetros y la colocación del atache pueden personalizarse y seleccionarse según se describe adicionalmente en el presente documento, para así conseguir el movimiento dental deseado (véase, por ejemplo, la figura 3). De esta manera, en una realización, la fuerza/par de torsión del aparato dental se aplica de manera precisa en el diente, para así recolocar el diente desde su posición inicial hasta la posición objetivo o posición de la segunda fase de tratamiento.

25 Como se ha descrito anteriormente, las realizaciones de la invención proporcionan un atache controlado mediante diversos parámetros, de modo que la forma del atache y la posición del atache sobre un diente son específicas del paciente y proporcionan la fuerza y el par de torsión óptimos. En particular, la forma y ubicación del atache paramétrico específico del paciente se determinan para cumplir con las siguientes condiciones: 1) el par de torsión se proporciona alrededor de un eje largo del diente con una magnitud clínicamente permisible; 2) se proporciona una fuerza extrusiva clínicamente razonable; y 3) se evitan los choques del atache con otros dientes (tanto de la misma mandíbula como de la opuesta) en las fases intermedias del movimiento de los dientes. Las magnitudes permisibles del par de torsión y la fuerza pueden determinarse a partir de la literatura ortodóncica, las opiniones del experto, la experiencia clínica y los resultados de la simulación informática de la resistencia del tejido.

30 La figura 19 ilustra que un objeto puede moverse aplicando una fuerza a lo largo de cualquier dirección tangente a la trayectoria rotatoria del objeto. Específicamente, una fuerza ("a", "b", "c" o "d") aplicada a un objeto 2300 puede rotar el objeto en círculos debido a un par de torsión del producto cruzado de una sección (r) y la cantidad de fuerza (F) aplicada al objeto, $r \times F$. Un par de fuerzas igual y opuesta puede crear un par de torsión que presente una fuerza resultante de cero (por ejemplo, las fuerzas "a" y "c", o las fuerzas "b" y "d"). Los tres parámetros juntos producen un par de torsión: 1) un vector de fuerza, 2) un punto en el que se aplica la fuerza y 3) un punto en el que se mide el par de torsión. El punto en el que se aplica la fuerza y el punto en el que se mide el par de torsión determinan el vector de sección. Cuando rota un diente, el par de torsión se calcula con respecto a un centro de resistencia del diente.

35 La práctica anterior de rotación dental era añadir un atache común en el centro de la corona, o un punto de eje facial de la superficie bucal del diente, y programar la rotación del diente. Un agujero de recepción del atache en un alineador se conforma con la forma del atache convencional utilizando una lámina termoplástica, por medio de un procedimiento de termoconformación. El agujero de recepción del atache resultante hace contacto con el atache unido en ciertas áreas, produciendo un perfil de fuerza que rota el diente mientras el paciente lleva puesto el alineador. Sin embargo, este procedimiento convencional de rotación no puede controlar el

contacto y el perfil de fuerza resultante de manera uniforme.

En un aspecto, para abordar los inconvenientes del atache estándar convencional, la presente invención proporciona un activador del alineador. Una diferencia principal entre el enfoque del alineador estándar y el activador del alineador de la presente invención reside en la creación de un punto de contacto entre el cuerpo del atache y el agujero de recepción del atache. Un activador, tal y como se utiliza en el presente documento, puede incluir cualquier rasgo del alineador o sistema ortodóncico que se acople a una superficie activa de un atache, de modo que se aplique una carga sobre el diente. Pueden utilizarse varias estructuras de activador, incluyendo los ejemplos no limitantes un agujero de recepción del atache o una superficie del mismo, un hoyuelo, una nervadura, un cuerpo (por ejemplo, composite) colocados entre un alineador y un atache, y similares. En el atache convencional, el punto de contacto está definido por la disparidad entre la posición del cuerpo del atache y el agujero de recepción del atache, debido a la rotación de la corona dental desde una fase inicial hasta una fase sucesiva. En este caso, la forma del cuerpo del atache y la superficie interna del agujero de recepción del atache están conformadas mediante un procedimiento de termoconformación. De conformidad con las realizaciones de la presente invención, sigue existiendo la disparidad entre la posición del cuerpo del atache y del agujero de recepción del atache. Además, la forma del cuerpo del atache y del agujero de recepción del atache están diseñadas de manera diferente, de modo que el agujero de recepción del atache haga contacto y aplique la fuerza y el par de torsión clínicamente deseados sin la disparidad mencionada anteriormente. En este caso, el par atache/activador produce el perfil de fuerza deseado para mover los dientes sin mover las coronas. De conformidad con las realizaciones de la invención, el par atache/activador se utiliza para la rotación dental superior e inferior a lo largo de un eje largo del diente. Sin embargo, como apreciará un experto habitual en la materia, el par atache/activador puede utilizarse para facilitar otros movimientos ortodóncicos.

El par atache/activador se diseña utilizando herramientas de diseño paramétricas correspondientes a distintos parámetros. Los parámetros se enumeran en la siguiente tabla 1 junto con su función correspondiente y sus símbolos de identificación. Un atache de rotación paramétrica con un activador configurado en el alineador se abrevia con las siglas PRAA. De conformidad con las realizaciones de la invención, los parámetros pueden estar jerarquizados o se les puede asignar una prioridad. Por ejemplo, a los choques se les puede asignar una prioridad alta, de modo que la identificación de un atache que proporcione una buena aplicación de fuerza puede rechazarse si su diseño y/o colocación producen un choque.

Tabla 1

Símbolo	Función	Parámetros
Oz	Control de magnitud de fuerza	origen "z" del PRAA
Oy	Control de longitud de sección	origen "y" del PRAA
P3	Control de dirección de fuerza	ángulo entre el plano de enganche del PRAA y el plano "x-y" del diente
P4	Control de magnitud de fuerza	prominencia
P5	Control de magnitud de fuerza	ángulo a lo largo del eje "x" del PRAA
P6	Control de magnitud de fuerza	ángulo de activación a lo largo del eje "y" del PRAA
P7	Control de dirección de fuerza	ángulo entre la inclinación del PRAA y el plano "x-z" dental, o ángulo a lo largo del eje "z" del PRAA
R	Pasiva, y conformabilidad	radio de la esfera
L1	Pasiva, y conformabilidad	altura del plano de enganche

La figura 20 ilustra un diente 2400 con un atache dental 2410 conformado en el mismo. La figura muestra el eje "x", el eje "y" y el eje "z" con respecto al diente 2400, y el eje "x" del PRAA, el eje "y" del PRAA y el eje "z" del PRAA con respecto al atache dental 2410. La figura muestra adicionalmente los orígenes del eje "y" (Oy) y el eje "z" (Oz) del atache dental 2410.

El origen del eje "y" del PRAA (Oy) es la posición del origen del PRAA a lo largo de la altura de la corona dental, que puede afectar a la producción de fuerza. La fuerza puede verse afectada debido al grosor del

alineador, y así, la resistencia cambia a lo largo de la altura de la corona dental. Reduciendo el origen del eje "y" del PRAA, el atache dental 2410 está más cerca de la línea de la encía donde el material del alineador es más fino y más flexible.

5 El origen del eje "x" del PRAA (Oz) es la longitud de la sección definida como la distancia entre un punto de aplicación de fuerza y el eje longitudinal del diente 2400. El origen del eje "z" del PRAA determina cómo de lejos está la rampa del eje "z" del diente 2400. Por lo tanto, este parámetro controla la longitud de la sección del par de torsión.

10 El ángulo entre la inclinación del PRAA y el plano "x-y" del diente define la normalidad del plano de enganche con respecto al plano "x-y" del diente con respecto al eje longitudinal del diente. Por ejemplo, el ángulo entre la normalidad de la superficie del plano de agarre y el eje longitudinal del diente 2400 puede ser de 77 grados. Si un vector de fuerza (F) actúa sobre el diente 2400 a un ángulo de 77 grados, el vector de fuerza puede modelarse como una fuerza extrusiva de $F \cdot \cos(77)$ y una fuerza lingual de $F \cdot \sin(77)$. La fuerza lingual produce el par de torsión alrededor del eje longitudinal de la base del diente, y la fuerza extrusiva evita cualquier tendencia invasiva provocada por el contacto no deseado.

15 El ángulo entre el plano de enganche del PRAA y el plano "x-z" del diente 2400 controla la orientación de la normalidad del plano de enganche al plano "x-z" del diente 2400. En una realización, este ángulo puede ser de 180°, en el que la normalidad del plano de enganche es paralela al plano "x-z". En otra realización, este ángulo puede ser de 60°. Controlando el valor de este ángulo, la longitud de la sección puede maximizarse en función de la ubicación del atache 2410 sobre la superficie del diente.

20 El parámetro de prominencia debería presentar un valor que fuera suficiente para exponer el plano de enganche diseñado sobre la superficie de la corona, mientras se sigue encajando el diente sin ninguna dificultad de agarre. Si el valor de prominencia es demasiado bajo, la fuerza puede verse comprometida debido a que el contacto puede ser inadecuado debido a la pérdida de área y definición sobre la superficie del plano de enganche, tanto en el cuerpo del atache como en el agujero de recepción del atache. Esta pérdida de área y definición sobre la superficie del plano de enganche puede estar provocada por la conformabilidad del material y su tolerancia de fabricación.

25 El activador puede presentar un cambio de ángulo en la superficie del plano de enganche con respecto al eje "y" del atache. Este cambio de ángulo, denominado como ángulo de activación, provoca el contacto entre el activador y la superficie del plano de enganche del atache. El ángulo de activación puede controlar la magnitud de fuerza a través de la interferencia resultante entre el activador y la superficie del plano de enganche del atache. Tal como se ha mencionado anteriormente, el activador produce una fuerza lingual y una fuerza extrusiva que tienden a cambiar hacia una relación positiva con respecto al ángulo de activación.

30 Una bisagra en forma de cuerpo curvado permite la activación de la superficie del plano de enganche sin introducir el contacto no deseado con otras partes del atache. En una realización, la bisagra es un esferoide definido por su origen y radio, tanto en el atache como en el agujero de recepción del atache. En otra realización, la bisagra es un elipsoide definido por su origen y dos ejes del atache, y un esferoide en el agujero de recepción del atache. En caso de que la bisagra sea un esferoide, el origen del atache también es el origen del esferoide, y el eje "y" del atache se extiende a través del diámetro de la esfera. Así, el ángulo de activación a lo largo del eje "y" del atache no introduce cambios en el esferoide, y así, no crea el contacto no deseado. En caso de que la bisagra sea un elipsoide, el origen del atache también es el origen del elipsoide, el eje "y" del atache se extiende a través de un eje del elipsoide, y el otro eje del elipsoide es más corto que el diámetro del esferoide del agujero de recepción del atache. Así, el ángulo de activación a lo largo del eje "y" del atache no crea contacto sobre el elipsoide.

35 Dado el radio de la bisagra, la altura del plano de enganche define el plano de enganche del PRAA con respecto a su propio sistema y origen de coordenadas. Independientemente del ángulo del plano de enganche, el ángulo entre la superficie del plano de enganche y el plano "x-y" del diente puede adaptarse para crear un componente extrusivo. Sin embargo, si la altura del plano de enganche es demasiado pequeña, y el ángulo del plano de enganche es demasiado grande, el plano de enganche del PRAA se formará de manera deficiente. De conformidad con las realizaciones de la invención, la altura del plano de enganche debería no ser menor de 3 mm.

40 La figura 21 ilustra un atache 2500 con activación paramétrica para mover un diente. El atache 2500 tiene forma de cuarto de elipsoide en un extremo, teniendo un plano de enganche 2510 formado sobre una superficie del mismo. Haciendo referencia a la gráfica, el atache 2500 está provisto de diferentes dimensiones que se identifican tal y como sigue: L es la longitud del atache, R es el radio de la esfera, S es un semieje del elipsoide, D es un vector que indica una distancia desde un origen hasta el plano de enganche y hasta la normalidad del plano de enganche, y H es la altura de la base.

45 La figura 22 ilustra un activador 2600 de un atache para mover un diente. Específicamente, el activador 2600 está provisto en el alineador y se utiliza, junto con el atache 2500 conformado en un diente, para rotar el diente. El activador 2600 tiene forma de cuarto de esfera en un extremo de una superficie superior, teniendo un

plano de enganche 2610 formado sobre un extremo opuesto de la superficie superior. El activador 2600 y el atache 2500 pueden tener diferentes alturas de base (H , H_a). La orientación del plano de enganche 2610 del activador 2600 es distinta de la orientación del plano de enganche 2510 del atache 2500. En cuanto a la figura 23, que muestra la interacción entre el activador 2600 y el atache 2500, el plano de enganche 2610 del activador 2600 rota un ángulo α alrededor de un eje "y".

Los siguientes parámetros se utilizan para controlar la colocación del atache sobre un diente y del activador sobre el alineador: 1) el origen de "z" del PRAA (Oz), que es la distancia desde el origen del atache hasta el punto del eje facial de una corona clínica (FACC) en dirección oclusal; 2) el origen del eje "y" del PRAA (Oy), que corresponde a la longitud de la sección; 3) el ángulo entre el plano de enganche del atache y el plano "x-y" del diente (véase el parámetro P3 en la tabla 1); 4) la prominencia del atache (véase el parámetro P4 de la tabla 1); 5) el ángulo de activación (véase el parámetro P6 de la tabla 1), que es el ángulo entre el plano de enganche del activador y el plano de enganche del atache; 6) la distancia mínima desde el atache hasta la curva de la encía; y 7) el margen interproximal del diente.

La figura 24 es un flujograma que ilustra un procedimiento para proporcionar un atache específico de un paciente y para colocar el atache sobre el diente del paciente. El procedimiento comienza por identificar un diente que requiera un atache (etapa 2700). Para determinar si un diente necesita un atache, o en qué intervalo de fase un diente requiere un atache, se lleva a cabo un algoritmo para calcular el movimiento rotatorio total. Si el movimiento es más que el de un umbral determinado, se determina que el diente requiere un atache.

Se detectan las limitaciones para colocar el atache (etapa 2705). Las limitaciones de colocación se describen más adelante con respecto a la figura 25. Se selecciona la posición de ese momento del atache para que el atache se coloque dentro de un límite acotado (etapa 2710).

Se determina entonces si la posición de ese momento del atache se encuentra en una zona de sección regular (etapa 2715). Si la posición de ese momento del atache está en la zona de sección regular, el procedimiento continúa hasta la etapa 2720, en la que se produce el modelado inicial de un par de atache/activador. Si la posición de ese momento del atache no está en la zona de sección regular, el procedimiento continúa hasta la etapa 2725, en la que se produce el modelado inicial de un par de atache/activador de sección corta. El par atache/activador es específico del paciente y del diente. La forma y la posición del par atache/activador se determinan gracias a la geometría del diente. Por ejemplo, cuando un diente es grande, puede necesitarse un atache más grande. Los parámetros de forma se utilizan para modelar la forma inicial del par atache/activador, que puede modificarse si fuera necesario. El atache se coloca entonces sobre el diente (etapa 2730).

Los parámetros del atache se calculan en función de la forma inicial y la posición del atache (etapa 2735). Entre los ejemplos de atache se incluyen el vector de sección, longitud de sección, área del plano de enganche, anchura del plano de enganche y longitud del plano de enganche. La forma del atache se modifica si cualquiera de los valores de parámetro no se encuentra dentro de un intervalo predeterminado de valores (etapa 2740). Si todos los parámetros se encuentran dentro del intervalo aceptable, la forma y posición del atache no requieren modificaciones.

Se comprueban los choques y limitaciones (etapa 2745). El atache no debería chocar con otros objetos, tales como otros dientes o ataches, una nervadura, una pieza de relleno virtual, etc. Además, deberían cumplirse los umbrales de limitación, tal como la distancia con la curva gingival, la distancia con la zona o región interproximal (zona IP o IPR), la distancia con el borde incisal, etc.

Se determina entonces si el atache proporciona una solución que provocará el movimiento deseado del diente. Si el atache no proporciona la solución deseada, el procedimiento vuelve a la etapa 2710, en la que se modifica la posición del atache. Si el atache proporciona una solución que provocará el movimiento deseado del diente, el procedimiento pasa a la etapa 2755, en la que se aplica la solución al tratamiento del paciente. Después, el procedimiento finaliza.

La figura 25 ilustra la colocación de las limitaciones que deberían cumplirse al determinar la posición de un atache sobre un diente. Al determinar la posición del atache, se consideran los siguientes parámetros: 1) línea de la encía; 2) zona IP (sobre el lado facial del diente); 3) límite interproximal desde el punto extremo distal/mesial; 4) plano medio (plano "x-z"); y 5) limitación del borde incisal del diente.

Para evitar el choque con los dientes adyacentes y con los dientes de la mandíbula opuesta, el atache puede requerir ser colocado cerca del eje facial de una corona clínica (FACC). Para ambos, los dientes superiores e inferiores, cuando el diente es pequeño, se necesita un atache de sección corta. Cuando el atache está cerca del FACC, puede que el par de torsión no sea suficiente para producir la rotación, debido a dicha sección corta. Este problema es más importante en la mandíbula inferior. La figura 26 ilustra diferentes parámetros sobre un diente, utilizados en un algoritmo para diseñar un atache que produzca el par de torsión adecuado cuando el atache se coloque cerca del FACC. A continuación, se describe un algoritmo de colocación de un atache de

sección corta.

5 Etapa 1: Se identifica la línea de búsqueda más interproximal. Si la línea de búsqueda se encuentra dentro de la zona de sección regular, se ubica la posición con una solución de atache regular. La búsqueda se realiza direccionalmente desde el límite interproximal hasta el FACC, y desde la limitación de borde incisal hasta la línea de la encía. La solución de la sección regular debería cumplir con todas las limitaciones. Si se halla la solución, entonces esta se identifica y se implementa. Si la solución no puede hallarse en la zona de sección regular, se lleva a cabo la etapa 2 para hallar una solución en la zona de sección corta.

10 Etapa 2: Se calcula una solución posible para cada punto de posición sobre la línea de búsqueda. El ángulo de rotación del atache se calcula mediante una función de ángulo de rotación. También se calcula el eje de rotación, y entonces se lleva a cabo la etapa 3.

15 Etapa 3: Si ninguna de las posibles soluciones cumple con las limitaciones, se lleva a cabo la etapa 4. De lo contrario, se comprueba cada solución posible para determinar que cumplen con todas las limitaciones. Se comparan las soluciones que cumplen con las limitaciones y se selecciona una solución óptima. Por ejemplo, el valor máximo de la sección se selecciona como la solución óptima.

20 Etapa 4: La línea del escáner se mueve hacia el FACC en aumentos. Si la línea de búsqueda se encuentra sobre el FACC o más allá del FACC, entonces no puede hallarse una solución y la búsqueda finaliza. Si la línea de búsqueda se encuentra antes de haber alcanzado el FACC, se lleva a cabo la etapa 2 para hallar una solución en la zona de sección corta.

25 La figura 27 ilustra los distintos parámetros de una superficie del atache activa. Entre los parámetros de ejemplo se incluyen: 1) un área del plano de enganche, que se une mediante una polilínea de enganche y una polilínea de intersección entre el plano de enganche y la superficie del diente; 2) una longitud de la polilínea de intersección entre el plano de enganche y la superficie del diente; 3) una anchura (es decir, distancia máxima-mínima) entre la polilínea de enganche y la polilínea de intersección; 4) un centro de masa del plano de enganche; 5) un vector de sección, que es perpendicular al Oz y a la normalidad del plano de enganche; 6) una longitud de sección, que es una longitud con signo del vector de sección, que depende de la rotación sobre Oz en función de la regla de mano derecha; y 7) el valor T, que se calcula como sigue: $(-VECTOR DE NORMALIDAD DE PLANO \wedge VECTOR DE SECCIÓN) \cdot EJE Z \cdot \text{ÁREA}$.

35 Los parámetros pueden ajustarse para compensar la sección corta. Por ejemplo, la rotación puede producirse alrededor del eje "z" del atache para maximizar el componente "z" del par de torsión. La figura 28 ilustra una comparación de la rotación del plano de enganche. Tal y como se muestra en la porción superior de la figura, el atache se proporciona sobre una superficie de un diente sin rotación, con una rotación de 30 grados y con una rotación de 60 grados.

40 El activador rota alrededor del eje de activación. Haciendo referencia a la porción inferior de la figura, el eje de activación pasa a través del origen (O) del atache y se dirige a lo largo del producto cruzado (OR) entre el eje Oz del atache y una normalidad del plano de enganche del atache. La porción izquierda inferior de la figura 28 muestra el atache, y la porción derecha inferior de la figura 28 muestra el activador con una rotación de 12 grados alrededor del eje de activación (OR).

45 La figura 29 ilustra un ángulo de rotación optimizado del plano de enganche. El eje "z" dental corregido se utiliza (internamente) para medir el ángulo de rotación del plano de enganche. El ángulo de rotación del plano de enganche puede estar entre 0° y 60°. El ángulo de rotación optimizado se determina tal y como sigue:

50
$$\text{Ángulo de rotación} = \begin{cases} \alpha, & \alpha \leq 60^\circ \\ 60^\circ, & \alpha > 60^\circ \end{cases}$$

Otros parámetros que pueden ajustarse para compensar la sección corta incluyen: 1) la traslación paralela del plano de enganche para ajustar la anchura y longitud de la superficie activa; y 2) la rotación alrededor del eje "x" del atache para ajustar la anchura del atache (véase el parámetro P5 de la tabla 1).

60 Durante la fabricación del par atache/activador, deberían observarse las siguientes limitaciones: 1) El tamaño de la porción esférica no puede ser menor que 2 mm de diámetro debido a las limitaciones de conformabilidad. 2) El atache no debería crear un voladizo tan grande sobre la superficie del diente que el material no pueda conformarse bien con su geometría. Por ejemplo, si la altura del plano de enganche (véase el parámetro L1 de la tabla 1) es demasiado pequeña, el ángulo del plano de enganche será demasiado grande, produciendo un plano de enganche del PRAA formado de manera deficiente. Así, la altura del plano de enganche no debería ser de menos de 3 mm. 3) Si la prominencia es demasiado baja, la fuerza puede verse comprometida porque el contacto es inadecuado debido a la pérdida de área y definición sobre la superficie del plano de enganche, tanto en el cuerpo del atache como en el activador. Esto se produce por la conformabilidad del material y las tolerancias de

fabricación. 4) En una realización, el lado del atache está curvado para proporcionar una transición suave hacia la superficie del diente. Esto puede facilitar la conformabilidad del material mientras se lleva a cabo la termoconformación. 5) El ángulo a lo largo del eje "z" del atache (véase el parámetro P7 en la tabla 1) debería estar dentro de un intervalo que evite la rotura del material en un extremo opuesto a la bisagra.

5 La presente invención puede utilizar varias realizaciones implementadas por ordenador de los procedimientos descritos en el presente documento. Por ejemplo, un procedimiento implementado por ordenador en una realización incluye establecer una posición inicial de un diente, determinar una posición objetivo del diente con un plan de tratamiento, calcular un vector de movimiento asociado al movimiento del diente desde su posición inicial hasta su posición objetivo, determinar una pluralidad de componentes correspondientes al vector de movimiento, y determinar una o más posiciones/perfiles correspondientes de uno o más rasgos formados respectivos. Los rasgos formados pueden configurarse para aplicar una fuerza predeterminada sobre el aparato dental, sustancialmente en el plano de superficie del diente.

15 Un aparato para modelar un aparato dental en otra realización incluye una unidad de almacenamiento de datos, y una unidad de procesamiento acoplada a la unidad de almacenamiento de datos y configurada para determinar una posición inicial de un diente, determinar una posición objetivo del diente en un plan de tratamiento, calcular un vector de movimiento asociado al movimiento del diente desde su posición inicial hasta su posición objetivo, determinar una pluralidad de componentes correspondientes al vector de movimiento, y determinar un perfil y/o ubicación del uno o más rasgos formados correspondientes.

20 Los aspectos del procesamiento de datos de la invención pueden implementarse en un circuito electrónico digital, o en *hardware*, *firmware*, *software* informático, o en combinaciones de los mismos. El aparato de procesamiento de datos de la invención puede implementarse en un producto de programa informático integrado de manera tangible en un dispositivo de almacenamiento legible por ordenador, para así ejecutar un procesador programable; y las etapas del procedimiento de procesamiento de la invención pueden llevarse a cabo mediante un procesador programable que ejecute un programa de instrucciones, para así realizar las funciones de la invención mediante la operación de datos de entrada y la generación de datos de salida. Los aspectos del procesamiento de datos de la invención pueden implementarse ventajosamente en uno o más programas informáticos que son ejecutables sobre un sistema programable, que incluye al menos un procesador programable acoplado, para así recibir los datos e instrucciones desde y para transmitir los datos e instrucciones a un sistema de almacenamiento de datos, al menos un dispositivo de entrada y al menos un dispositivo de salida. Cada programa informático puede implementarse en un lenguaje de programación orientado a objetos o procedimientos de alto nivel, o en un lenguaje ensamblador o de máquina, si se desea; y, en cualquier caso, el lenguaje puede ser un lenguaje compilado o interpretado. Los procesadores adecuados incluyen, a modo de ejemplo, microprocesadores con fines generales y especiales. En general, un procesador recibirá las instrucciones y los datos de una memoria de acceso aleatorio y/o de una memoria de solo lectura. Los dispositivos de almacenamiento adecuados para integrar de manera tangible instrucciones de programas informáticos y datos incluyen todas las formas de memorias no volátiles, incluyendo, a modo de ejemplo, dispositivos de memoria de semiconductor, tal como un EPROM, EEPROM y dispositivos de memoria flash; discos magnéticos, tales como discos duros internos y discos extraíbles; discos magneto-ópticos; discos de CD-ROM. Cualquiera de los anteriores puede complementarse con, o incorporarse en circuitos ASIC (circuitos integrados para aplicaciones específicas).

45 Para proporcionar la comunicación con un usuario, la invención puede implementarse utilizando un sistema informático que disponga de un dispositivo de visualización, tal como un monitor o LCD (pantalla de cristal líquido), para que el usuario visualice la información, y dispositivos de entrada mediante los que el usuario puede introducir datos en el sistema informático, tales como un teclado, un dispositivo señalador bidimensional, tal como un ratón o rueda de desplazamiento, o un dispositivo señalador tridimensional, tal como un guante de datos o ratón giroscópico. El sistema informático puede programarse para proporcionar una interfaz de usuario gráfica, a través de la que los programas informáticos se comunican con los usuarios. El sistema informático puede programarse para crear una interfaz de visualización tridimensional de realidad virtual.

50

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento implementado por ordenador para diseñar un sistema de movimiento dental para suscitar un movimiento seleccionado del diente de un paciente, comprendiendo el procedimiento:
- 5 recibir un modelo digital del diente del paciente;
determinar un sistema de fuerza deseado para suscitar el movimiento dental seleccionado;
diseñar un atache (2410) personalizado, configurado para acoplarse a un alineador ortodóncico (10) cuando el paciente lo lleve puesto y para aplicar una fuerza de recolocación sobre un diente, que se corresponde con el sistema de fuerza seleccionado, comprendiendo el atache (2410) uno o más parámetros que presentan valores seleccionados en función del modelo digital, el sistema de fuerza seleccionado y una o más características específicas del paciente, y
10 diseñar los alineadores ortodóncicos (10) personalizados para el paciente, configurados para acoplarse a dicho atache personalizado cuando el paciente los lleva puestos, los alineadores siendo personalizados dependiendo de dicho atache (2410), dicho modelo digital, dicho sistema de fuerza seleccionado y dicha una o más características específicas del paciente, en donde los alineadores personalizados para el paciente comprenden un receptáculo de recepción del atache configurado para acoplar con el atache personalizado para el paciente,
15 en donde la forma del cuerpo del atache y el receptáculo de recepción del atache están diseñados de manera diferente de tal manera que la superficie del receptáculo de recepción contacta con el atache y aplica el sistema de fuerza seleccionado,
20 proporcionando así una aplicación mejorada del sistema de fuerza seleccionado sobre el diente del paciente.
2. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que el movimiento dental seleccionado comprende extrusión, intrusión, rotación, traslación o inclinación.
- 25 3. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que el movimiento dental seleccionado comprende además movimientos de primer, segundo o tercer orden.
- 30 4. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que el sistema de fuerza deseado se calcula, al menos parcialmente, en función de los datos que proporcionan la literatura ortodóncica, el modelado experimental, el modelado virtual, la información clínica, los principios biomecánicos o la minimización de fuerzas no deseadas.
- 35 5. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que uno o más valores de los parámetros se seleccionan en función de la morfología del diente.
- 40 6. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que un parámetro comprende cualquiera de un rasgo geométrico del atache, la ubicación del atache sobre el diente y la orientación.
7. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que un parámetro comprende una probabilidad de acoplamiento entre el atache y el aparato.
- 45 8. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que un valor de parámetro se selecciona a partir de un intervalo de valores identificado.
9. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que un valor de parámetro se modifica en función de un rasgo morfológico del diente del paciente.
- 50 10. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que un movimiento deseado, un sistema de fuerza deseado y/o un parámetro se definen con respecto a una referencia de rasgo anatómico.
- 55 11. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 10, en el que la referencia comprende un eje largo, un punto de referencia ortodóncico, plano o plano oclusal de la dentadura del paciente, uno o más puntos o planos esqueléticos o un tejido blando del paciente.
- 60 12. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que una característica específica del paciente comprende la morfología del diente, la orientación del diente o de la superficie del diente, o una trayectoria de movimiento del diente prevista.
- 65 13. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, que incluye además:
seleccionar un primer atache de un grupo de ataches sin personalizar;
modelar un primer sistema de fuerza aplicado a un diente que tiene el primer atache y que está acoplado a un alineador ortodóncico;
generar un atache optimizado que comprende la modificación de uno o más valores de parámetro del primer

atache, de modo que un segundo sistema de fuerza aplicado sobre el diente, que tiene el atache optimizado y que está acoplado a un alineador ortodóncico que lleva puesto el paciente, se corresponde más directamente con el sistema de fuerza deseado que con el primer sistema de fuerza.

5 14. Un sistema ortodóncico para proporcionar una fuerza de movimiento dental en el diente de un paciente, que comprende:

10 un atache (2410) ortodóncico personalizado, configurado para acoplarse a un alineador ortodóncico (10), cuando el paciente lo lleve puesto, y para aplicar un sistema de fuerza de recolocación a un diente, que se corresponde con un sistema de fuerza seleccionado, comprendiendo el atache (2410) uno o más parámetros que presentan valores modificados o seleccionados en función del sistema de fuerza seleccionado y una o más características específicas del paciente, y
15 comprendiendo además alineadores ortodóncicos (10) personalizados diseñados y configurados para, cuando el paciente los lleva puestos, acoplarse a dicho atache (2410) personalizado, modificados dependiendo de dicho atache (2410), dicho modelo digital, dicho sistema de fuerza seleccionado y dicha una o más características específicas del paciente, en donde los alineadores ortodóncicos personalizados para el paciente comprenden un receptáculo de recepción del atache configurado para acoplar con el atache personalizado para el paciente,
20 en donde la forma del cuerpo del atache y el receptáculo de recepción del atache están diseñados de manera diferente de tal manera que la superficie del receptáculo de recepción contacta con el atache y aplica el sistema de fuerza seleccionado.

25 15. Un producto de programa informático que tiene un medio legible por ordenador que almacena un conjunto de módulos de código que, cuando se ejecuta por un procesador de un sistema informático, hace que el procesador lleve a cabo el procedimiento de la reivindicación 1.

FIG. 1A

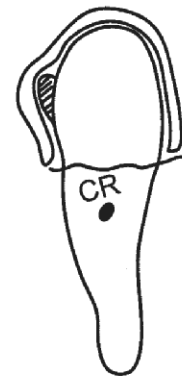
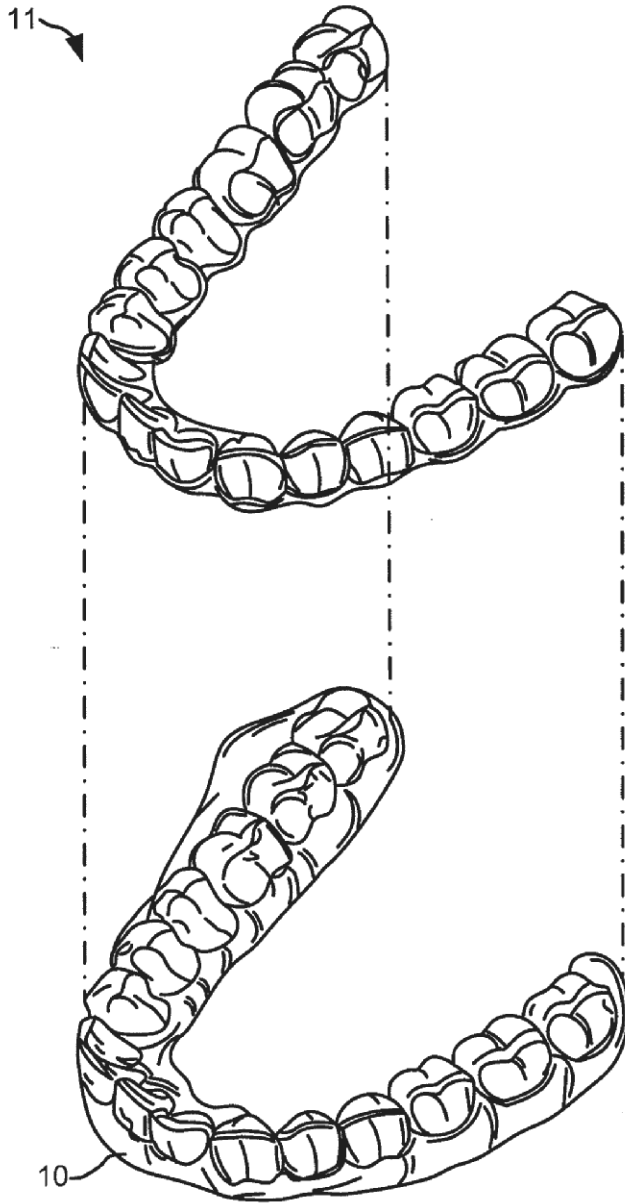


FIG. 1B

FIG. 2A



FIG. 2B

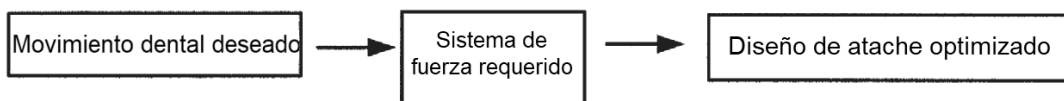


FIG. 2C

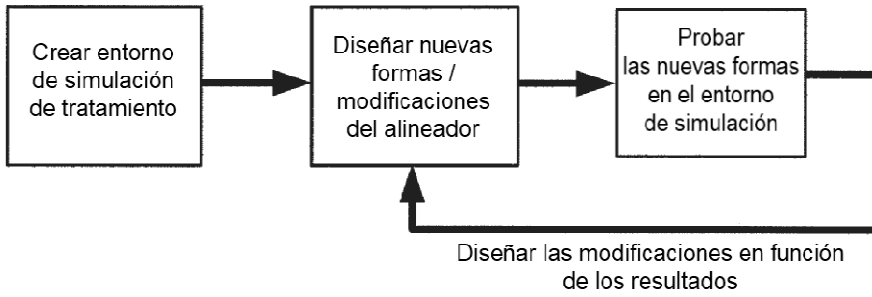
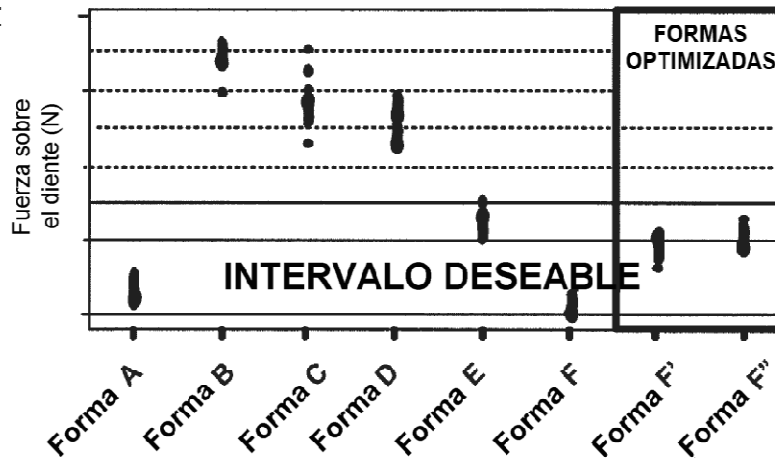


FIG. 2D

Ejemplo:



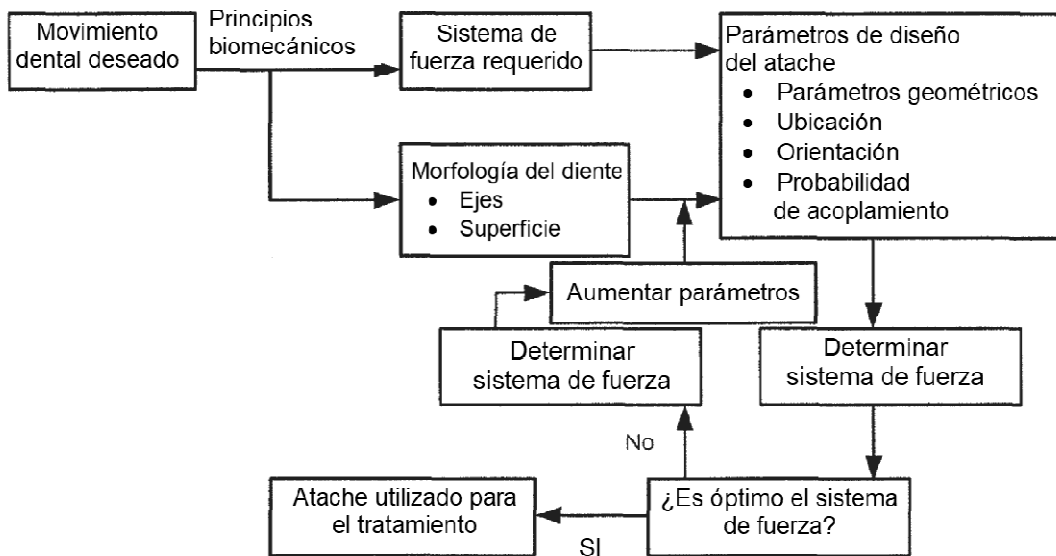


FIG. 3

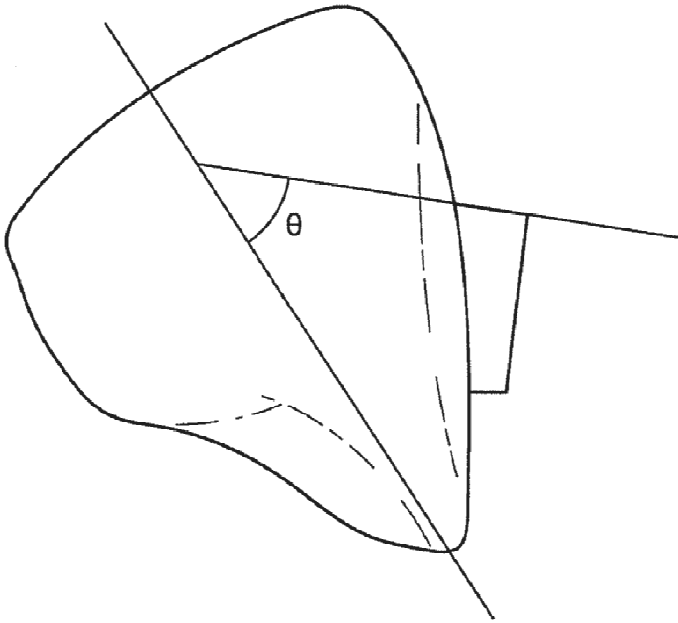


FIG. 4

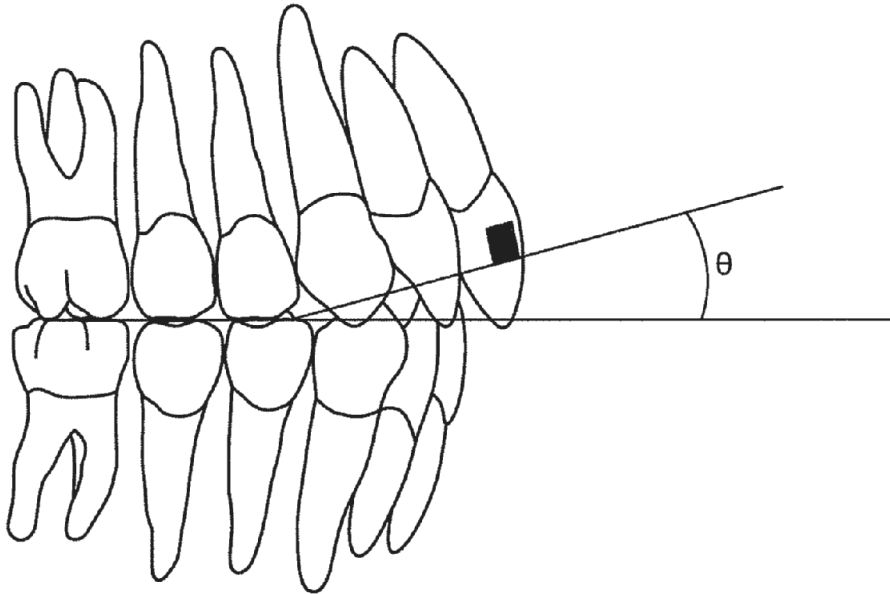


FIG. 5

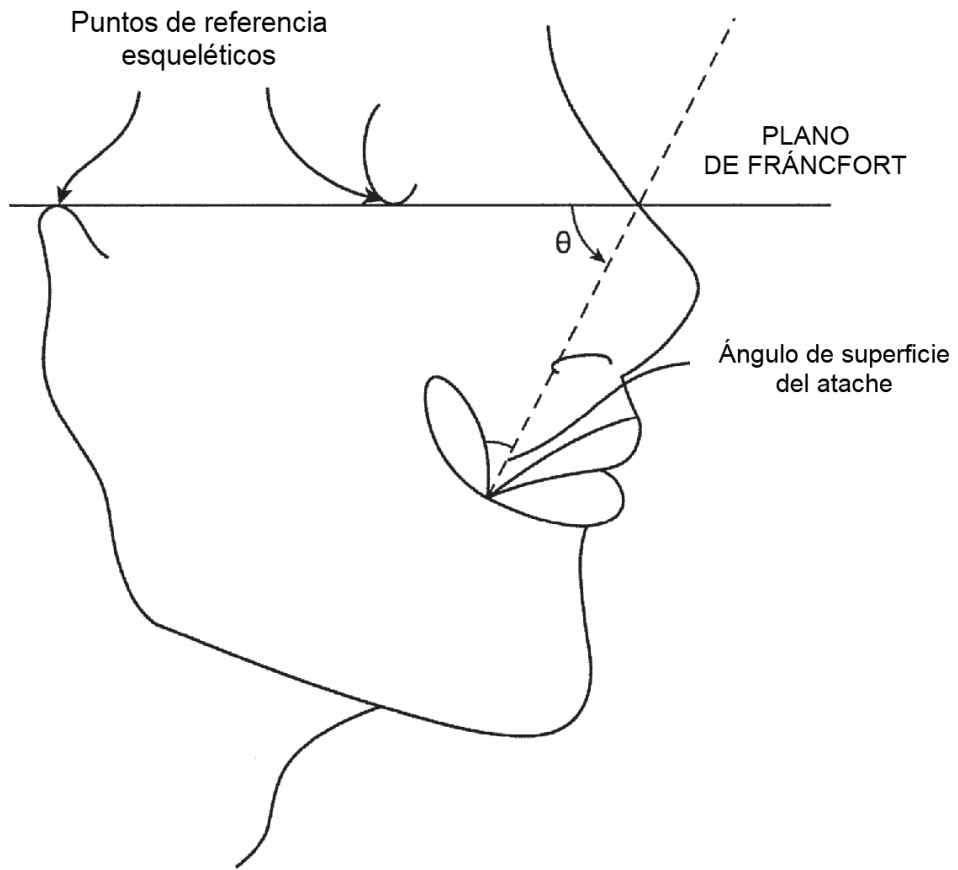


FIG. 6

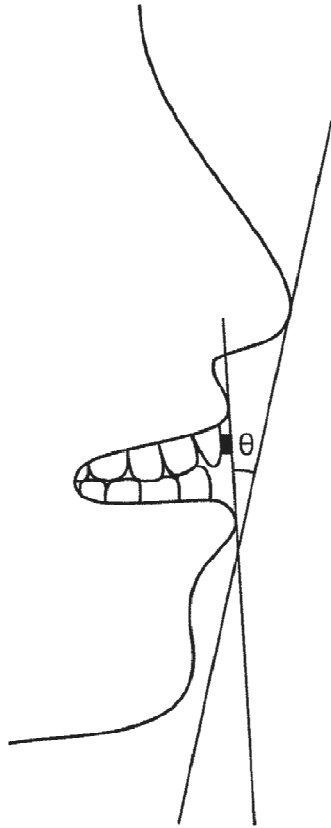


FIG. 7

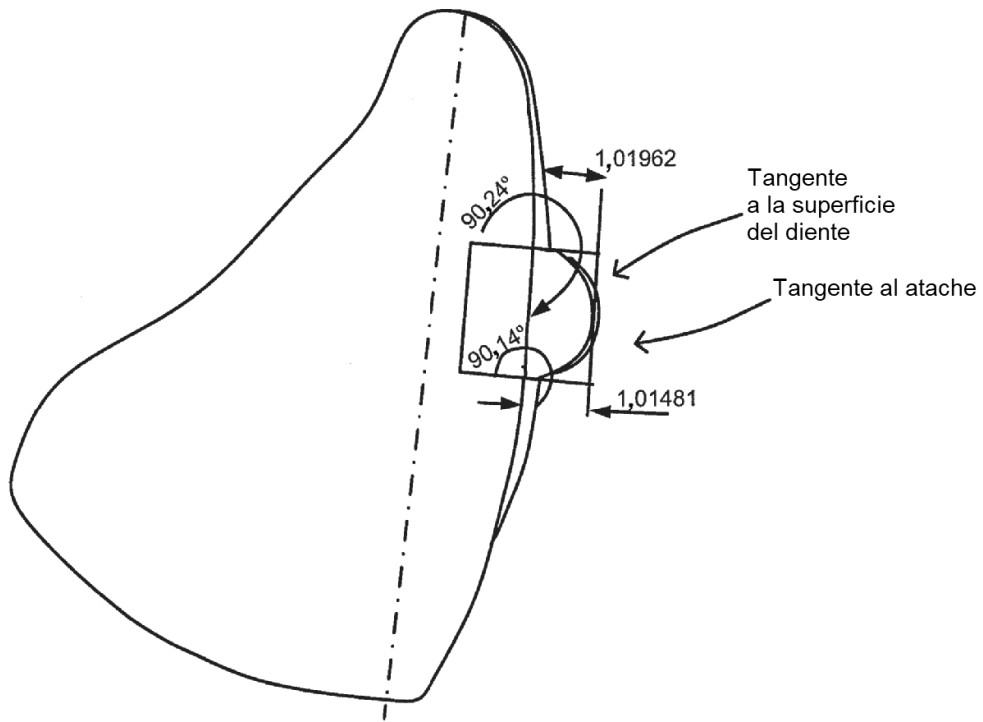


FIG. 8

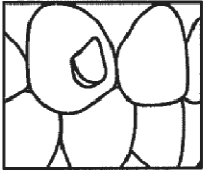


FIG. 9A

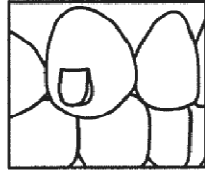


FIG. 9B

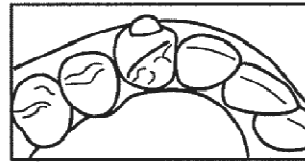


FIG. 9C

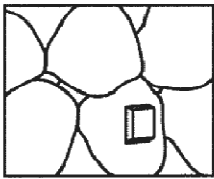


FIG. 9D

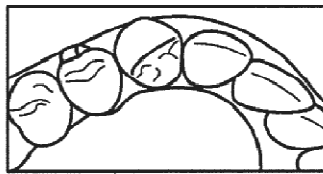


FIG. 9E

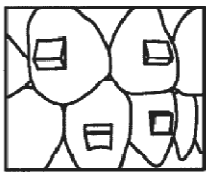


FIG. 9F

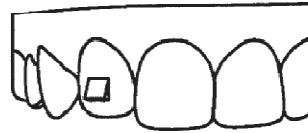


FIG. 9G

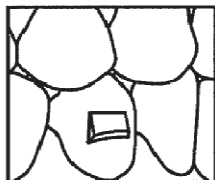


FIG. 9H

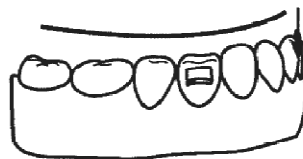


FIG. 9I



FIG. 9J

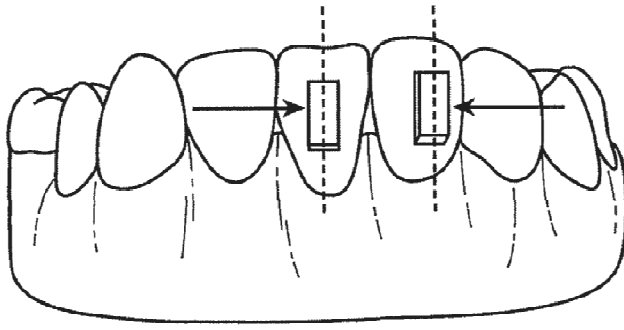


FIG. 9K

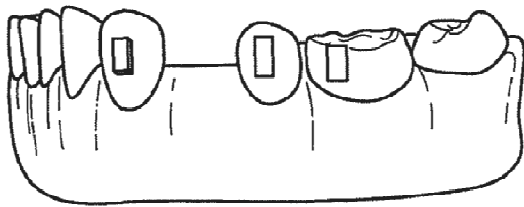


FIG. 9L

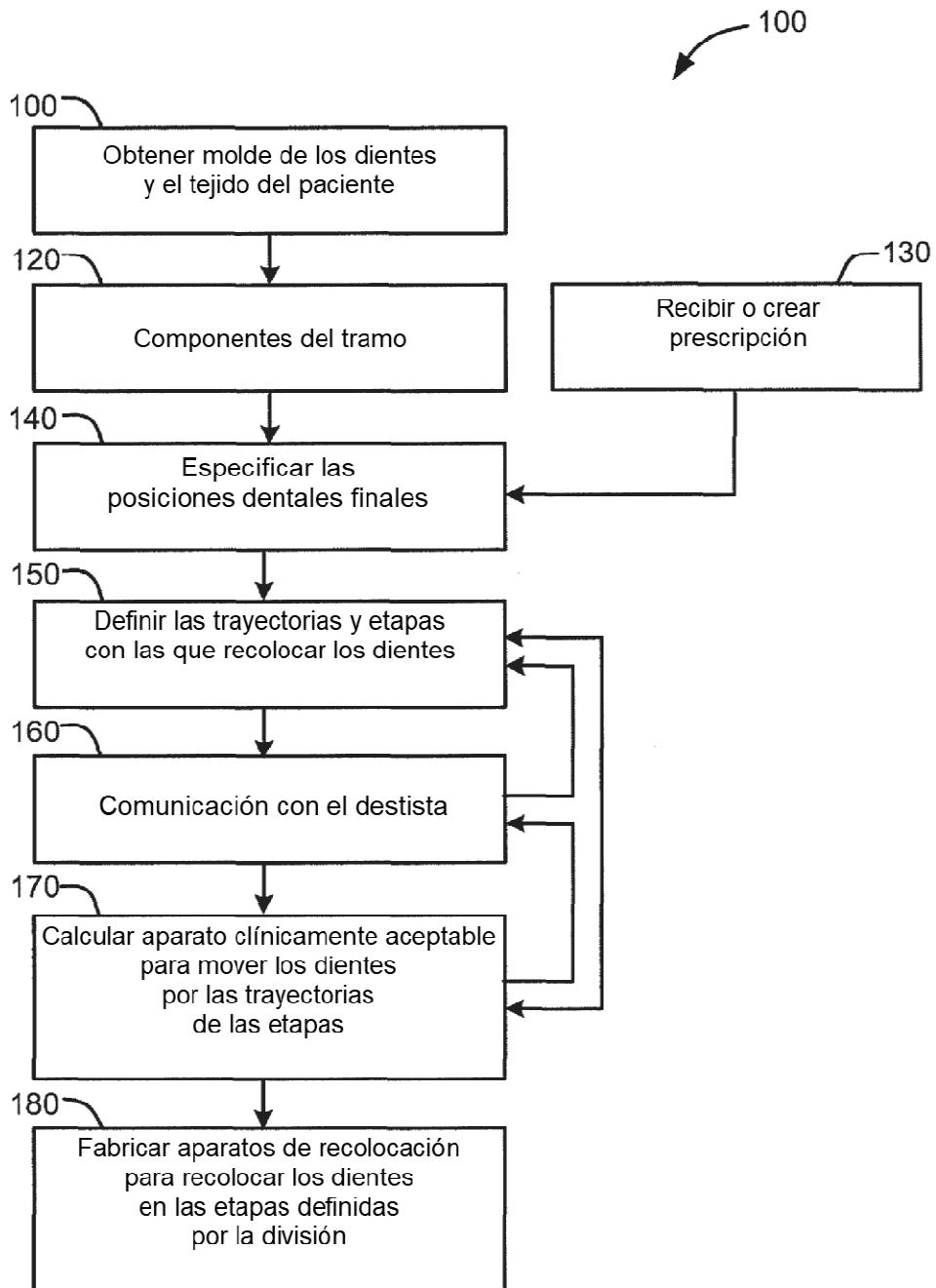


FIG. 10A

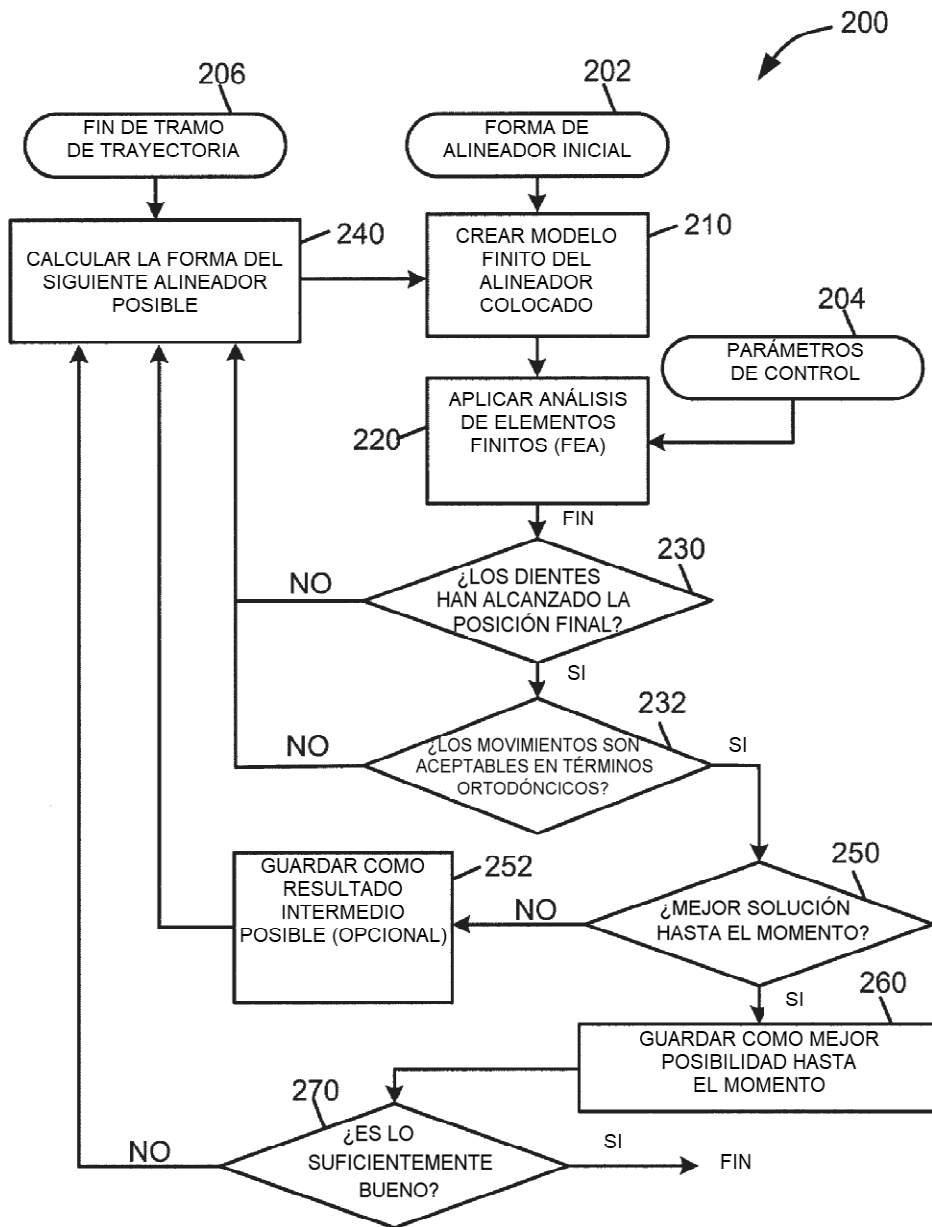


FIG. 10B

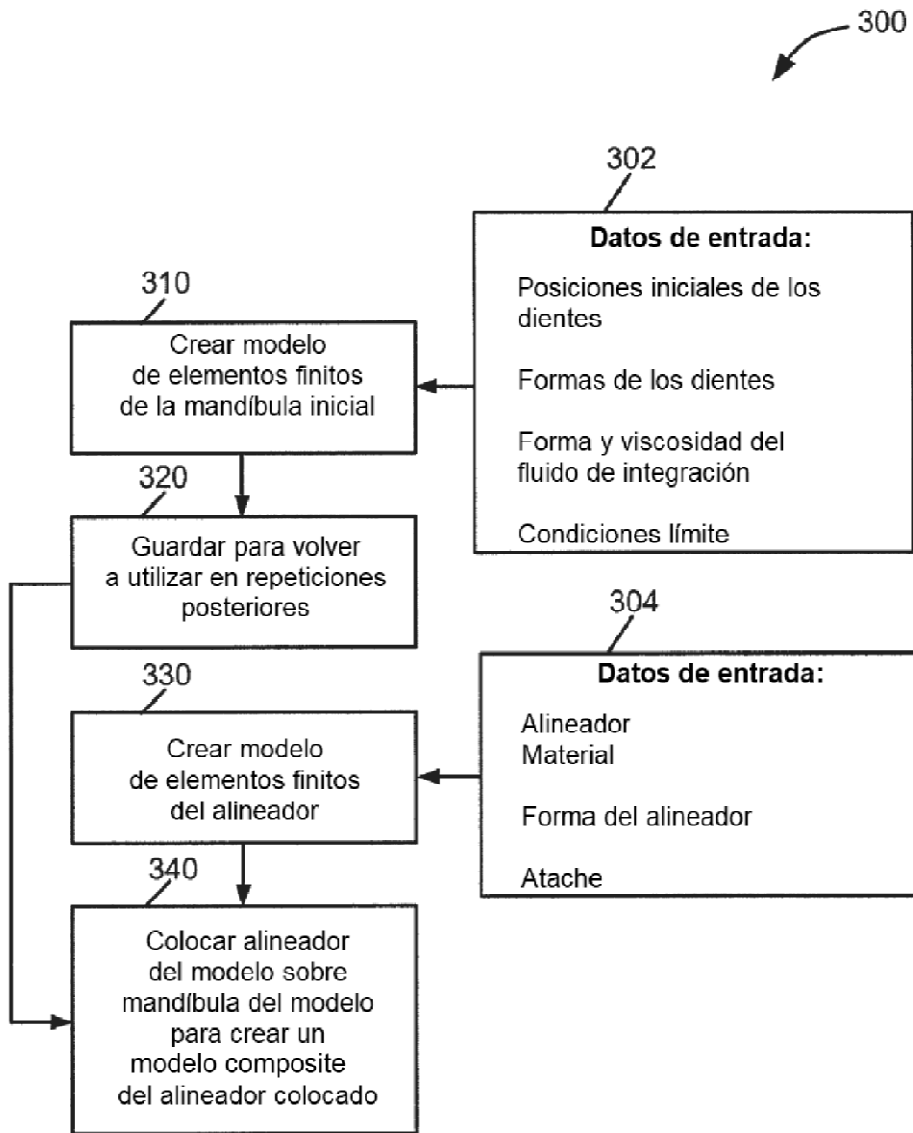


FIG. 11

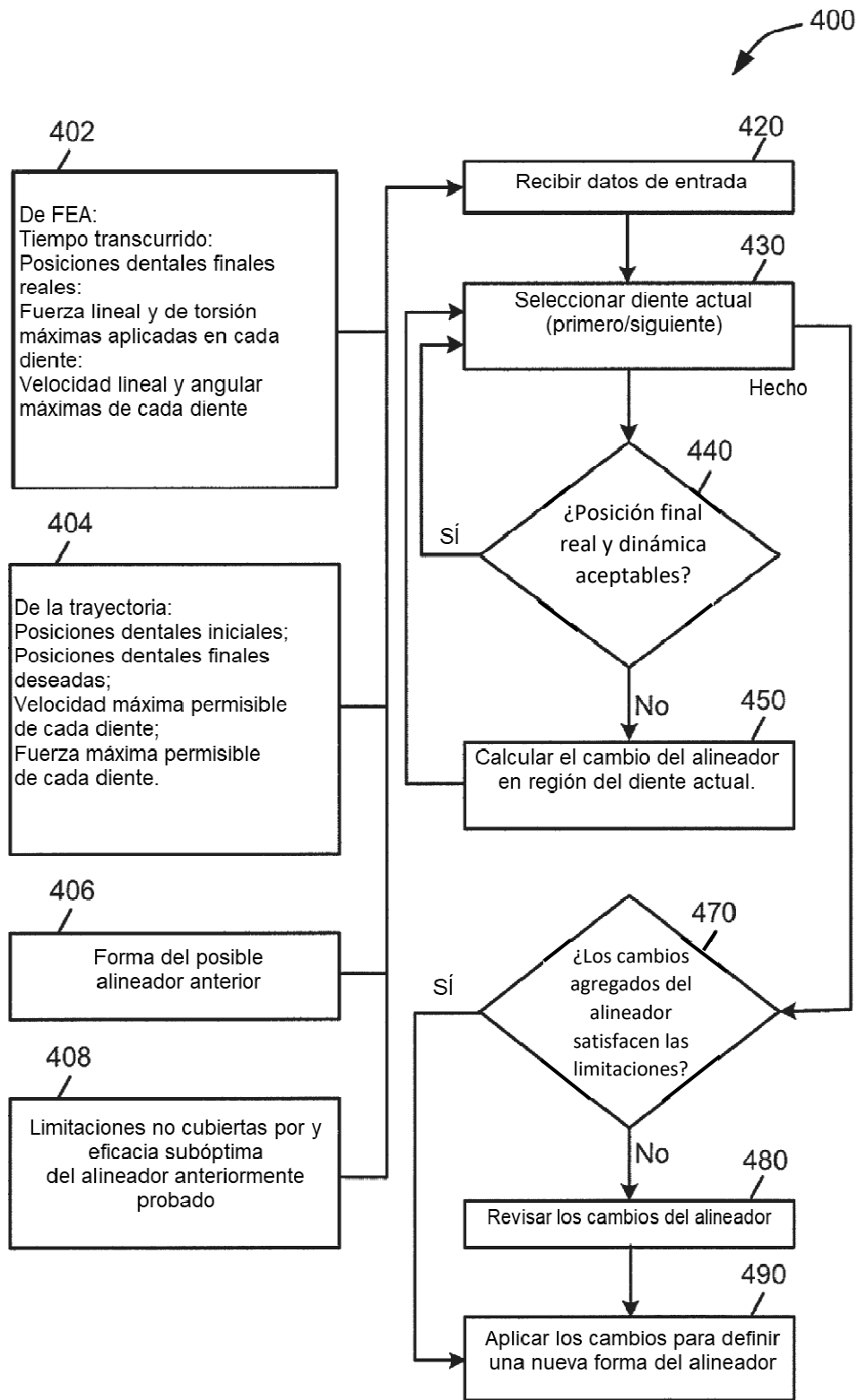


FIG. 12

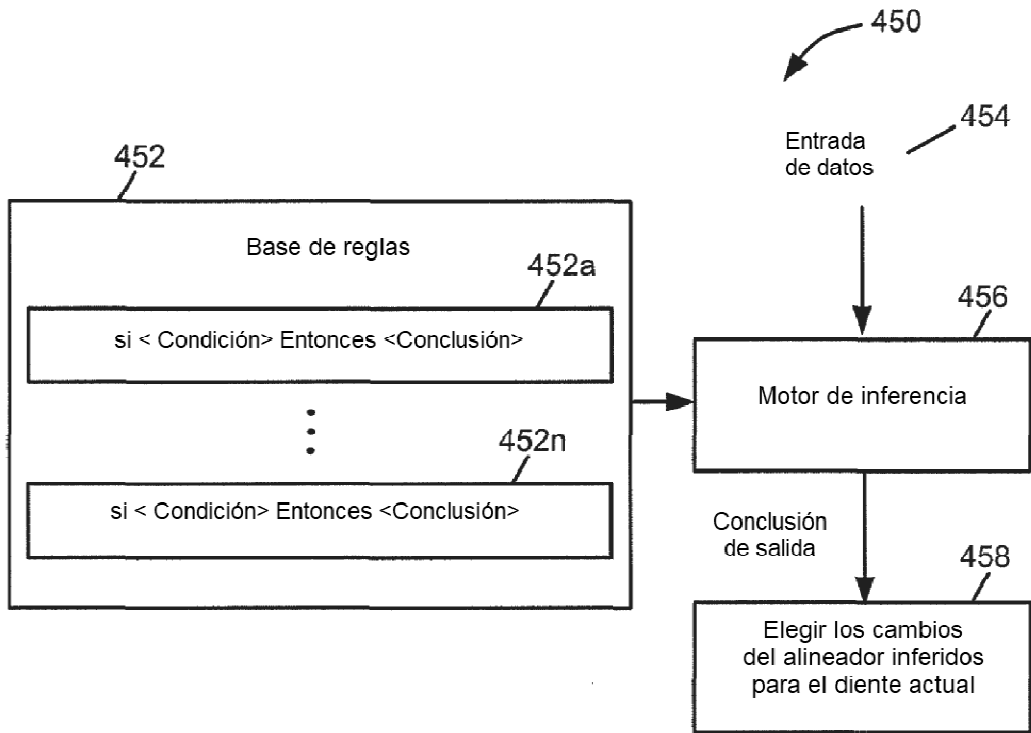


FIG. 13A

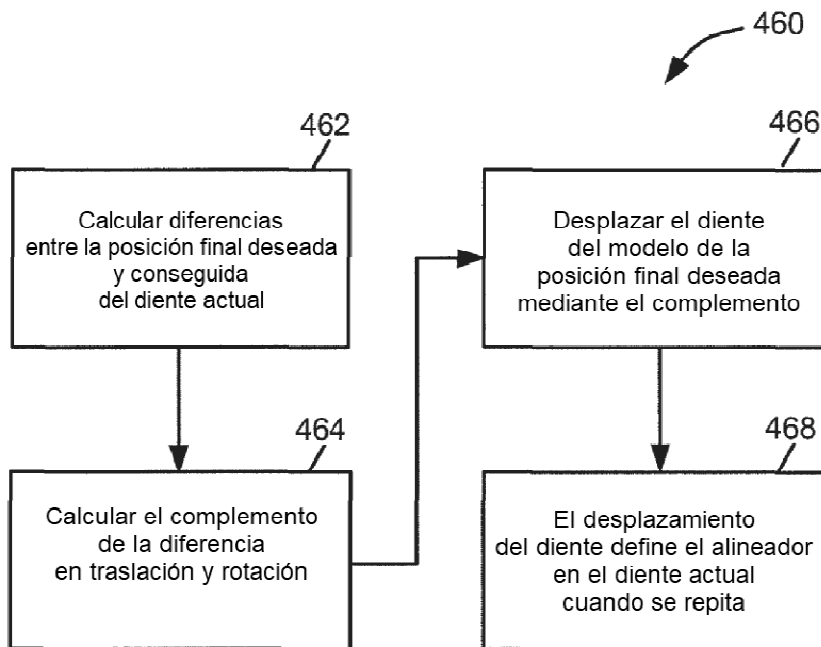


FIG. 13B

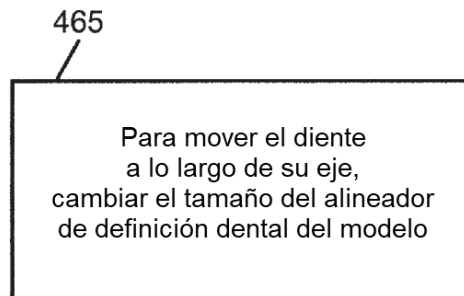


FIG. 13C

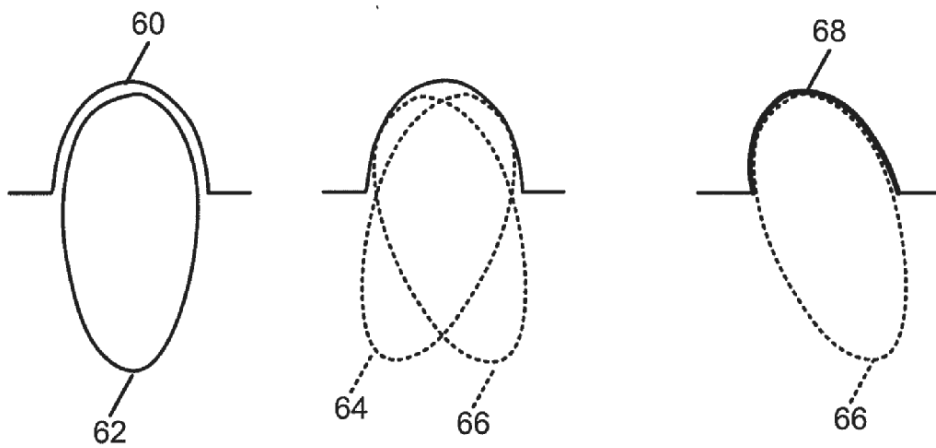


FIG. 13D

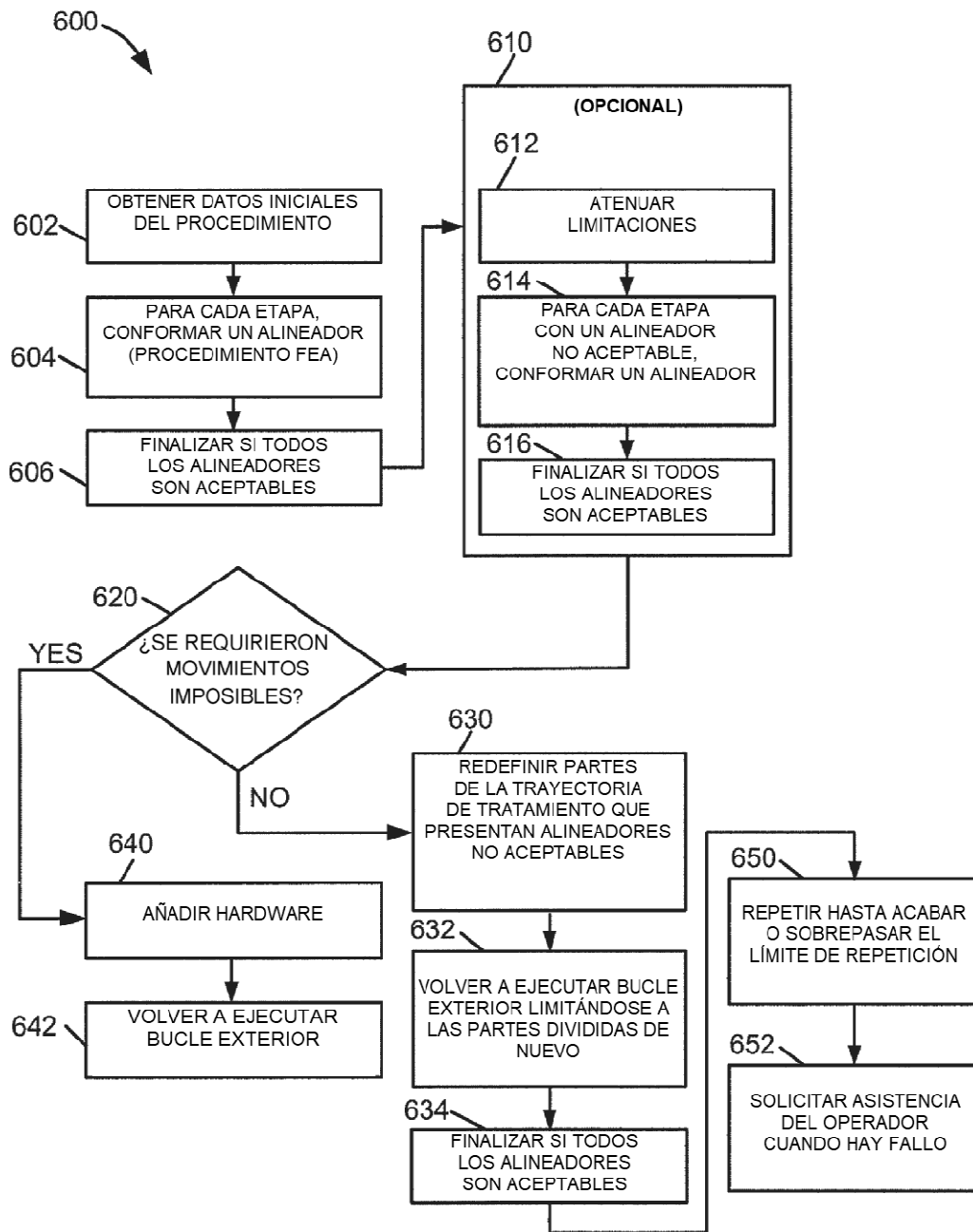


FIG. 14

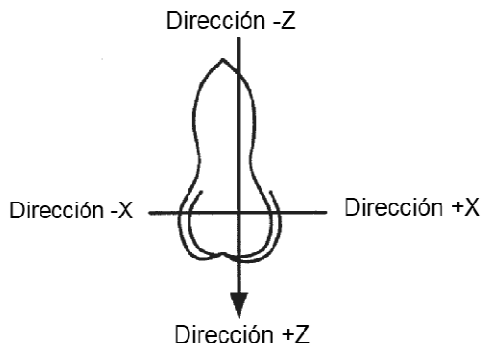


FIG. 15A

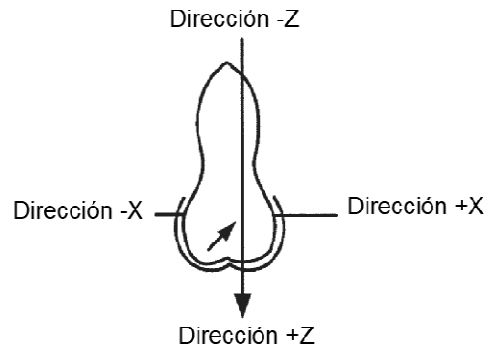


FIG. 15B

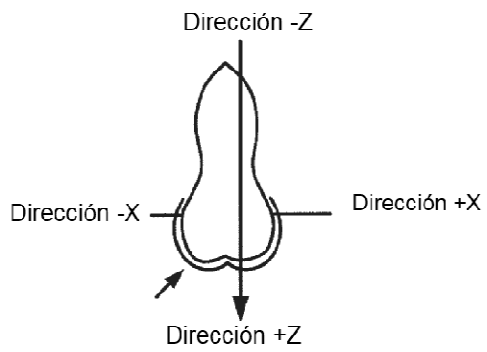


FIG. 15C

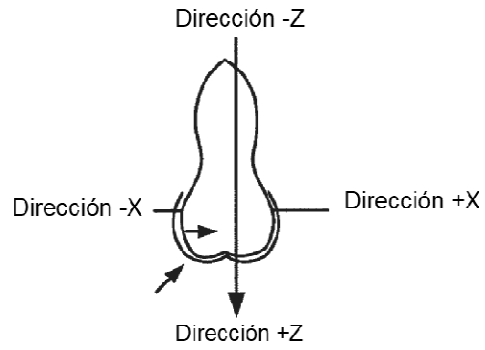


FIG. 15D

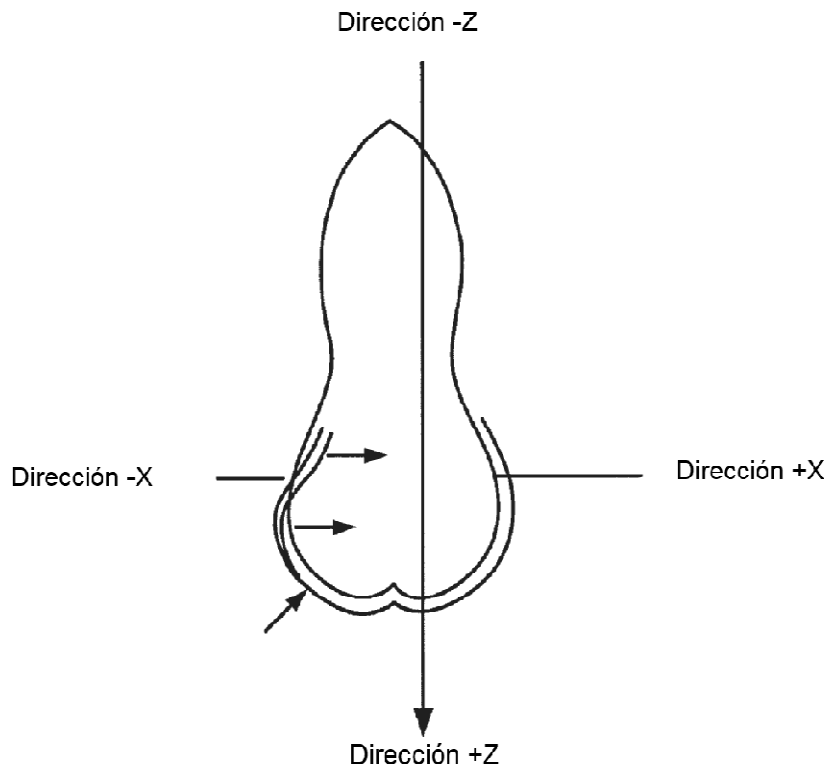


FIG. 16

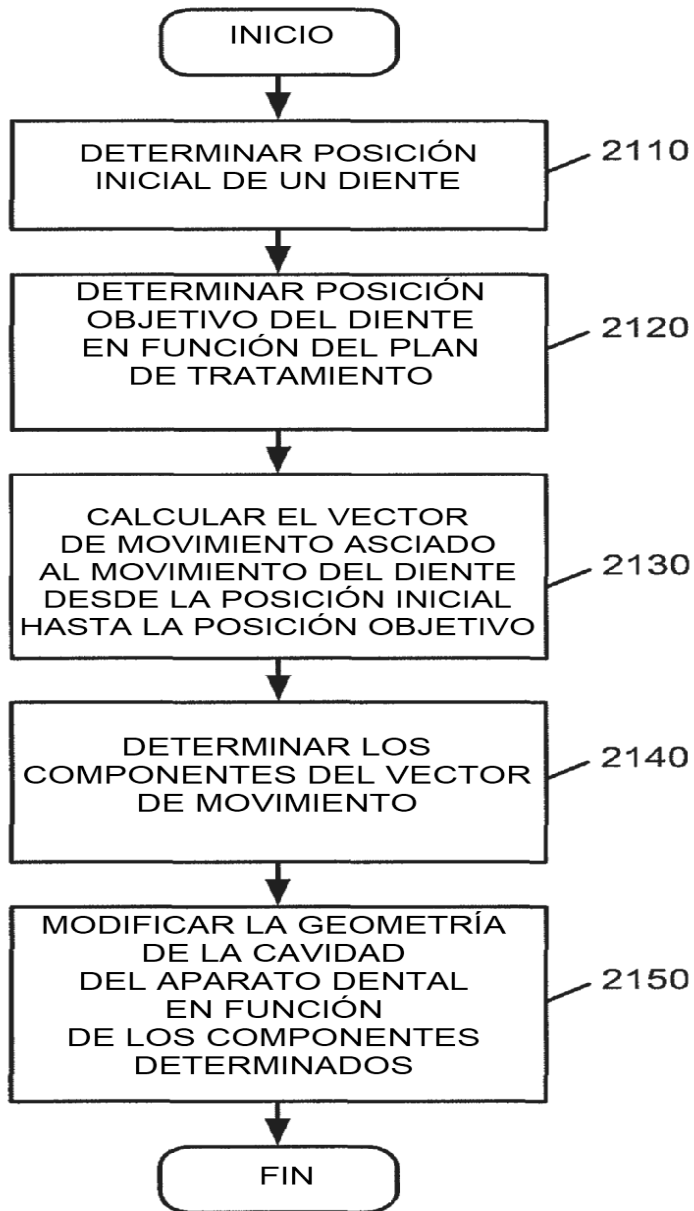


FIG. 17

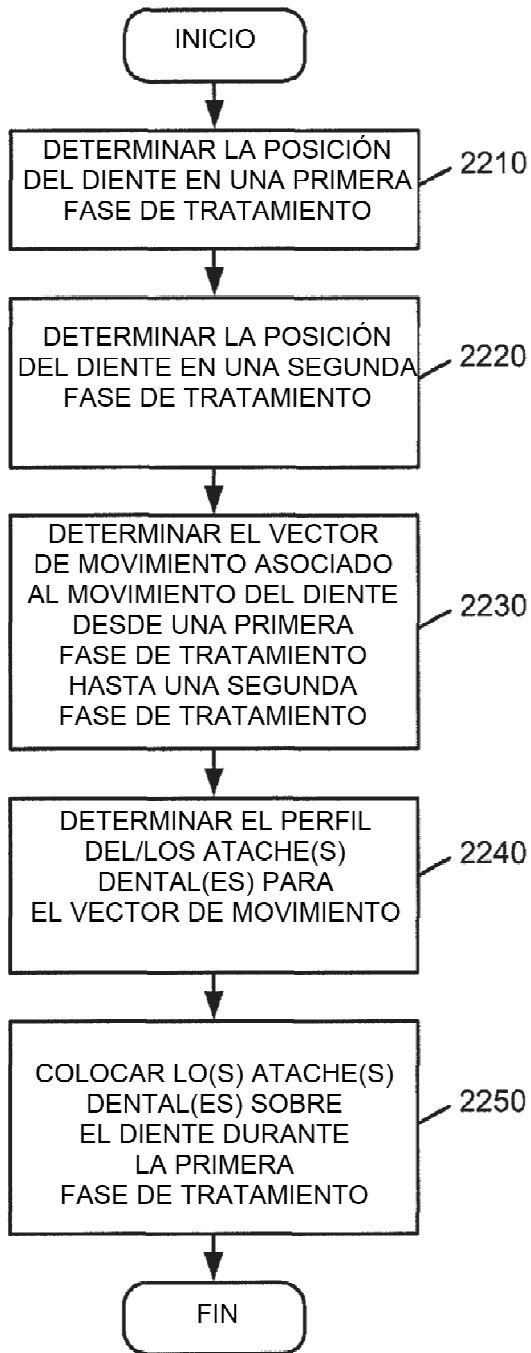


FIG. 18

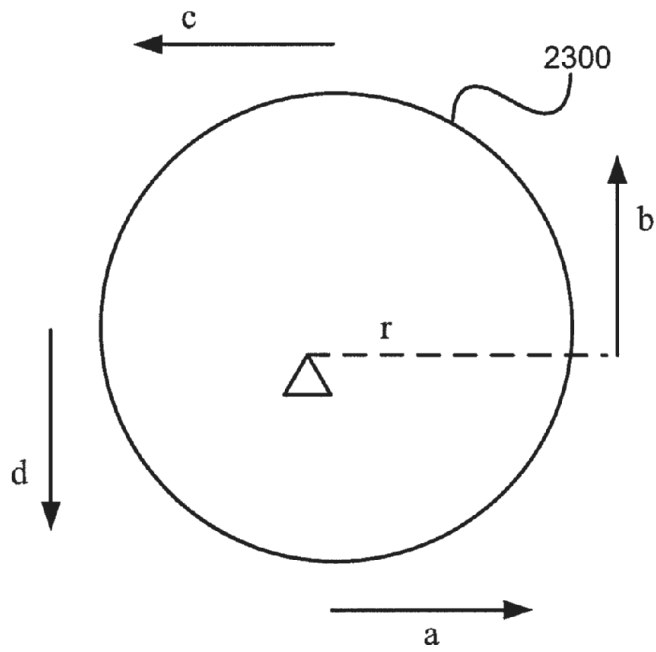


FIG. 19

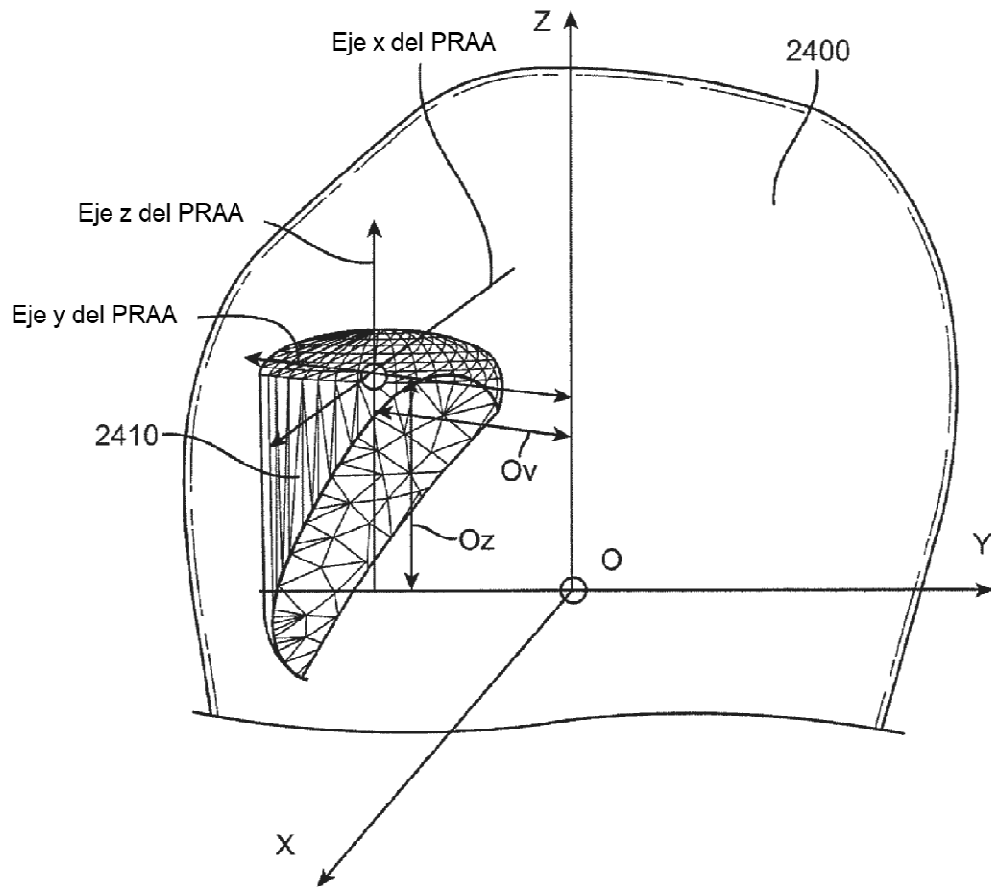


FIG. 20

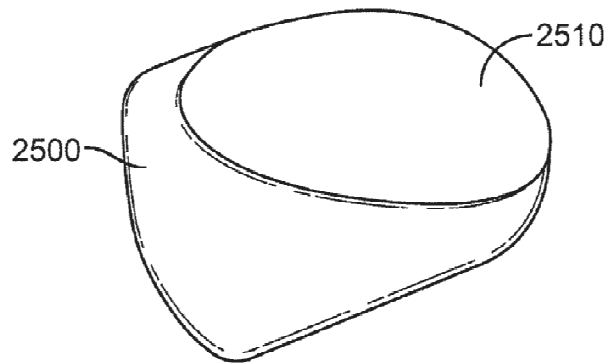
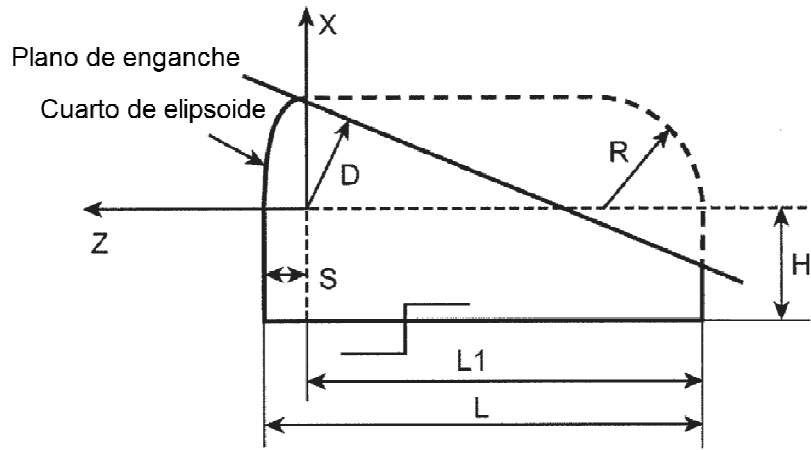


FIG. 21

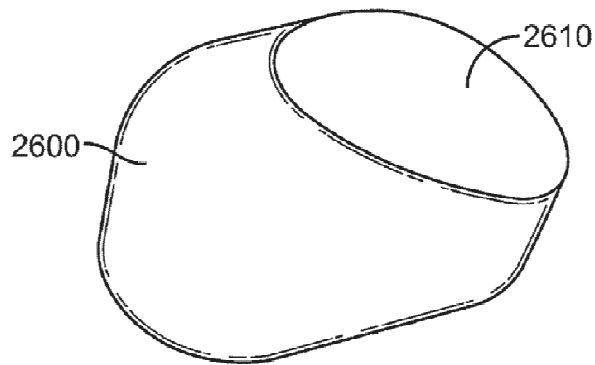
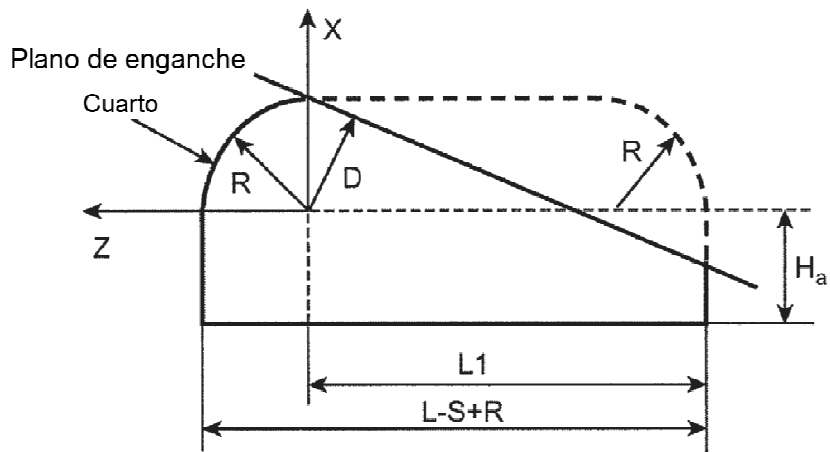


FIG. 22

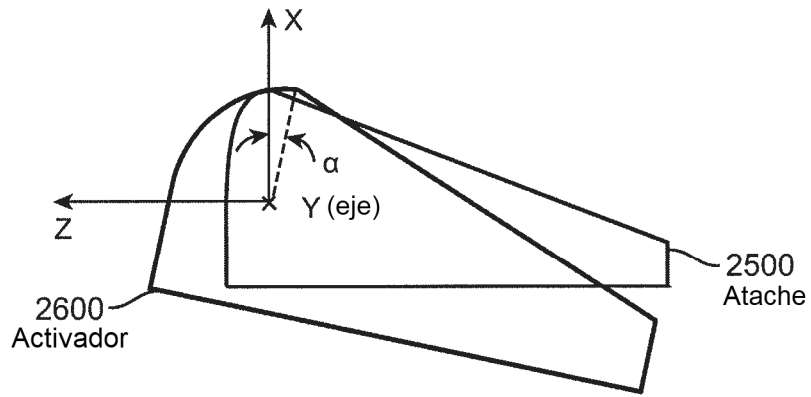


FIG. 23

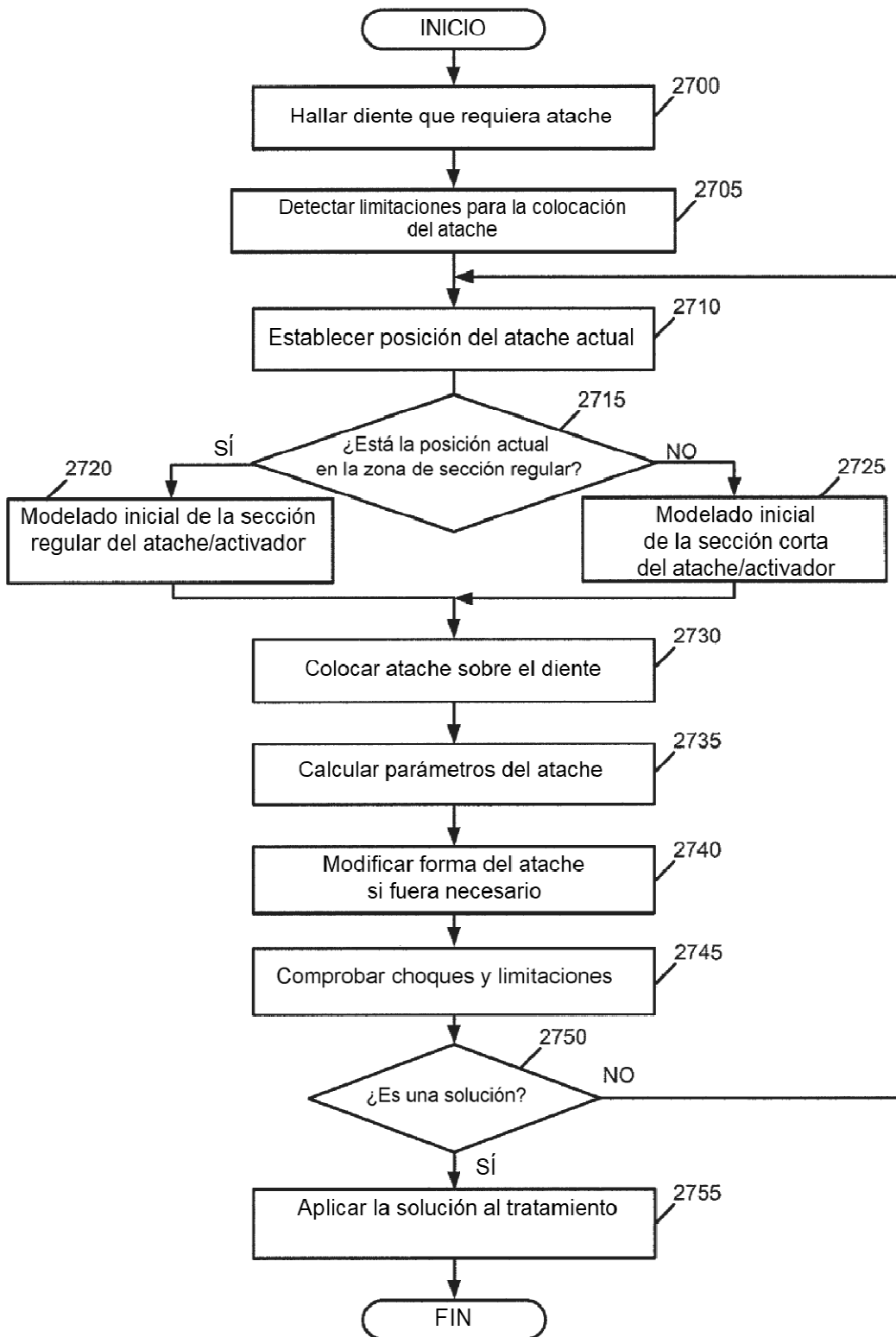


FIG. 24

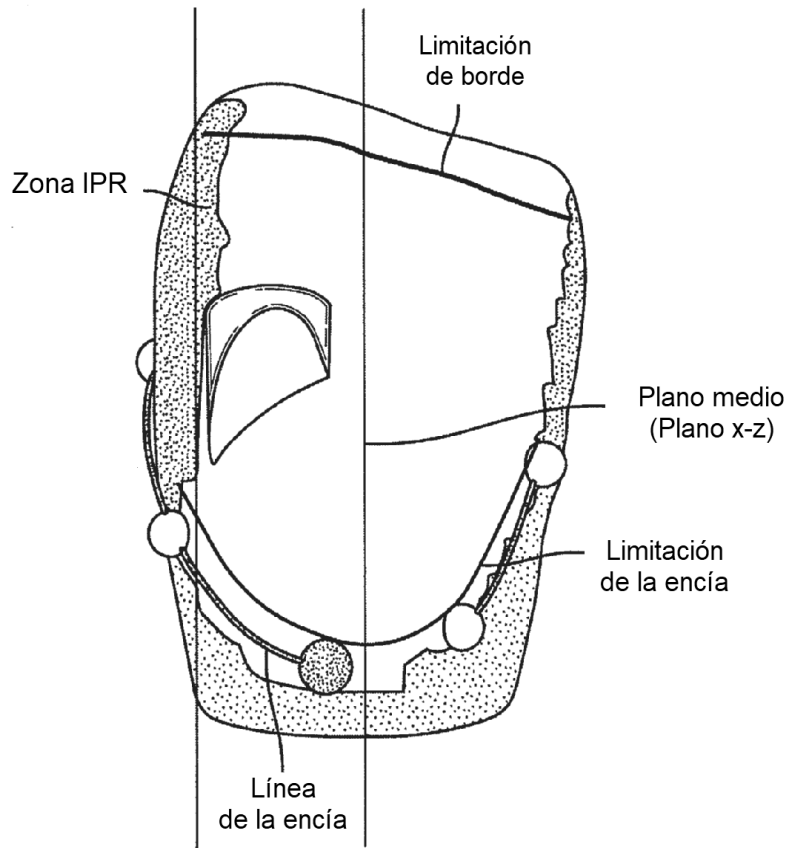


FIG. 25

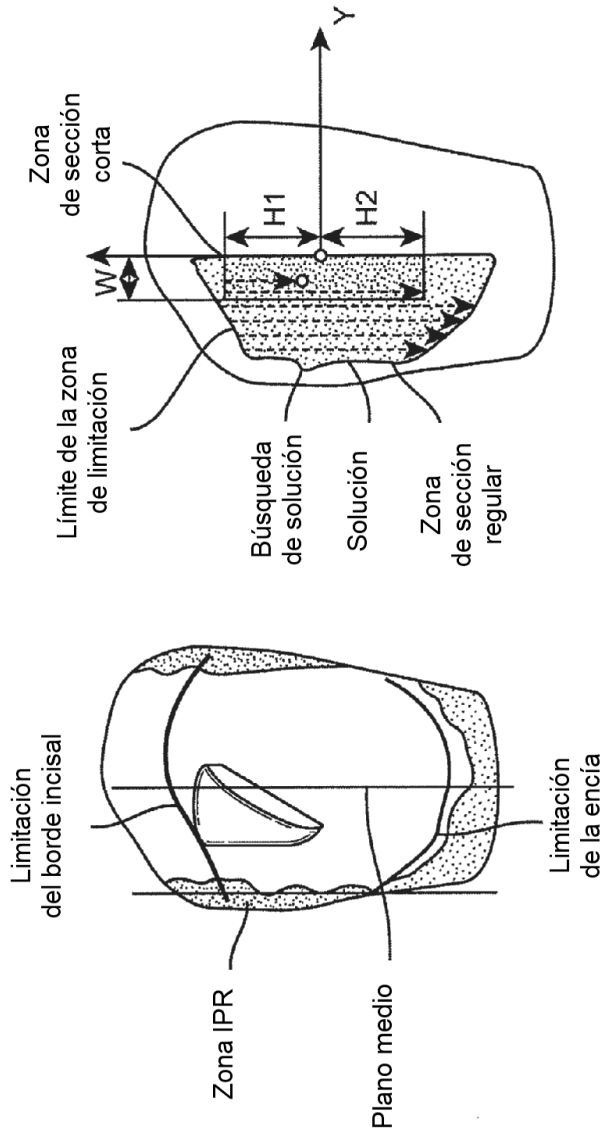


FIG. 26

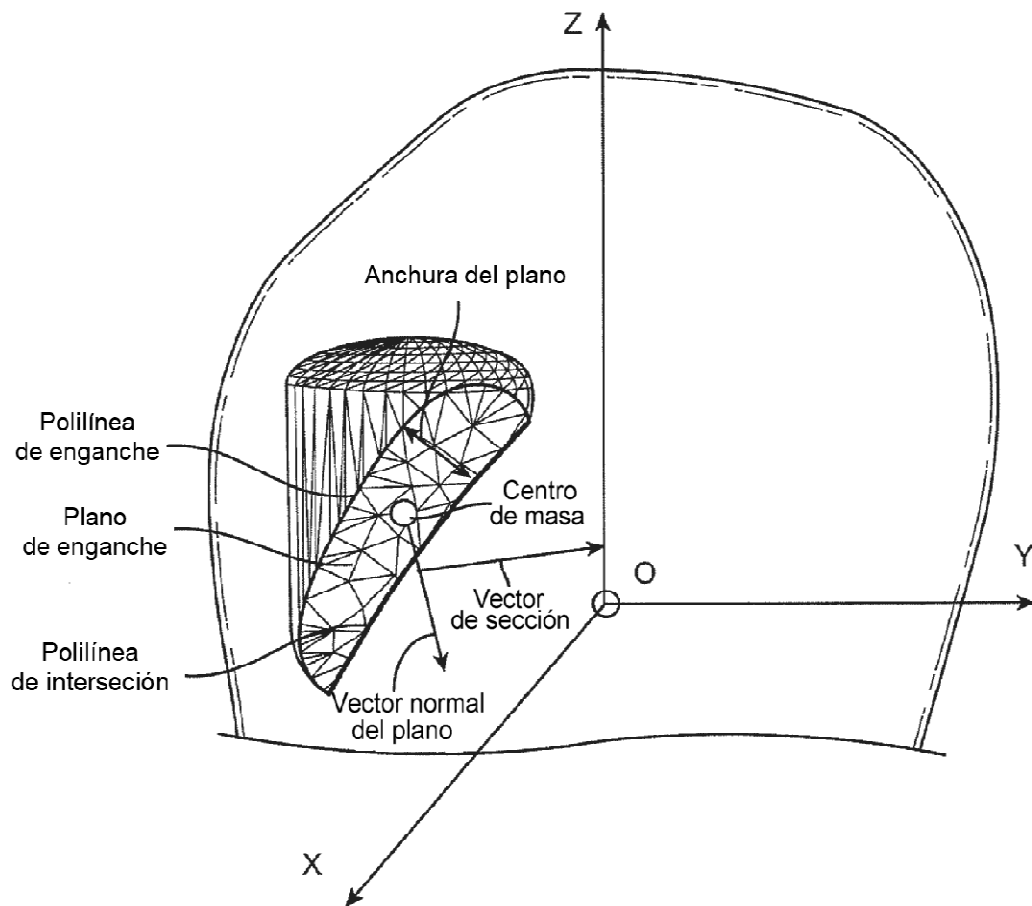


FIG. 27

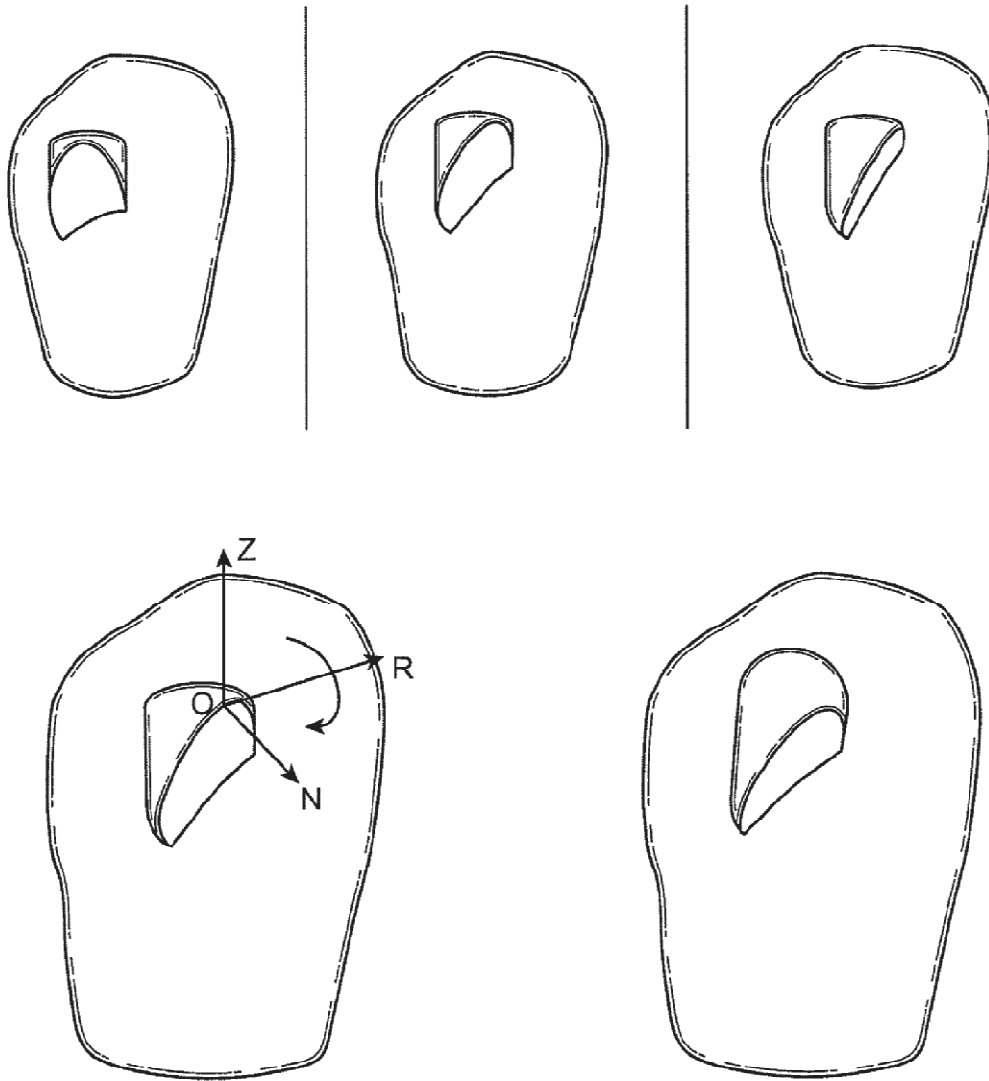


FIG. 28

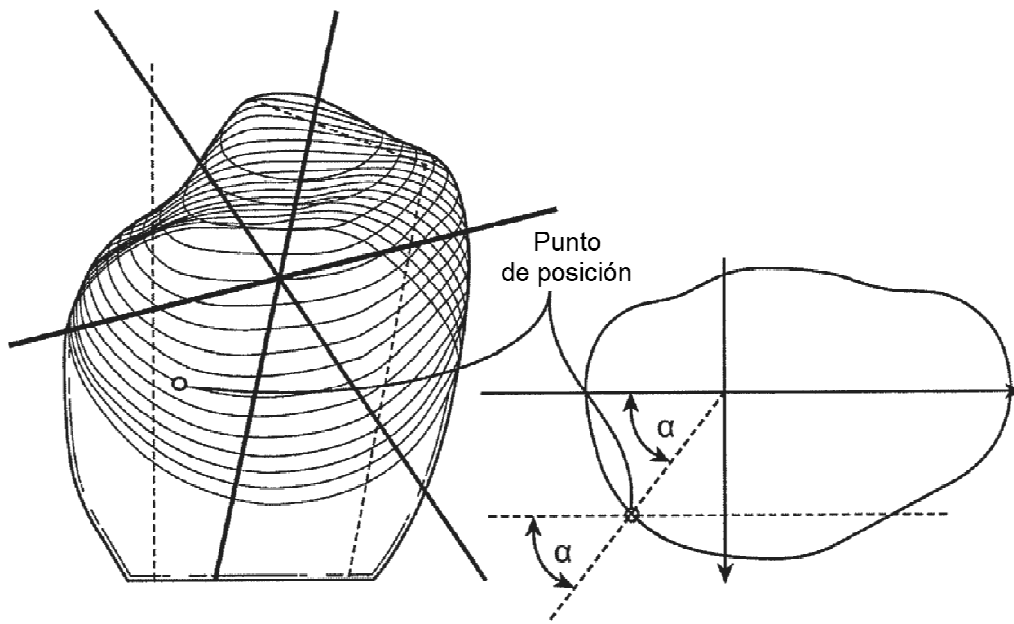


FIG. 29