

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 369 602**

51 Int. Cl.:
A61C 7/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08864009 .9**

96 Fecha de presentación: **22.12.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2240114**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.10.2010**

54 Título: **SISTEMA Y PROCEDIMIENTO DE MOVIMIENTO DENTAL.**

30 Prioridad:
21.12.2007 GB 0724992

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
02.12.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
02.12.2011

73 Titular/es:
**MATERIALISE DENTAL N.V.
TECNOLOGIELAAN 15
3001 LEUVEN, BE**

72 Inventor/es:
**PATTIJN, Veerle;
VAN ROIE, Bert y
VAN LIERDE, Carl**

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 369 602 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema y procedimiento de movimiento dental

Campo de la invención

5 La invención está relacionada con el campo de la odontología, más particularmente, la ortodoncia. La tecnología de imagen digital tridimensional (CT, μ CT, exploración óptica, etc.) es usada cada vez más frecuente por el dentista para analizar la dentición del paciente y para determinar el plan de tratamiento ortodóncico y simular la intervención con antelación. La presente invención describe el uso de técnicas de imagen en 3D y tecnología informática para simular y predecir el movimiento dental como una función del tratamiento elegido, es decir, un aparato de ortodoncia específico. De esta manera, las opciones de tratamiento pueden ser comparadas y puede seleccionarse el tratamiento más óptimo (el tiempo de tratamiento más corto, las menores fuerzas, etc.) para cada paciente individual.

Antecedentes de la invención

15 Un tratamiento ortodóncico se caracteriza por la aplicación de fuerzas a dientes individuales con la intención de moverlos a una posición deseada. Para inducir eficientemente el movimiento dental, las fuerzas aplicadas sobre los dientes deben estar dentro de cierto intervalo: unas fuerzas demasiado altas resultan en un movimiento dental lento, inexistente o doloroso, mientras que unas fuerzas demasiado bajas resultan en un movimiento dental lento o inexistente. De esta manera, los aparatos de ortodoncia de quita y pon o fijos deberían inducir fuerzas sobre los dientes dentro del intervalo deseado.

20 Para aplicar fuerzas sobre los dientes usando aparatos fijos, es decir, bandas de ortodoncia o brackets y arcos de alambre, se usan, generalmente, dos procedimientos: o bien la técnica arco de canto ("Edgewise") estándar o bien la técnica de arco recto ("Straight-wire").

La técnica arco de canto estándar usa brackets con sus ranuras formando ángulos rectos con respecto al eje dental y las curvas realizadas en el arco de alambre. El tipo de curvas (curvas de 1er, 2º, 3er orden) determina las fuerzas aplicadas a los dientes y el movimiento dental resultante.

25 La técnica de arco recto usa brackets completamente programados (espesores de base variables y angulación mesio-distal y/o inclinación bucolingual de la ranura en relación a la base, variables) diferentes para cada diente individual y un arco de alambre "recto". Las fuerzas son inducidas por medio de la deformación del alambre (con respecto a su forma inicial sin carga) aplicada para posicionarlo y mantenerlo dentro de los brackets fijos en los dientes del paciente. Si las fuerzas inducidas están dentro del intervalo deseado, el diente se moverá. A medida que el diente se mueve, la deformación del alambre se reduce y las fuerzas aplicadas sobre los dientes disminuyen. Una vez que la fuerza se reduce por debajo del valor umbral para la inducción del movimiento dental, el movimiento dental se detendrá. Por lo tanto, durante el tratamiento, se usan cables diferentes, que tienen una rigidez diferente (la cual viene determinada por la sección transversal y las propiedades del material [el módulo de Young] del alambre). Típicamente, al inicio del tratamiento ortodóncico, el cable tendrá una rigidez baja, permitiendo altas deformaciones del alambre sin inducir fuerzas demasiado altas sobre los dientes. Los alambres exitosos en el tratamiento ortodóncico tendrán siempre una rigidez mayor, ya que las fuerzas dentro del intervalo especificado para el movimiento dental deben ser inducidas a deformaciones cada vez menores.

40 Ambos tipos de tratamientos ortodóncicos están caracterizados por reuniones periódicas (cada cuatro a ocho semanas) del paciente con el dentista/ortodoncista, durante las cuales se verifican los movimientos dentales inducidos y se ajusta el tratamiento, si es necesario. Esto significa que los brackets pueden necesitar un reposicionamiento y puede que los arcos de alambre tengan que ser cambiados. Típicamente, el tratamiento total dura entre un año y medio y dos años, pero el tiempo de tratamiento final no puede predecirse de antemano, con exactitud. Por lo tanto, sería deseable poder simular las opciones de tratamiento por adelantado y estimar el tiempo total de tratamiento con el fin de determinar el tratamiento óptimo.

45 Más recientemente, la digitalización y la planificación en 3D por ordenador han sido introducidas en la práctica ortodóncica. Los modelos en yeso tradicionales de la dentición del paciente son remplazados por una representación superficial digital de la dentición del paciente, visualizada con un software dedicado. Típicamente, estas aplicaciones de software permiten también realizar mediciones dentales (anchura mesio-distal, anchura vestíbulo-lingual, altura de los dientes, contactos interproximales, etc.) y análisis ortodóncicos (simetría, Bolton, Korkhaus, contactos oclusales, etc.). Aplicaciones de software más avanzadas permiten una segmentación y un reposicionamiento adicional de los dientes individuales, posicionamiento de brackets virtuales, etc.

50 Es conocido un procedimiento de entrenamiento y planificación de tratamiento en ortodoncia, que proporciona una predicción visual de la posición final de los dientes y los cambios en la forma que experimentan los arcos dentales (Rodrigues et al: "An interactive simulation system for training and treatment planning in orthodontics" Computer and

Graphics, Elsevier, GB, Vol. 31, No. 5, 1 Octubre 2007, páginas 266 - 697, ISSN: 0097-8493). El procedimiento simula los movimientos dentales en 3D en el tiempo con respecto a un marco cartesiano fijo situado en la mitad del arco de alambre dental. Está diseñado para desplazar y rotar los dientes interactivamente para obtener la oclusión dental correcta, en base a las mediciones y el sistema de fuerzas definido por el usuario en el panel de interfaz. Cualquier diente puede ser
 5 seleccionado a través del panel de interfaz de usuario para aplicar cargas. Usando la posición actual y siguiente de los dientes en el arco de alambre dental, así como el sistema de fuerzas establecido por el usuario, el procedimiento calcula automáticamente las nuevas posiciones de los dientes que encajan mejor con la geometría del arco de alambre dental del paciente virtual a través de interpolaciones lineales, durante la evolución del tratamiento ortodóncico.

La solicitud de patente WO 03/026527 A1 divulga un procedimiento en el que se determina un tratamiento ortodóncico efectivo almacenando un modelo de la posición original de los dientes de un paciente. A continuación, los dientes del
 10 paciente son visualizados según el modelo de la posición original, y los aparatos son seleccionados según un tratamiento ortodóncico propuesto. También se almacena un modelo de la posición final de los dientes del paciente, y los aparatos seleccionados son visualizados según el modelo de la posición final. Se realiza un análisis de elementos finitos en base al tratamiento ortodóncico propuesto y a un movimiento dental del paciente desde la posición final a la posición original, con el fin de determinar las tensiones, deformaciones, fuerzas y/o pares de torsión sobre los aparatos y sobre los huesos y los
 15 dientes del paciente. Si las tensiones, deformaciones, fuerzas y/o pares de torsión no están optimizados, se propone un nuevo tratamiento ortodóncico y se repite el procedimiento.

La solicitud de patente US 6.736.638 B1 divulga un procedimiento y un aparato para la optimización del receptáculo de arco de alambre, que incluye un procedimiento que empieza obteniendo un modelo digital de una estructura ortodóncica de un paciente ortodóncico. A continuación, el procedimiento continúa recuperando un modelo digital de un receptáculo
 20 inicial de arco de alambre inicial que ha sido seleccionado de entre una pluralidad de modelos digitales de receptáculos de arco de alambre. A continuación, el procedimiento continúa colocando digitalmente el modelo digital del receptáculo de arco de alambre inicial sobre un diente determinado del modelo digital de la estructura ortodóncica para proporcionar una colocación del receptáculo de arco de alambre digital. A continuación, el procedimiento continúa recuperando un modelo
 25 digital de un arco de alambre. Para el diente en concreto, el procedimiento continúa modelando digitalmente un sistema de fuerzas sobre el diente en base al modelo digital del receptáculo de arco de alambre inicial, la colocación del receptáculo de arco de alambre digital, y el modelo digital del arco de alambre. Una vez realizado esto, cuando el sistema de fuerzas no es óptimo, el sistema de fuerzas es modificado para conseguir un sistema de fuerzas óptimo.

La solicitud de patente US 2005/0079468 A1 describe un procedimiento para dividir una ruta de tratamiento ortodóncico (desde la posición inicial del diente a la posición deseada del diente) en sub-etapas clínicamente apropiadas para repositionar los dientes de un paciente. Se realiza un modelo digital de elementos finitos de los dientes del paciente y del tejido bucal relacionado y de la forma y el material de cada uno de una secuencia de aparatos para calcular el efecto real de los aparatos diseñados sobre el movimiento dental. Los movimientos dentales resultantes son verificados contra limitaciones clínicas y, si es necesario, se adaptan los aparatos y las sub-etapas. Finalmente, se fabrican todos los
 30 aparatos necesarios para el tratamiento ortodóncico (reposición de los dientes en etapas según se ha definido y verificado durante los cálculos de elementos finitos).
 35

Resumen de la invención

Un objeto de la presente invención es analizar la dentición de un paciente y determinar un plan de tratamiento ortodóncico mediante la simulación de una intervención por adelantado. La presente invención describe el uso de técnicas de imagen en 3D y tecnología informática para simular y predecir el movimiento dental como una función del tratamiento elegido, es decir, un aparato de ortodoncia específico. De esta manera, las opciones de tratamiento pueden ser comparadas y puede seleccionarse el tratamiento más óptimo (tiempo de tratamiento más corto, menores fuerzas, etc.) para cada paciente individual.
 40

La presente invención difiere de la técnica indicada anteriormente en el sentido de que las sub-etapas del movimiento dental no están predefinidas, sino calculadas en base a una simulación de los brackets y cables, según se usarían en el tratamiento ortodóncico del paciente. Esto significa que las sub-etapas son calculadas en base a la relación entre las cargas aplicadas y el movimiento dental; sólo uno de los dos parámetros puede ser elegido libremente. De esta manera, o la carga sobre el diente es especificada y aplicada con el fin de calcular el movimiento dental resultante o viceversa, se especifica y aplica el movimiento dental con el fin de calcular la carga que debería aplicarse sobre el diente. Además, la presente invención permite predecir el momento en que deberían cambiarse los brackets y/o el arco de alambre, y comparar diferentes opciones de tratamiento con respecto a la carga dental y la duración.
 45
 50

La presente invención proporciona sistemas, procedimientos y software según se definen en las reivindicaciones adjuntas y se explica en la descripción adjunta con referencia a los dibujos.

Breve descripción de los dibujos

Las realizaciones de la invención se describirán, solo a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Figura. 1 muestra un bracket aplicado a un diente, tal como se muestra en la Fig. 1 del documento US2003/0224317.

Las Figuras. 2a y b son representaciones esquemáticas de a) una representación de elementos finitos de un PLD, b) una representación de elementos finitos de un conjunto diente y hueso.

5 La Figura. 3 es un diagrama de flujo de una realización de la presente invención.

La Figura. 4 es una representación esquemática de un sistema informático que puede ser usado con la presente invención.

Descripción de las realizaciones preferentes

10 La presente invención se describirá con respecto a realizaciones particulares y con referencia a ciertos dibujos, pero la invención no está limitada por los mismos, sino sólo por las reivindicaciones.

En la descripción proporcionada en la presente memoria, se exponen numerosos detalles específicos. Sin embargo, se entiende que las realizaciones de la invención puedan ser practicadas sin estos detalles específicos. En otros casos, procedimientos, estructuras y técnicas bien conocidos, no se han mostrado en detalle con el fin de no obstruir la comprensión de esta descripción.

15 La presente invención proporciona un procedimiento y un sistema basado en ordenador para optimizar un tratamiento ortodóncico o comparar diferentes tratamientos ortodóncicos, usando como entrada las posiciones inicial y deseada (planificada) de los dientes. Los parámetros a optimizar o los parámetros comparados son el tiempo de tratamiento o las cargas aplicadas sobre el diente.

20 La Figura. 1 muestra un elemento ortodóncico, tal como un bracket, aplicado a un diente al cual se fija un arco de alambre, tal como se conoce a partir del documento US2003/0224317. Los elementos de ortodoncia, tales como brackets, son pegados, típicamente, a las caras linguales, no visibles, de los dientes. La solicitud de patente US2003/0224317 A1 expone que su objetivo es reducir el tiempo de trabajo para el ortodontista y el tiempo de tratamiento para el paciente, proporcionando las características de tratamiento ortodóncico personalizado diseñado de una manera que sirva a los objetivos de los aparatos personalizados, poniendo sus ventajas a disposición, al menos en un grado, de los pacientes, a un costo proporcionalmente menor. La presente invención se diferencia de la solicitud de patente indicada anteriormente, en el sentido de que en la presente invención puede realizarse una simulación de tiempo de un tratamiento ortodóncico seleccionado, es decir, el tiempo de tratamiento puede ser calculado, así como los puntos temporales en los que el arco de alambre debe ser cambiado para asegurar que las cargas sobre los dientes permanecen en el intervalo de inducción de movimiento dental. En la solicitud de patente indicada anteriormente, no se hace referencia a cómo la invención resultará en una reducción del tiempo de tratamiento y cuál será la magnitud de esta reducción. Las etapas siguientes describen, con más detalle, realizaciones de la presente invención. Un diagrama de flujo, que muestra el procedimiento 100, según una realización de la presente invención, se muestra en la Fig. 3.

1) Adquisición de información relacionada con la dentición actual del paciente (etapa 101 de la FIG. 3).

35 Primero, la dentición del paciente es digitalizada directa o indirectamente. Por lo tanto hay disponibles diferentes técnicas de medición: exploración intra-oral (procedimiento directo), exploración μ TC de impresiones, μ CT o exploración óptica de los moldes de yeso extraídos de las impresiones, etc. El resultado de las técnicas de digitalización indicadas anteriormente es, en general (pero sin limitarse a), una nube de puntos o una descripción de malla triangulada de la dentición del paciente. En el primer caso existe software para convertir la nube de puntos en una descripción de la superficie (por ejemplo, malla triangulada). La primera etapa resultará en una descripción de la superficie de la dentición del paciente, conocida como molde digital.

Además de digitalizar las coronas de los dientes del paciente, puede obtenerse también información de la forma de las raíces de los dientes del paciente. Por lo tanto, pueden usarse técnicas de imagen médica que pueden generar imágenes 2D o volumétricas, tales como rayos X, exploración CT con haz cónico, exploración MRI. Estas técnicas de imagen resultan en imágenes en escala de grises de los huesos, los dientes y los tejidos circundantes.

45 En base a las imágenes de rayos X estándares (imágenes de proyección), las dimensiones 2D de las raíces pueden ser obtenidas y usadas para personalizar un modelo genérico de raíz de diente, que puede ser definido para cada tipo de diente. Con base a las imágenes MRI o CT, pueden obtenerse modelos 3D de la superficie de los dientes completos (corona y raíz) usando técnicas de segmentación de paquetes de software disponibles comercialmente (por ejemplo, SimPlant, Materialise Dental NV).

En una etapa siguiente, los modelos de la raíz son combinados con el molde digital, usando técnicas de registro y/o mutación ("Morphing").

2) Determinación de los dientes individuales y su tipo (etapa 102 de la Fig. 3).

5 En una segunda etapa, los dientes individuales son determinados a partir del molde digital. Por lo tanto, existen diferentes técnicas (manual, semi-automática o totalmente automática) y algunas se describen en la solicitud de patente WO 2007/009719 A1 (Method for (semi-) automatic dental implant planning). La solicitud de patente US No.7.063.532 B1 (Subdividing a digital dentition model) describe también las técnicas informáticas automatizadas para la subdivisión o la segmentación de un modelo digital de dentición en los modelos de componentes de dentición individuales, incluyendo coronas de diente, raíces de diente y regiones gingivales.

10 Una vez que los dientes individuales están disponibles como entidades separadas, se determina el tipo de cada diente, es decir, incisivo, canino, premolar o molar. Puede solicitarse al usuario que especifique los tipos de diente o pueden usarse procedimientos basados en el reconocimiento de características para una identificación automática del tipo de diente.

3) Identificación de los ejes dentales y punto de referencia (etapa 103 de la Fig. 3).

15 Una vez conocidos los dientes individuales y su tipo, los ejes dentales (eje largo, eje buco-lingual, eje mesio-distal) son determinados, así como un punto de referencia en la superficie del diente. Los ejes dentales permitirán determinar los valores de ángulo de inclinación y angulación para cada diente. En general, el punto EF (punto de eje facial, es decir, el punto en el eje facial que separa la mitad gingival de la corona de la mitad oclusal) es usado como punto de referencia, y se refiere al punto en el que se coloca el bracket. En el caso de posicionamiento de bracket lingual, se identificará otro punto como el punto de referencia en la superficie del diente.

20 4) Creación de la configuración de diente deseada (etapa 104 de la Fig. 3).

25 La configuración de diente deseada (incluyendo la posición y orientación de cada diente individual) puede ser obtenida creando una representación digital en 3D de la posición de dientes deseada, usando software de ordenador para repositionar los modelos digitales en 3D de los dientes individuales (manual, semi-automático o totalmente automático) o digitalizando un modelo físico que representa la nueva configuración de diente, realizada por un técnico dental. En este último caso, los dientes individuales deben ser determinados de nuevo como entidades separadas, usando las rutinas según se ha descrito en la etapa 2.

5) Selección del bracket y posicionamiento (etapa 105 de la Fig. 3).

30 En base a las posiciones inicial y final de los dientes, los brackets son seleccionados y posicionados virtualmente sobre los dientes. Esto puede llevarse a cabo de forma automática, semi-automática o manual. Cuando se usa la técnica de arco recto, los brackets totalmente programados (pre-angulados, sometidos previamente a un par de torsión, y partes sobresalientes y huecos incorporados para ajustarse a las diferencias en la morfología de los distintos tipos de diente) deberían ser posicionados virtualmente sobre los dientes individuales, de manera que cuando los dientes están en su posición deseada (planificada), todas las ranuras de los brackets están alineadas con el arco de alambre no deformado. Esta condición determina la orientación de las ranuras de los brackets en relación con los dientes individuales. En base a la angulación y la inclinación de cada diente en la posición deseada, se determinan la angulación y el ángulo de inclinación deseados que deben ser incorporados en el bracket totalmente programado, para asegurar un buen contacto entre la base del bracket y la superficie del diente. Pueden diseñarse brackets a medida o pueden seleccionarse brackets totalmente programados, disponibles comercialmente, que se correspondan lo mejor posible con la solución óptima. La solicitud de patente US2003/0224317 A1 describe diferentes procedimientos para derivar los parámetros geométricos de un aparato adecuado para cada paciente individual, en base a los cuales un aparato de ortodoncia es seleccionado de entre los componentes de aparatos estándar o personalizados o una combinación de ambos. Ahora, los brackets seleccionados (una biblioteca digital de estos brackets debería estar disponible) son posicionados virtualmente sobre los dientes en su orientación deseada y lo más cerca posible del punto EF. La transformación necesaria para pasar de la posición de diente deseada a la posición de diente inicial es calculada y aplicada al bracket correspondiente, resultando en la posición del bracket sobre el diente en su posición inicial.

40 El tipo de bracket (por ejemplo, estándar versus el auto-ligante), en combinación con el tipo de arco de alambre, determina la carga aplicada al diente individual. Para los brackets estándar y auto-ligante, las fuerzas de fricción vienen determinadas por la sección transversal del arco de alambre y el tipo de ligadura. El tipo de sección transversal del arco de alambre (redonda versus rectangular) determina si pueden inducirse o no cargas de par de torsión (alrededor del eje largo del arco de alambre).

50 6) Cálculo de las cargas dentales y el movimiento resultante (etapa 106 de la Fig. 3).

Los procedimientos generales de predicción de movimiento dental bajo carga son conocidos por la persona con

conocimientos en la materia, véase, por ejemplo, "Modern Computational Methods, de Herbert A. Koenig, publicado por Taylor & Francis, 1998, capítulo 14-3," Prediction of tooth movements". Como un punto de partida para estimar la fuerza aplicada y el movimiento dental, puede realizarse un modelado matemático, evaluando todos los datos individuales de movimiento dental, por ejemplo, de casos conocidos. Un análisis de regresión no lineal de estos datos proporciona una ecuación para describir las características de la relación entre la magnitud de la fuerza y la velocidad de movimiento dental. Mediante el uso de la regresión, se incrementa la potencia del análisis debido a que se evitan los problemas debidos a un tamaño pequeño de la muestra y a una gran variación interindividual. Dicho modelo puede identificar un intervalo de fuerzas y velocidad del movimiento dental producido.

Un procedimiento alternativo es un modelado biomecánico. El movimiento dental no es un procedimiento de deformación simple. Un diente está rodeado por una membrana conocida como el ligamento periodontal (PDL). Cuando el PDL es sometido a presión, se inicia un procedimiento de crecimiento que permite que el diente se mueva mucho más allá que por medio de una simple deformación por flexión. La tensión y/o deformación biomecánicas en el ligamento periodontal pueden ser usadas para predecir el movimiento dental. El procedimiento de elementos finitos (FEM) puede ser usado para un análisis de tensión en sistemas biológicos, donde la tensión y/o la deformación locales no pueden ser medidas directamente, en una manera no destructiva. Las Figuras. 2a y b son representaciones esquemáticas de a) una representación de elementos finitos de un PLD, b) una representación de elementos finitos de un conjunto diente y hueso, tal como se muestra y describe en el libro de Koenig. Un análisis de elementos finitos proporciona un modelado preciso del sistema diente-periodonto, con su complicada geometría en 3 dimensiones. Diferentes modelos de material, es decir, un modelo de material viscoelástico o un modelo poroelástico, han sido propuestos para analizar las propiedades mecánicas del PDL, véase Kuijpers-Jagtman Van Driel WD, Leeuwen EJ, von den Hoff JW, Maltha JC. "Time dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament." Proc Instn Mech Engrs. 2000, 214:497-504, Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML. "An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects." Br J Orthod. 1998, 25:109-115, Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. "Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament" Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 99:427-440.

En una realización preferente, un modelo analítico que simula la técnica de arco recto es usado para modelar el arco de alambre y los brackets para calcular las fuerzas y los pares de torsión aplicados sobre los dientes individuales según la presente invención. Estas fuerzas y pares de torsión calculados sirven como entrada para un segundo modelo analítico que representa los dientes y su ligamento periodontal, que es usado para calcular los movimientos dentales inducidos. La aplicación de estos movimientos dentales, resulta en una nueva posición de los dientes y los brackets. En esta nueva posición, debería verificarse si los dientes (coronas y raíces) están o no en contacto con, o incluso penetrando en, los dientes vecinos. En el primer caso, las fuerzas de contacto entre los dientes vecinos deben ser calculadas y tenidas en cuenta como una carga dental adicional (además de la carga aplicada por el bracket) al calcular la siguiente etapa de movimiento dental. En el último caso, el movimiento dental debería limitarse hasta que se haga contacto, lo que conducirá al primer caso. El procedimiento de cálculo de las fuerzas y los pares de torsión aplicados por el arco de alambre, seguido por el cálculo de los movimientos inducidos de los dientes, es repetido hasta que se obtienen las posiciones deseadas (planeadas) de los dientes.

Cuando, durante este procedimiento, el movimiento dental ya no es inducido por las cargas aplicadas, el arco de alambre debería ser sustituido por un arco de alambre más rígido y los cálculos deberían reiniciarse usando las especificaciones del nuevo arco de alambre.

Debido a que durante el procedimiento de cálculo, también se hace un seguimiento del tiempo, será posible determinar el tiempo total de tratamiento, así como los puntos temporales en los cuales el arco de alambre debe ser remplazado por el siguiente.

El modelo analítico para calcular las cargas (fuerzas y pares de torsión) aplicadas sobre los dientes individuales, a través del arco de alambre y los brackets, se basa en dos principios: (1) el principio de reciprocidad y (2) el tercer axioma de Newton.

El principio de reciprocidad se refiere al hecho de que los arcos de alambre usados para el tratamiento ortodóncico siempre quieren volver a su forma inicial no deformada. Esto se consigue limitando la deformación de los arcos de alambre a una deformación totalmente elástica (es decir, una deformación totalmente reversible) y no permitiendo una deformación permanente. El límite de elasticidad del arco de alambre indica la cantidad máxima de tensión que el arco de alambre puede soportar sin deformarse de manera permanente. Por lo tanto, las fuerzas aplicadas al arco de alambre deben limitarse para mantener la máxima tensión en el arco de alambre por debajo del límite de elasticidad, o debería seleccionarse otro arco de alambre (sección transversal, propiedades del material).

En base al tercer axioma de Newton (que afirma la equivalencia de las fuerzas de acción y reacción) se puede afirmar que, debido a que los brackets están conectados rígidamente a los dientes, las cargas aplicadas por los brackets sobre los dientes son iguales a las cargas aplicadas por el arco de alambre sobre los brackets. Además, estas últimas cargas son

iguales pero opuestas a las cargas aplicadas por los brackets sobre el arco de alambre, que son las cargas necesarias para deformar el arco de alambre y mantenerlo en los brackets.

5 El modelo analítico, que está basado en el procedimiento de rigidez, representa la forma inicial del arco de alambre y las posiciones de los brackets individuales, y es usado para calcular las cargas necesarias para deformar el arco de alambre y mantenerlo en los brackets. Existe un modelo de un número finito de elementos que representan el arco de alambre en su forma inicial, es decir, su forma no deformada, que ocurre cuando no hay fuerzas aplicadas sobre el mismo. Las propiedades del material, la sección transversal, y la forma del arco de alambre son parámetros en el modelo analítico, de manera que se puede modelar cada arco de alambre.

10 En un primer momento, el alambre no deformado es posicionado lo más cerca posible de los brackets como posicionados sobre los dientes en su posición inicial. A continuación, para cada bracket, se determina el punto del arco de alambre más cercano al bracket. Estos puntos del arco de alambre están obligados a moverse a su bracket más cercano y se calculan las fuerzas y los pares de torsión necesarios, así como la deformación global del arco de alambre. En una etapa siguiente, se verifica la magnitud de la fuerza aplicada tangencialmente sobre el arco de alambre. Si esta fuerza no supera la fuerza de rozamiento máxima que se puede generar entre el bracket y el alambre, entonces la solución es plausible. Si no, la fuerza tangencial es limitada a la fuerza de rozamiento máxima y se calcula el desplazamiento tangencial resultante. Si este desplazamiento es menor que la mitad de la anchura del bracket, esta nueva solución es plausible. Si no, debe seleccionarse un nuevo punto del arco de alambre para ser movido al bracket y se reinicia el cálculo desde el principio y se repite hasta que se encuentra una solución plausible.

20 El segundo modelo analítico, que representa el diente y el ligamento periodontal (PDL), requiere como entrada la forma en 3D del diente (es decir, corona y raíz), el nivel del hueso, y la carga (fuerzas y pares de torsión) aplicadas sobre el diente, y proporciona como salida el movimiento dental en el tiempo. El modelo comienza realizando un modelo 3D del PDL, basado en la información 3D de las raíces de los dientes. Por razones de simplicidad, el PDL puede ser modelado como un paraboloides en 3D o un paraboloides elíptico en 3D para los dientes con una raíz. El PDL está caracterizado por su espesor, módulo de Young y coeficiente de Poisson. El hueso que rodea al diente está caracterizado por dos coeficientes de viscosidad, es decir, funciones que describen la remodelación ósea en respuesta a las tensiones hidrostática y desviadora.

25 Estos coeficientes de viscosidad pueden ser adaptados en función de la calidad del hueso que rodea el diente. El modelo es usado para calcular primero las tensiones en el PDL, en base a la carga dental, segundo, la remodelación ósea resultante y, tercero, el movimiento resultante del diente, y esto de forma iterativa para pequeños intervalos de tiempo (típicamente un día).

30 La extensión del modelo analítico descrito anteriormente para los dientes con múltiples raíces podría realizarse en dos maneras: (1) definiendo un modelo de una raíz equivalente para las raíces múltiples, o (2) modelar cada raíz como un paraboloides 3D (elíptico). En el último caso, el modelo usado para calcular el movimiento dental en función de la carga aplicada debe ser adaptado también. Primero, debe estimarse la carga sobre cada raíz individual. Usando estas cargas, puede calcularse la remodelación ósea alrededor de cada raíz, usando el modelo para dientes con raíz única, así como el desplazamiento de dientes resultante. Si estos desplazamientos de dientes, calculados separadamente, son diferentes, la distribución de la carga debería ser adaptada y el cálculo de los desplazamientos debería ser reiniciado. Este procedimiento se repite hasta que los desplazamientos sean iguales.

40 La simulación de los movimientos dentales tiene la ventaja de que una evaluación de validación del tratamiento puede ser realizada con antelación. Se puede verificar si las raíces del diente penetran o no a través del hueso o si los dientes chocan durante el tratamiento. Si se producen choques o penetraciones, el tratamiento puede ser cambiado y puede realizarse una nueva simulación. También pueden simularse con antelación el desgaste interdental y la extracción de los dientes.

45 7) Los modelos descritos anteriormente pueden ser usados de maneras diferentes (etapa 107 de la Fig. 3), cada una de la cuales es una realización de la presente invención.

(1) Partiendo de la posición inicial del diente, la posición del bracket y la forma del arco de alambre, las cargas dentales (fuerzas y pares de torsión) son calculadas y, a continuación, son usadas como entrada para determinar el movimiento dental en el tiempo.

50 (2) Pueden calcularse la influencia de diferentes arcos de alambre (forma global, sección transversal, propiedades del material) sobre las cargas dentales, el movimiento dental inducido y el tiempo total de tratamiento. En base a esto, puede determinarse la sucesión óptima (en función del tiempo de tratamiento o las cargas dentales, etc.) de los tipos de arco de alambre.

(3) El movimiento dental deseado es usado como entrada para calcular la carga dental necesaria (fuerzas y pares de torsión), la cual puede ser usada, a continuación, para determinar las posiciones de los brackets y/o la forma del arco de

alambre o arcos de alambre.

(4) Aplicable para los cables doblados

(5) Seleccionar la posición del punto de referencia (para bracket de fijación) para optimizar el tiempo de tratamiento, la carga dental, etc.

5 (6) Determinar el movimiento dental para evitar el contacto entre dientes.

Tal como se ha indicado anteriormente, la presente invención proporciona también un sistema procesador para su uso en la planificación dental. El sistema de procesamiento puede incluir un dispositivo de computación o un motor de procesamiento, por ejemplo, un microprocesador. Cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente según las realizaciones de la presente invención o reivindicados puede ser implementado en un sistema 40 de procesamiento, tal como se muestra en la Fig. 4. La Fig. 4 muestra una configuración de sistema 40 de procesamiento, que incluye al menos un procesador 41 programable personalizable, acoplado a un subsistema 42 de memoria, que incluye al menos una forma de memoria, por ejemplo, RAM, ROM, etc. Cabe señalar que el procesador 41 o procesadores puede ser un procesador de propósito general o un procesador de propósito especial, y puede ser para su inclusión en un dispositivo, por ejemplo, un chip que tiene otros componentes que realizan otras funciones. De esta manera, uno o más aspectos del procedimiento según las realizaciones de la presente invención puede ser implementado en circuitos electrónicos digitales, o en hardware, firmware, software de ordenador, o combinaciones de ellos. El sistema de procesamiento puede incluir un subsistema 43 de almacenamiento que tiene al menos una unidad de disco y/o una unidad CD-ROM y/o una unidad DVD. En algunas implementaciones, un sistema de visualización, un teclado y un dispositivo señalador pueden estar incluidos como parte de un subsistema 44 de interfaz de usuario, para permitir a un usuario introducir manualmente información, tal como valores de parámetros. También pueden estar incluidos puertos para la entrada y salida de datos, por ejemplo, relacionados con la planificación. Más elementos, tales como conexiones de red, interfaces para diversos dispositivos, etc., pueden estar incluidos, pero no se ilustran en la Fig. 4. Los diversos elementos del sistema 40 de procesamiento puede estar acoplados de diversas maneras, incluyendo a través de un subsistema 45 bus mostrado en la Fig. 4 por simplicidad, como un solo bus, pero que las personas con conocimientos en la materia entenderán que incluye un sistema de al menos un bus. La memoria del subsistema 42 de memoria puede, en algún momento, mantener parte o la totalidad (en cualquier caso, mostrado como 46) de un conjunto de instrucciones que, cuando es ejecutado en el sistema 40 de procesamiento, implementa las etapas de las realizaciones del procedimiento descrito en la presente memoria.

La presente invención incluye también un producto de programa informático que proporciona la funcionalidad de cualquiera de los procedimientos según la presente invención, cuando es ejecutado en un dispositivo de computación. Dicho producto de programa de ordenador puede ser realizado, de manera tangible, en un medio de soporte que soporta código legible por máquina, para su ejecución por un procesador programable. De esta manera, la presente invención se refiere a un medio de soporte que soporta un producto de programa informático que, cuando es ejecutado en medios informáticos, proporciona instrucciones para la ejecución de cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente. El término "medio de soporte" se refiere a cualquier medio que participa proporcionando instrucciones a un procesador para su ejecución. Dichos medios pueden tomar muchas formas, incluyendo, pero sin limitarse a, medios no volátiles y medios de transmisión. Los medios no volátiles incluyen, por ejemplo, discos ópticos o magnéticos, tales como un dispositivo de almacenamiento que es parte de un almacenamiento masivo. Las formas comunes de medios legibles por ordenador incluyen un CD-ROM, un DVD, un disco flexible, una cinta, un cartucho o un chip de memoria o cualquier otro medio desde el cual puede leer un ordenador. Varias formas de medios legibles por ordenador pueden estar involucradas en el transporte de una o más secuencias de una o más instrucciones a un procesador para su ejecución. El producto de programa de ordenador puede ser transmitido también a través de una onda portadora en una red, tal como LAN, WAN o Internet. Los medios de transmisión pueden tomar la forma de ondas acústicas o lumínicas, tales como las generadas durante las comunicaciones de datos por infrarrojos y ondas de radio. Los medios de transmisión incluyen cables coaxiales, cables de cobre y fibra óptica, incluyendo los cables que conforman un bus dentro de un ordenador.

45 El software según la presente invención, cuando es ejecutado en un motor de procesamiento, es adecuado para obtener información sobre el movimiento dental causado por al menos un elemento ortodóncico fijado sobre la dentición; el software está adaptado, cuando se ejecuta:

- Para recibir un modelo digital de una primera dentición que comprende los dientes;
- Para determinar cada uno de los dientes modelados digitalmente de la primera dentición y el tipo de los dientes modelados digitalmente;
- Para posicionar digitalmente al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente en el modelo de dentición digital;
- Para identificar los ejes dentales y un punto de referencia;
- Para la creación de una configuración dental deseada;

ES 2 369 602 T3

- Para seleccionar el al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente y posicionar el al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente en un diente y posicionar al menos un arco de alambre modelado digitalmente;

- Para calcular las cargas dentales generadas por el arco de alambre modelado digitalmente y el movimiento resultante de los dientes modelados digitalmente.

5 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para calcular las cargas y los movimientos dentales, comprende generar un primer modelo analítico para modelar el al menos un arco de alambre y al menos un elemento ortodóncico para calcular las fuerzas y los pares de torsión aplicados sobre los dientes individuales.

10 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para introducir las fuerzas y los pares de torsión calculados a un segundo modelo analítico que representa los dientes y su ligamento periodontal, y para calcular los movimientos dentales inducidos para formar una segunda dentición.

Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para verificar en la segunda dentición si los dientes hacen o no hacen contacto con, o penetran en, los dientes vecinos.

15 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, de manera que si los dientes hacen contacto, las fuerzas de contacto entre los dientes vecinos son calculadas y son tenidas en cuenta, como una carga adicional de los dientes, cuando se calcula una etapa siguiente del movimiento dental.

Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, de manera que si un diente penetra en un diente vecino, el movimiento dental es limitado hasta el contacto.

20 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para repetir el cálculo de las fuerzas y los pares de torsión aplicados por el arco de alambre, seguido por el cálculo de los movimientos dentales inducidos, hasta que se obtiene la configuración dental deseada.

25 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, de manera que cuando se calcula que las cargas aplicadas ya no inducen un movimiento dental, permite reemplazar el arco de alambre modelado digitalmente por un arco de alambre más rígido y repetir el cálculo de las fuerzas y los pares de torsión aplicados por el arco de alambre más rígido, seguido por el cálculo de los movimientos dentales inducidos, hasta que se obtiene la configuración dental deseada.

Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para realizar un seguimiento de un tiempo de tratamiento, para determinar el tiempo total de tratamiento y/o los puntos temporales en los cuales el arco de alambre debe ser sustituido por el siguiente.

30 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para repetir los cálculos para determinar las cargas dentales para diferentes arcos de alambre, el movimiento dental inducido y el tiempo total de tratamiento y para permitir la selección de un conjunto de tipos de arco de alambre.

Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para repetir los cálculos para diferentes posiciones del al menos un elemento ortodóncico y/o forma de arco de alambre.

35 Preferentemente, el software está adaptado también, cuando es ejecutado, para repetir los cálculos para una posición diferente del punto de referencia.

La presente invención incluye también el almacenamiento del software en medios no volátiles, tales como discos ópticos o magnéticos, tales como un dispositivo de almacenamiento que es parte de un almacenamiento masivo. Las formas comunes de medios legibles por ordenador incluyen un CD-ROM, un DVD, un disco flexible, una cinta, un cartucho o un chip de memoria o cualquier otro medio del cual puede leer un ordenador.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento basado en ordenador para obtener información sobre el movimiento dental causado por al menos un elemento ortodóncico fijado en una dentición, comprendiendo el procedimiento las etapas de:
- Recibir un modelo digital de una primera dentición que comprende los dientes;
 - 5 - Determinar los dientes individuales modelados digitalmente de la primera dentición y el tipo de dientes modelados digitalmente;
 - Posicionar digitalmente al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente en el modelo de dentición digital;
 - Identificar los ejes del diente y un punto de referencia;
 - Crear una configuración dental deseada;
 - 10 - Seleccionar el al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente y posicionar el al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente en un diente y posicionar al menos un arco de alambre modelado digitalmente;
 - Calcular las cargas dentales generadas por el arco de alambre modelado digitalmente y el movimiento resultante de los dientes modelados digitalmente.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que el cálculo de las cargas y los movimientos dentales incluye generar un primer modelo analítico para modelar el al menos un arco de alambre y al menos un elemento ortodóncico y calcular las fuerzas y los toques aplicados sobre los dientes individuales.
- 15 3. Procedimiento según la reivindicación 2, que comprende además introducir las fuerzas y los pares de torsión calculados en un segundo modelo analítico que representa los dientes y su ligamento periodontal, y calcular los movimientos dentales inducidos para formar una segunda dentición.
4. Procedimiento según la reivindicación 3, que comprende además verificar si en la segunda dentición los dientes hacen o no hacen contacto con, o penetran en, los dientes vecinos.
- 20 5. Procedimiento según la reivindicación 4, en el que si los dientes hacen contacto, las fuerzas de contacto entre los dientes vecinos son calculadas y son tenidas en cuenta, como una carga dental adicional, cuando se calcula una etapa siguiente de movimiento dental.
6. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la etapa de calcular las fuerzas y los pares de torsión aplicados por el arco de alambre, seguida por el cálculo de los movimientos dentales inducidos, es repetida hasta que se obtiene la configuración dental deseada.
- 25 7. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que cuando las cargas aplicadas ya no inducen un movimiento dental calculado, el reemplazo del arco de alambre modelado digitalmente por un arco de alambre más rígido y las etapas de cálculo de las fuerzas y los pares de torsión aplicados por el arco de alambre, seguido por el cálculo de los movimientos dentales inducidos, se repiten hasta que se obtiene la configuración dental deseada.
- 30 8. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además realizar un seguimiento de un tiempo de tratamiento, para determinar el tiempo total de tratamiento y/o los puntos temporales en los cuales el arco de alambre debe ser sustituido por el siguiente.
9. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, que comprende además repetir los cálculos para determinar, para diferentes arcos de alambre, las cargas dentales, el movimiento dental inducido y el tiempo total de tratamiento y la selección de un conjunto de tipos de arco de alambre, o que comprende además repetir los cálculos para determinar las diferentes posiciones del al menos un elemento ortodóncico y/o forma de arco de alambre, o que comprende además repetir los cálculos para diferentes posiciones del punto de referencia.
- 35 10. Sistema basado en ordenador, para obtener información sobre el movimiento dental causado por al menos un elemento ortodóncico fijado en una dentición, comprendiendo el sistema:
- Medios para recibir un modelo digital de una primera dentición que comprende los dientes;
 - Medios para determinar los dientes individuales modelados digitalmente de la primera dentición y el tipo de diente modelado digitalmente;
 - 40 - Medios que permiten posicionar digitalmente al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente en el modelo de dentición digital;
- 45

- Medios que permiten la identificación de los ejes dentales y un punto de referencia;
 - Medios para permitir la creación de una configuración dental deseada;
 - Medios para seleccionar el al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente y posicionar el al menos un elemento ortodóncico modelado digitalmente en un diente y posicionar al menos un arco de alambre modelado digitalmente;
- 5
- Medios para calcular las cargas dentales generadas por el arco de alambre modelado digitalmente y el movimiento resultante de los dientes modelados digitalmente.
- 10
11. Sistema según la reivindicación 10, en el que los medios para calcular las cargas y los movimientos dentales están adaptados para generar un primer modelo analítico, para modelar el al menos un arco de alambre y al menos un elemento ortodóncico para calcular las fuerzas y los pares de torsión aplicados sobre los dientes individuales.
12. Sistema según la reivindicación 11, que comprende además medios para introducir las fuerzas y los pares de torsión calculados en un segundo modelo analítico que representa los dientes y su ligamento periodontal, y medios para calcular los movimientos dentales inducidos para formar una segunda dentición.
- 15
13. Sistema según la reivindicación 11, que comprende además medios para verificar en la segunda dentición si los dientes hacen o no hacen contacto con, o penetran en, los dientes vecinos.
14. Sistema según la reivindicación 13, en el que si los dientes hacen contacto, el sistema está adaptado para calcular las fuerzas de contacto entre los dientes vecinos y para tener en cuenta esta fuerza de contacto, como una carga adicional del diente, cuando calcula una etapa siguiente de movimiento dental, o si un diente penetra en un diente vecino, el sistema está adaptado para limitar el movimiento dental hasta el contacto.
- 20
15. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 14, que comprende además medios para determinar el tiempo total de tratamiento.
16. Producto de programa informático para generar, cuando es ejecutado, cualquiera de los procedimientos según las reivindicaciones 1 a 9.
- 25
17. Medio de almacenamiento de señales legible por ordenador, que almacena el producto de programa de ordenador según la reivindicación 16.

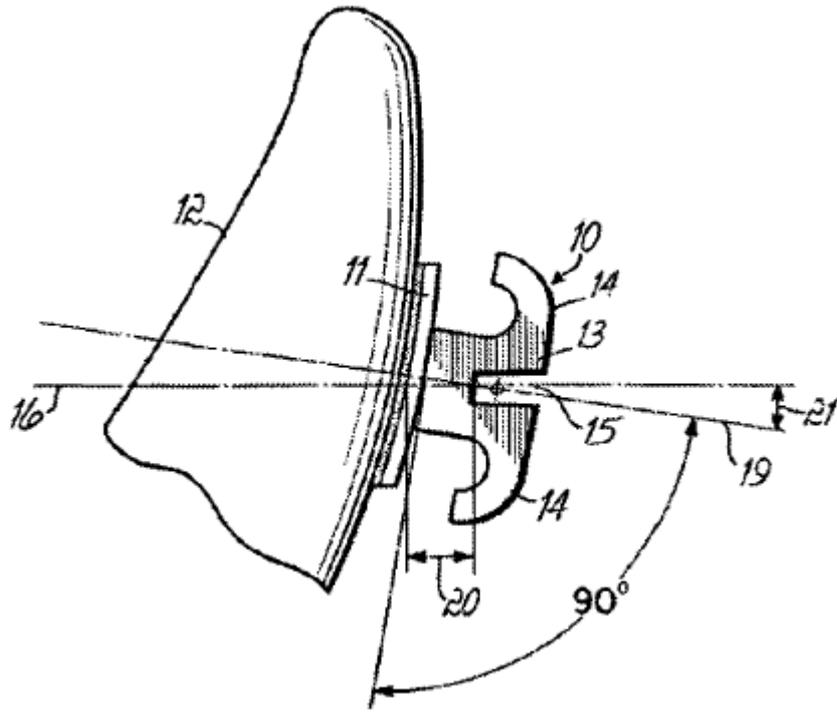


FIG. 1

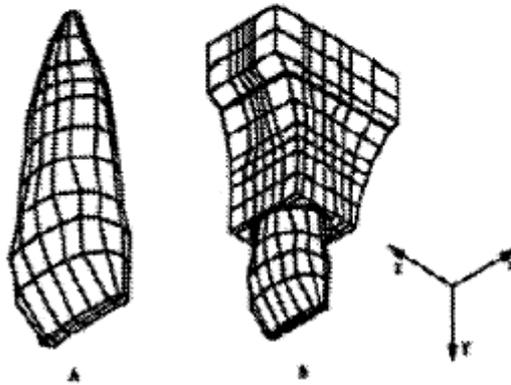


FIG. 2A

FIG. 2B

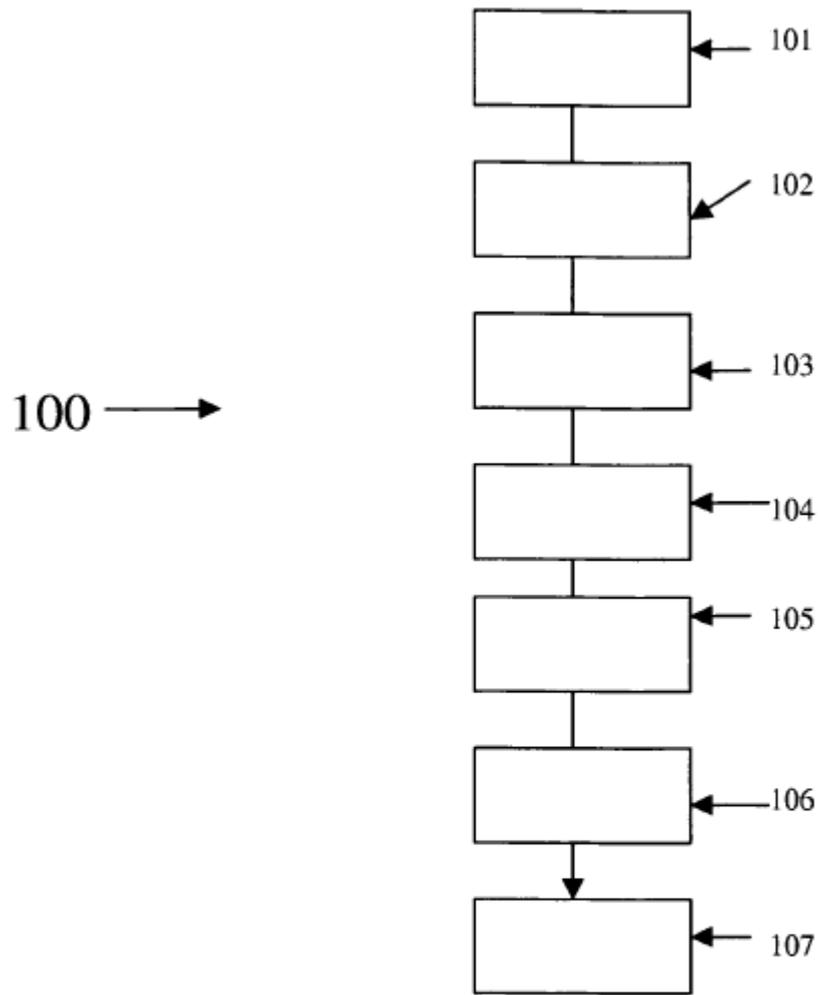


FIG. 3

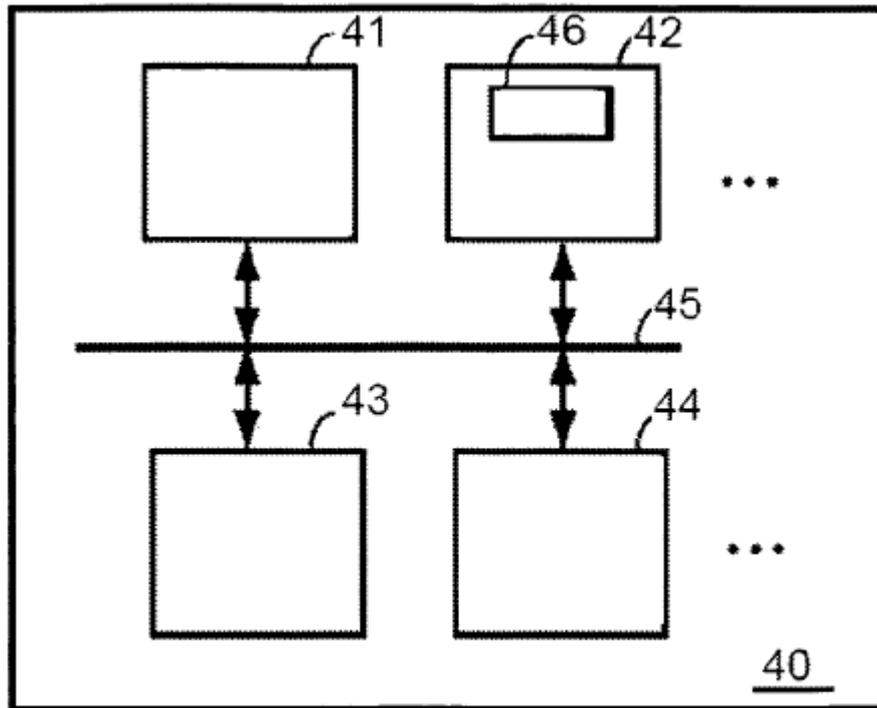


FIG. 4