

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 858 756**

51 Int. Cl.:

C22C 19/03 (2006.01)

C22F 1/10 (2006.01)

A61C 5/42 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.11.2016 PCT/CH2016/000140**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.05.2017 WO17075723**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.11.2016 E 16808553 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.12.2020 EP 3371336**

54 Título: **Instrumento endodónico para perforar los conductos radiculares de un diente**

30 Prioridad:

03.11.2015 US 201514930844

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

30.09.2021

73 Titular/es:

**FKG DENTAIRE S.A. (100.0%)
Le Crêt-du-Loche 4
2304 La Chaux-de-Fonds, CH**

72 Inventor/es:

ROUILLER, JEAN-CLAUDE

74 Agente/Representante:

CURELL SUÑOL, S.L.P.

ES 2 858 756 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

Instrumento endodónico para perforar los conductos radiculares de un diente

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un instrumento endodónico, en particular a un instrumento para perforar un conducto radicular en el diente de un paciente, teniendo el instrumento un eje longitudinal y comprendiendo un área de trabajo para formar y/o conformar y/o cortar y/o limpiar la pared del conducto radicular del diente, estando equipada el área de trabajo con una pieza terminal de sustentación que se puede fijar a una montura.

Antecedentes de la invención

La limpieza y la preparación de conductos radiculares de un diente para recibir material de empaste se logra usando instrumentos de perforación con una parte activa denominada parte de trabajo, cuya finalidad es conformar y limpiar el conducto radicular preparándolo para recibir los materiales usados con el fin de tratarlo y rellenarlo.

Normalmente, los conductos radiculares tienen formas específicas con curvas complejas y secciones transversales estrechas formadas por áreas constreñidas u ovaladas que no se prestan a la introducción de instrumentos de conformación preliminar. Esta es la razón por la que los instrumentos conocidos como limas deben tener características que, en ocasiones, son contradictorias: las limas deben ser finas pero resistentes, aunque suficientemente flexibles para adaptarse a las curvas del conducto radicular y llegar al final del conducto, al tiempo que, sin embargo, manteniendo una durabilidad suficiente para conformar y cortar las paredes del conducto.

Estas exigencias obligan al odontólogo a emprender un proceso de tratamiento preparatorio del conducto radicular usando una amplia gama de herramientas y trabajando progresivamente para adaptarse a la morfología del conducto radicular, de manera que la gama de herramientas presenta diversas estructuras y dimensiones. La intervención comienza con un instrumento fino flexible que, a continuación, se sustituirá por instrumentos de sección transversal creciente hasta que el conducto radicular tenga una cavidad interior suficientemente grande para recibir el material de empaste. Esto constituye una serie prolongada y delicada de operaciones, que se realizan teniendo en mente que, por motivos de seguridad, el material de tratamiento y empaste debe llenar completamente el conducto radicular y tomando precauciones para garantizar que no queda aire residual en la base de la cavidad creada con el fin de evitar todo crecimiento de bacterias y finalmente una infección.

La introducción de estos instrumentos en el conducto radicular es difícil. Además, hasta la fecha no existe ningún instrumento universal adaptado a la morfología del conducto radicular que se va a tratar y que lleve a cabo todas las operaciones preparatorias en un procedimiento. Existe un riesgo de que los instrumentos se agrieten, que lleguen a trabarse en el canal, o que se sobrecalienten notablemente, lo cual puede provocar roturas. Este riesgo se hace presente de forma notoria cuando se usan instrumentos accionados mecánicamente y realizados con aleación de níquel-titanio, que se desgastan y deben ser supervisados cuidadosamente por el odontólogo durante todo su uso. No hay duda de que la utilización de varios instrumentos diferentes de forma sucesiva hace que aumente no solamente el coste de la intervención, sino la complejidad del trabajo del odontólogo y el riesgo para el paciente. El documento US2014004479 da a conocer un instrumento endodónico para perforar un conducto radicular en el diente de un paciente, teniendo el instrumento un eje longitudinal y comprendiendo un área de trabajo para formar y/o conformar y/o cortar y/o limpiar la pared del conducto radicular del diente.

La publicación US n.º US2010/0233648 describe un procedimiento y un instrumento endodónico realizado con material superelástico. Una barra de material superelástico se sitúa en una configuración conformada para constituir un instrumento, de tal manera que el instrumento se puede insertar en un conducto radicular en una configuración diferente a la configuración conformada y volver a su configuración conformada durante el procedimiento endodónico. Para constituir la barra dándole una forma de instrumento deseada, la barra se comprime (preferentemente en un intervalo de aproximadamente 550 MPa a aproximadamente 1500 MPa) entre superficies de conformación calentadas (típicamente entre aproximadamente 100°C y aproximadamente 200°C) que provocan un esfuerzo sobre la barra.

Cuando el instrumento está realizado con una aleación metálica flexible, el instrumento está diseñado para recuperar su forma retraída a través de una acción mecánica después de que se haya usado en la forma estructurada expandida.

Un inconveniente significativo de los procedimientos convencionales para los conductos radiculares es que un profesional médico debe usar en general una serie de limas endodónicas para limpiar y conformar un conducto radicular enfermo. Típicamente, esta serie de instrumentos consiste en un conjunto de limas de diámetro cada vez mayor y, como consecuencia, una conicidad creciente, mientras que la longitud de la parte de trabajo normalmente se mantiene de manera sustancial constante. Conjuntos de estas limas se usan para ensanchar de manera secuencial y gradual el conducto radicular hasta que se alcance la forma deseada. Se cree que un ensanchamiento escalonado en incrementos relativamente pequeños es una parte importante de la estrategia convencional de

evitar daños no deseables y otros efectos sobre la estructura del diente durante el proceso de ensanchamiento, y a la hora de evitar una imposición de una carga o esfuerzo de torsión demasiado grande sobre el material que comprende el instrumento. A este respecto, normalmente un conjunto de instrumentos se usa solamente una vez para un paciente particular y a continuación se desecha, teniendo cada instrumento del conjunto un coste individual sustancial. Por consiguiente, existe una necesidad de un diseño mejorado de las limas endodóncicas que limite el número de limas endodóncicas necesarias para lograr una forma de taladro o grado de ensanchamiento deseado durante procedimientos de terapia/limado de conductos radiculares.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención y sus ventajas principales se pondrán más claramente de manifiesto a partir de la descripción de varias formas de realización, en referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

la figura 1A representa un instrumento según la invención, en forma de una barrena plana en el momento de su introducción en el conducto radicular de un diente;

las figuras 1B a 1D representan el instrumento de la figura 1A después de su introducción en el conducto radicular del diente, representando, respectivamente, las figuras 1C y 1D unas secciones transversales del diente según las líneas de sección 1C-1C y 1D-1D, respectivamente;

las figuras 2A y 2C representan otro tipo de forma de realización del instrumento de la invención en el momento de su introducción en el conducto de la raíz de un diente, representando la figura 2C una sección transversal en la raíz del diente según la línea de sección 2C-2C;

las figuras 2B y 2D representan el instrumento de la figura 2A después de su introducción en el conducto de la raíz de un diente, representando la figura 2D una sección transversal en la raíz según la línea de sección 2D-2D;

las figuras 3A y 3C representan otra variante de un instrumento expandible según la invención, en un primer estado operativo en la raíz de un diente, representando la figura 3C un corte en la raíz según el eje 3C-3C;

las figuras 3B y 3D representan el instrumento denominado instrumento expandible en la figura 3A en un segundo estado operativo, representando la figura 3D un corte en la raíz tratada del diente según el eje 3D-3D;

las figuras 4A y 4B representan un instrumento expandible similar al de las figuras 3A a 3D en una configuración de trabajo diferente en la raíz de un diente, representando la figura 4B un corte en la raíz según el eje 4B-4B;

la figura 5A ilustra una variante del instrumento de la invención denominado instrumento tubular introducida en la raíz de un diente, pero en la posición inoperativa;

la figura 5B es una vista ampliada de la extremidad del área de trabajo del instrumento de la figura 5A en posición inoperativa;

la figura 6A ilustra el instrumento de las figuras 5A y 5B en la posición operativa dentro de la raíz del diente;

la figura 6B es una vista ampliada de la extremidad del área de trabajo del instrumento de la figura 5A en la posición operativa;

la figura 7 es una vista esquemática de un alambre de nitinol para su uso en la fabricación de una herramienta o instrumento dental según la presente invención;

la figura 8 es una vista esquemática de una primera parte pulida del alambre de nitinol que forma un área de trabajo de la herramienta o instrumento dental;

la figura 8A es una vista esquemática ampliada del alambre de nitinol pulido de la figura 8, tras la fijación de un acoplamiento de accionamiento convencional a su vástago, mientras que la figura 8B es una vista esquemática y ampliada en sección parcial del área 8B de la figura 8A;

la figura 9 es una vista esquemática de un lavado y electropulido de la herramienta o instrumento dental según la presente invención;

la figura 10 muestra esquemáticamente un molde de dos piezas para moldear una forma memorizada deseada obteniendo la herramienta o instrumento dental;

la figura 11 muestra esquemáticamente un molde de dos piezas, en su posición cerrada, que conforma la herramienta o instrumento dental obteniendo la forma deseada que se memorizará y calentará en un horno;

la figura 12 muestra esquemáticamente un molde de dos piezas que está siendo enfriado de manera rápida;

5 la figura 13 muestra esquemáticamente la abertura del molde de dos piezas, tras su enfriamiento rápido, para retirar la herramienta o instrumento dental con la forma memorizada;

la figura 14 muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental con la forma memorizada;

10 la figura 14A muestra esquemáticamente el enderezamiento de la herramienta o instrumento dental de la figura 14, tras su enfriamiento a una temperatura por debajo de su temperatura de transición;

la figura 14B muestra esquemáticamente una extracción parcial de la herramienta o instrumento dental enderezado de la figura 14, tras su enfriamiento adecuado en su fase martensítica;

15 la figura 15 muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental, con la forma memorizada, contenido dentro de una caja protectora;

20 la figura 16 muestra esquemáticamente un proceso típico para fijar la herramienta o instrumento dental a una herramienta giratoria;

la figura 16A muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental fijado a una herramienta giratoria mientras la herramienta o instrumento dental está contenido todavía dentro de la caja protectora;

25 la figura 16B muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental, fijado a una herramienta giratoria, tras la retirada parcial de la herramienta o instrumento dental con respecto a la caja protectora;

30 la figura 16C muestra esquemáticamente el ajuste del indicador de profundidad ajustable a lo largo de la herramienta o instrumento dental, una vez que la herramienta o instrumento dental se ha retirado parcialmente de la caja protectora;

la figura 16D muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental enderezado, en su fase martensítica y fijado a una herramienta giratoria, retirado completamente con respecto a la caja protectora y preparado para su inserción en un conducto radicular;

35 la figura 17 muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental en su fase martensítica inmediatamente tras entrar en un conducto radicular justo antes de que la herramienta o instrumento dental alcance su temperatura de transición;

40 la figura 18 muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental, según la presente invención, funcionando en una región superior de un conducto radicular típico después de realizar una transición a su fase austenítica y volver a su forma memorizada;

45 la figura 19 muestra esquemáticamente el volumen/radio aumentado circunscrito por al menos un doblamiento, una ondulación, una curvatura, una discontinuidad, un bulto o una protusión formado en el área de trabajo de la herramienta o instrumento dental durante su rotación;

la figura 20 muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental, según la presente invención, funcionando en una región central de un conducto radicular típico;

50 la figura 21 muestra esquemáticamente la herramienta o instrumento dental, según la presente invención, funcionando en una región inferior de un conducto radicular típico;

55 la figura 21A es una vista esquemática en sección transversal, según la línea de sección 21A-21A, del conducto radicular mostrado en la figura 21; y

la figura 21B es una vista esquemática en sección transversal, según la línea de sección 21B-21B, del conducto radicular mostrado en la figura 21.

Descripción detallada de la forma de realización

60 El instrumento representado por las figuras 1A a 1D es un tipo de instrumento manual diseñado para fijarse a la extremidad de un mango que permita que el profesional médico raspe la superficie encarada hacia dentro del conducto radicular, en general ovalado, del diente de un paciente usando esencialmente movimientos de vaivén y movimientos pivotantes en torno al eje longitudinal A del instrumento. El instrumento 10 comprende un área de trabajo 11 realizada con alambre metálico que comprende una o más hebras que se extienden en una pieza terminal de sustentación 13 sostenida por una montura 14, en este caso un mango que permite que el profesional

65

médico manipule el instrumento. La figura 1A representa el instrumento 10 en la posición de introducción en el conducto radicular 21 de un diente 20. En esta posición, el área de trabajo 11 del instrumento 10 está en lo que se denomina posición retraída, en este caso, en general rectilínea, que facilita su introducción en el conducto radicular 21 y permite que el mismo pase fácilmente a través del estrechamiento 16 visible en el conducto. A temperatura ambiente, el área de trabajo 11 mantiene su configuración retraída en general rectilínea debido a que la aleación metálica está realizada con algo que tiene una propiedad conocida como "memoria de forma". Esta cualidad, conocida en sí misma, permite que una aleación metálica adecuada tenga una primera forma geométrica en un intervalo dado de temperaturas y que adopte una forma geométrica diferente después de pasar a otra temperatura. En este caso, el área de trabajo 11 del instrumento, realizada con aleación basada en níquel-titanio, es en general rectilínea a temperatura ambiente, por ejemplo, de 0 a 35°C, preferentemente entre 10 y 30°C y especialmente del orden de 20°C, y adopta una configuración estructurada expandida a una temperatura mayor. A una temperatura "baja", el material está en una fase denominada "martensítica" y su forma es relativamente flexible y maleable lo cual facilita la introducción del instrumento en el conducto radicular. A una temperatura mayor, el material entra en una fase conocida como "austenítica" y el instrumento adopta una configuración estructurada que le permite conformar las paredes del conducto, con independencia de la forma del mismo. Para llevar el material desde su fase martensítica a su fase austenítica, dependiendo de los materiales, se aplica una primera variación de temperatura, tal como una elevación, situada dentro de un intervalo de temperaturas de 0° a 60°C y preferentemente del 25° a 40°C. Para devolver el material desde su fase austenítica a la martensítica, dependiendo de los materiales, se aplica una segunda variación de temperatura, tal como una reducción de la temperatura a un valor denominado valor de transformación, situado en un intervalo de temperaturas que discurre de 60°C a 0°C y, preferentemente, 40°C y 25°C para ciertas aleaciones de níquel.

Las aleaciones que son útiles por sus propiedades de memoria son, principalmente, aleaciones de cobre-cinc-aluminio-níquel, cobre-aluminio-níquel y cinc-cobre-oro-hierro. Evidentemente, podrían usarse otras aleaciones con propiedades similares.

El aumento de temperatura se puede acelerar usando medios de calentamiento incorporados en la base del instrumento o usando medios exteriores tales como, por ejemplo, hipoclorito de sodio (NaOCl) el cual se usa para desinfectar el conducto radicular. Este compuesto se puede inyectar a través de una jeringa de calentamiento usada actualmente por los profesionales médicos en el sector.

La forma estructurada expandida que adopta el área de trabajo 11 del instrumento 10 se muestra en las figuras 1B a 1D. En esta forma de realización ejemplificativa, el área de trabajo 11 adopta la forma de una barrena plana que rellena esencialmente el espacio completo del conducto radicular 21 según se muestra en las figuras 1C y 1D. Esta barrena es extremadamente flexible de manera que se adapta a la forma y el contorno internos del conducto radicular 21. En la parte estrecha 16 del conducto, los bucles 17 de la barrena son menos pronunciados que en los sectores ensanchados 18 y 19, que se corresponden, respectivamente, con la parte inferior y la entrada al canal 21.

Las figuras 2A a 2D representan un instrumento 10 según la invención, del tipo accionado mecánicamente, acoplado en uno de los conductos 21 de un diente de tipo molar 20 con dos conductos radiculares. En las figuras 2A a 2C, el área de trabajo 11, en su configuración retraída, es en general rectilínea, permitiendo una introducción sencilla en el conducto radicular 21. En las figuras 2B y 2D, el área de trabajo 11 ha adoptado su configuración estructurada expandida tras un aumento de temperatura que es el resultado o bien del contacto con el cuerpo del paciente o bien de un resistor de calentamiento (no mostrado) presente en la montura 14 que sustenta el instrumento 10. En el ejemplo mostrado, el instrumento se hace girar mecánicamente y, cuando está en su estado estructurado, tiene una forma de tipo sacacorchos. El área de trabajo 11 del instrumento 10 tiene también una consistencia suficientemente flexible de manera que su sección transversal se puede adaptar a la sección transversal del conducto radicular 21, que es más o menos cónico. Por este motivo, el área de trabajo 11 está realizada con un alambre de aleación metálica con memoria de forma que adopta su configuración estructurada expandida tras una elevación de temperatura o un cambio de temperatura. El alambre puede tener una sección transversal en general circular o quizás angular de tal manera que el instrumento funcione como herramienta de alisado, de corte, o abrasiva de acuerdo con el resultado deseado. El profesional médico puede usar diversos instrumentos con funciones diferentes o complementarias en función de la forma inicial del conducto radicular a tratar.

Las figuras 3A a 3D representan otra forma de realización de un instrumento de acuerdo con la invención del tipo accionado mecánicamente. Este instrumento 10, denominado instrumento expandible, tiene características específicas que le permiten adaptarse a la forma y dimensiones de un conducto radicular o "mecanizar" el conducto para darle la forma y dimensiones deseadas para el subsiguiente tratamiento del conducto radicular. El instrumento 10, en el estado representado en las figuras 3A y 3C, se introduce en uno de los conductos radiculares 21 en el diente 20. Este conducto comprende un ligero bulto 21a en su parte central, seguido por un estrechamiento 21b. El área de trabajo 11 del instrumento 10 se adapta a esta configuración. Igual que el instrumento ilustrado en las figuras 2A a 2D, este instrumento se hace girar mecánicamente por medio de su montura 14 y, en función de la sección transversal del alambre metálico que lo constituye, su acción produce o una mecanización, o un corte, o una abrasión o un alisado de las paredes del conducto radicular 21. En el presente caso, el objetivo es ensanchar

la parte superior del conducto al tiempo que eliminando la parte estrechada 21b con el fin de facilitar la introducción de la sustancia de empaste. Para llevar a cabo esto, el instrumento 10 se dilata, adopta la forma de un sacacorchos con una sección transversal en general circular, y actúa sobre las paredes cortando o erosionando el material del cuerpo del diente, tal como se muestra en las figuras 3B y 3D.

En la forma de realización mostrada en las figuras 4A y 4B, la expansión del instrumento 10 se produce esencialmente en la parte superior 30 del área de trabajo 11 y el objetivo es dar al conducto radicular 21 una forma de cono. El área de trabajo 11 puede ser de corte, abrasiva o de alisado en función de qué forma se contemple para el conducto 21.

Las figuras 5A y 5B ilustran otra forma de realización del instrumento 10 en la que el área de trabajo 11 es de manera general tubular y tiene un aspecto retorcido. La extremidad inferior 12 de esta área de trabajo 11 está dividida axialmente durante un cierto tramo y comprende dos sectores 12a y 12b que son visibles en la figura 5B. Cuando el área de trabajo (cuya extremidad 12 está ampliada en la figura 5B) está en la posición inoperativa, los dos sectores 12a y 12b están yuxtapuestos en la extensión axial del resto del área de trabajo 11. La introducción del área de trabajo del instrumento 10 en el conducto radicular 21 es sencilla debido a su configuración rectilínea tubular. En su posición de trabajo mostrada en la figura 6A y 6B, la extremidad inferior 12 se ha abierto tras una elevación de temperatura gracias a las propiedades de memoria de forma de la aleación que forma el instrumento 10, y los dos sectores 12a y 12b forman un ángulo entre ellos que describe un cono más o menos abierto cuando la herramienta se hace girar mediante su montura giratoria 14. El objetivo del odontólogo es crear una cavidad ensanchada 22 en la extremidad del conducto radicular 21, estando destinada la cavidad a recibir el empaste y evitar el atrapamiento de microburbujas de aire en la base del conducto. De hecho, las microburbujas de aire contienen oxígeno que puede alimentar bacterias y provocar descomposición, generando una infección a un plazo más o menos largo.

Volviendo a continuación a las figuras 7 a 21B, se describirá a continuación una forma de realización adicional de la presente invención. Puesto que esta forma de realización es muy similar a las formas de realización previamente descritas, únicamente se describirán de forma detallada las diferencias entre esta nueva forma de realización y la forma de realización previa mientras que a los elementos idénticos se les asignarán numerales de referencia idénticos.

De acuerdo con esta forma de realización, la herramienta o instrumento dental 10, según la presente invención, está fabricada a partir de un alambre de nitinol 32 (por ejemplo, de manera típica aproximadamente un 56% de níquel y aproximadamente un 44% de titanio en peso). Este alambre de nitinol 32 está en una fase austenítica a temperatura ambiente aproximadamente 22 grados centígrados con el fin de poder mecanizar el alambre de nitinol 32 obteniendo la herramienta o instrumento dental deseado, véase la figura 7. Es decir, cuando el alambre de nitinol 32 está a una temperatura por debajo de la temperatura de transición, el alambre de nitinol está en su fase martensítica en la que el alambre de nitinol 32 es normalmente plegable, maleable y/o temporalmente deformable en una forma deseada, por ejemplo, se puede manipular para obtener una configuración o forma doblada deseada o alguna otra configuración o forma deseada. No obstante, una vez que el alambre de nitinol 32 alcanza una temperatura igual a la de transición o por encima de esta última, por ejemplo, típicamente claramente por debajo de la temperatura ambiente en este caso, el alambre de nitinol 32 realiza de manera natural y automática una transición de vuelta a su fase austenítica en la que el alambre de nitinol 32 se hace más rígido y recupera de manera natural su configuración o forma fabricada inicialmente, la cual es de manera típica una configuración o forma lineal, tal como se muestra de manera general en la figura 7. En la fase austenítica del alambre de nitinol 32, el alambre de nitinol 32 adopta siempre su configuración o forma lineal fabricada que resulta en particular bastante adecuada y beneficiosa para mecanizar/pulir/convertir el alambre de nitinol 32 obteniendo una herramienta o instrumento dental 10, como es convencional en la técnica.

De acuerdo con la presente invención, la herramienta o instrumento dental 10 se fabrica en primer lugar seleccionando un alambre de nitinol 32 adecuado para la fabricación de la herramienta o instrumento dental 10. Puesto que la herramienta o instrumento dental 10 se utilizará en la boca de un paciente, es deseable que la temperatura de transición final del alambre de nitinol 32, y la herramienta o instrumento dental 10 resultante, esté ligeramente por debajo de la temperatura corporal, es decir, 32.5 ± 3 grados centígrados. No obstante, debe apreciarse que, para otras aplicaciones, puede utilizarse, sin desviarse con respecto al espíritu y el alcance de la presente invención, un alambre de nitinol 32 que tenga una temperatura de transición diferente, por ejemplo, o bien superior o bien inferior a 32.5 ± 3 grados centígrados.

Como es convencional en la técnica, el alambre de nitinol 32 seleccionado, que se fabrica de una manera convencional, tiene normalmente propiedades superelásticas convencionales. Es decir, el alambre de nitinol 32 tiene tanto una fase martensítica, en la que el alambre de nitinol 32 es en general maleable o de forma temporal deformable obteniendo una configuración o forma deseada siempre que el alambre de nitinol 32 permanezca a una temperatura por debajo de su temperatura de transición inicial del alambre de nitinol 32, como una fase austenítica, en la que el alambre de nitinol 32 recuperará automáticamente su configuración o forma de fabricación original, por ejemplo, la cual es típicamente su configuración o forma lineal de fabricación original, en cuanto a la temperatura del alambre de nitinol 32 alcance o supere la temperatura de transición inicial del alambre de nitinol 32.

De acuerdo con la presente invención, tal como se describe posteriormente de forma más detallada, la herramienta o instrumento dental resultante 10 tendrá una temperatura de transición final de 32.5 ± 3 grados centígrados. No obstante, durante el proceso de fabricación del alambre de nitinol 32, es deseable que el alambre de nitinol 32 tenga una temperatura de transición inicial de 10 ± 5 grados centígrados. Esto garantiza que el alambre de nitinol 32 esté en una fase austenítica, es decir, relativamente firme a temperatura ambiente, lo cual ayuda a la mecanización/pulido/conversión del alambre de nitinol 32, a temperatura ambiente, obteniendo una herramienta o instrumento dental 10.

Después de seleccionar un alambre de nitinol 32 adecuado para fabricar la herramienta o instrumento dental 10, el alambre de nitinol 32 a continuación se somete a una operación de pulido o corte (Figuras 8 y 8A) en la que por lo menos una, y posiblemente, dos o más, superficies o bordes de corte longitudinales o alargadas 34, por ejemplo, superficies o bordes de corte helicoidales, se cortan o se constituyen de otra manera según una longitud o eje longitudinal A de solamente una primera parte del alambre de nitinol 32, por ejemplo, típicamente en una forma helicoidal. En general, dicha primera parte pulida del alambre de nitinol 32 constituye un área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10, tal como se muestra de manera general en la figura 8. Una segunda parte terminal opuesta del alambre de nitinol 32 permanece sustancialmente sin pulido o alteraciones y constituye, de este modo, un vástago 38 de la herramienta o instrumento dental 10.

El extremo opuesto, no pulido, de la herramienta o instrumento dental 10 constituye un vástago 38 que ayuda en el acoplamiento de la herramienta o instrumento dental 10, durante su uso.

Tras completarse el proceso de pulido, la herramienta o instrumento dental 10 a continuación se corta a una longitud deseada. Después de esto, tal como se muestra en la figura 8A, un acoplamiento de accionamiento 55 convencional, que facilita el acoplamiento y el agarre de la herramienta o instrumento dental 10 mediante una herramienta giratoria 59 convencional, se fija, de una manera convencional, al vástago 38 de la herramienta o instrumento dental 10.

Es importante observar que la forma del área de trabajo 11 se constituye puramente mediante una operación de pulido, corte u otra operación de mecanizado similar. En el pasado, se han introducido superficies de corte helicoidales en el alambre 32 aplicando movimientos de retorcimiento bajo ciertas condiciones, por ejemplo, aplicando presiones extremas y temperaturas bajas. No obstante, dichos movimientos de retorcimiento introducían esfuerzos no deseados y tienden a provocar una fatiga no deseable en el alambre de nitinol 32 y, por lo tanto, deben evitarse. Debe apreciarse que el esfuerzo y la fatiga tienden a derivar en una rotura de la herramienta o instrumento dental 10 después de una cantidad limitada de rotación y/o doblamiento. Es decir, tiende a producirse una rotura solamente después de que se aplique y se elimine a continuación, de manera repetida, una carga nominal, incluso cuando el nivel de esfuerzo cíclico máximo aplicado era muy inferior a la resistencia a la tracción definitiva, y, de hecho, muy inferior a los esfuerzos de fluencia de las fases o bien martensítica o bien austenítica del instrumento o herramienta 10. Por este motivo, los alambres de la técnica anterior tienden a romperse o fracturarse de manera prematura y, por lo tanto, en general son adecuados para solamente una única aplicación.

Tras la formación de dicha por lo menos una, y posiblemente dos o más, superficies o bordes de corte alargado o longitudinal 34 a lo largo del área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 y la fijación del acoplamiento de accionamiento 55, la herramienta o instrumento dental 10 se somete entonces a un proceso de lavado y electropulido. Durante este proceso de lavado y electropulido, una capa o parte 35 muy delgada, por ejemplo, posiblemente de 0.01 a 0.03 mm (véase la figura 8B), de la superficie exterior de la herramienta o instrumento dental 10 se elimina de la misma. Dicha eliminación de una capa o parte muy delgada 35 de la superficie exterior de la herramienta o instrumento dental 10, mediante el proceso de electropulido, tiende a eliminar o, como mínimo, alisar el contorno de cualquier grieta de tamaño muy reducido u otras imperfecciones o deformidades 33, que posiblemente puedan haberse formado en la superficie exterior de la herramienta o instrumento dental 10 durante el proceso de pulido, y dicho proceso de electropulido hace que la herramienta o instrumento dental 10 sea más resistente a las roturas y/o la fatiga durante su uso.

Como resultado del proceso anterior, la herramienta o instrumento dental 10 está diseñado de manera que la herramienta o instrumento dental 10 se puede girar a una velocidad de rotación de aproximadamente 900 ± 100 rpms, mientras se lleva a cabo un procedimiento sobre el conducto radicular, durante un espacio de tiempo de al menos unos pocos minutos o un tiempo similar, sin fracturas y/o roturas con lo cual se extiende y prolonga la vida útil de la herramienta o instrumento dental 10 y se minimiza la posibilidad de que la herramienta o instrumento dental 10 se rompa o fracture accidentalmente, durante su uso, dejando posiblemente una parte rota o fracturada de la herramienta o instrumento dental 10 en el conducto radicular.

Después del proceso de lavado y electropulido y el corte a una longitud deseada de la herramienta o instrumento dental 10, la herramienta o instrumento dental 10 está entonces preparada para que: a) su temperatura de transición inicial se altere a su temperatura de transición final de manera que la temperatura de transición de la herramienta o instrumento dental 10 sea de 10 ± 5 grados centígrados, y asimismo b) se moldee en caliente para memorizar una forma o configuración deseada que tenga por lo menos un doblamiento, ondulación, curvatura,

discontinuidad, bulto o protuberancia 36 formado dentro y a lo largo del área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10. Tal como se muestra en la figura 14, dicha por lo menos una protuberancia 36 se forma solamente a lo largo de una parte del área de trabajo 11, normalmente situada en o adyacente a la punta libre de la herramienta o instrumento dental 10 y separada y alejada con respecto al vástago 38. Típicamente, dicha por lo menos una protuberancia 36 se forma más cerca de la punta libre de la herramienta o instrumento dental 10 que del vástago 38 de la herramienta o instrumento dental 10. La por lo menos una protuberancia 36 y el vástago 38 de la herramienta o instrumento dental 10 definen y asimismo se sitúan en un único plano. Además, preferentemente la herramienta o instrumento dental 10 no se retuerce cuando se está colocando dentro del molde 42 para minimizar el esfuerzo inducido en la herramienta o instrumento dental 10. La por lo menos una protuberancia 36 tiene en general una forma curvada o arqueada que tiene una longitud L de entre 1 y 16 mm (medida según un eje longitudinal A de la herramienta o instrumento dental 10) y una anchura W (medida con respecto al eje longitudinal A de la herramienta o instrumento dental 10) de entre 0.1 y 3.0 mm o similar. Debe apreciarse que la forma general de dicha por lo menos una protuberancia 36 a memorizar por el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 puede variar, en función de la aplicación particular.

El aspecto importante de dicha por lo menos una protuberancia 36 es que, tras la rotación de la herramienta de instrumento dental 10, dicha por lo menos una protuberancia 36 hace que aumente el radio y/o volumen circunscrito por la herramienta de instrumento dental 10 a medida que la herramienta o instrumento dental 10 gira. Este radio y/o volumen aumentado, de la herramienta o instrumento dental 10, facilita un raspado y una eliminación más completos de pulpa de las superficies encaradas hacia dentro de un conducto radicular, especialmente para las secciones curvadas y estrechadas complejas del conducto radicular que normalmente no se prestan a una eliminación completa de la pulpa. Además, según la presente invención, si se desea, se pueden formar dos o más protuberancias secuenciales 36 dentro del área de trabajo, una secuencialmente tras la otra (no mostrada), en función de la aplicación particular.

Tal como se ha indicado anteriormente, es altamente deseable que la herramienta o instrumento dental 10 esté en su fase austenítica, a temperatura ambiente, durante el proceso de fabricación. Es decir, siempre que la herramienta o instrumento dental 10 está a una temperatura por encima de su temperatura de transición inicial, por ejemplo, una temperatura de 10 ± 5 grados centígrados en este caso, la herramienta o instrumento dental 10 no es maleable o temporalmente deformable. Por ello, el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 no se adapta o moldea fácilmente llegando a una forma deseada, es decir, la forma de dicha por lo menos una protuberancia 36 deseada.

La temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental 10 se modifica, de acuerdo con la presente invención, colocando la herramienta o instrumento dental 10 en un molde 40 y aplicando solamente una presión mínima, por ejemplo, el peso de un molde superior, que calienta la herramienta o instrumento dental 10 a una temperatura deseada durante un espacio de tiempo deseado. Tal como se muestra de manera general en la figura 10, el molde de base 42 tiene una cavidad 46 formada en el mismo que incluye una impresión negativa 48 de dicha por lo menos una protuberancia 36. Cada cavidad 46 del molde 40 está dimensionada y conformada para recibir y dar acomodo a una herramienta o instrumento dental 10 en su interior y moldear el área de trabajo 11 de a herramienta o instrumento dental 10 obteniendo dicha por lo menos una protuberancia 36 deseada. Cuando la herramienta o instrumento dental 10 se coloca inicialmente dentro de la cavidad 46 del molde de base 42, el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10, debido a que la herramienta o instrumento dental 10 sigue estando en ese momento en su fase austenítica, no sigue o se adapta al contorno de la impresión negativo 48 que está formada en el molde de base 42 y que es la forma deseada a obtener en el producto final de la herramienta o instrumento dental 10.

Para forzar a la herramienta o instrumento dental 10, todavía en su fase austenítica, a que siga y se adapte de forma ajustada al contorno de dicha por lo menos una protuberancia 36 formada en el molde de base 42, un molde superior complementario 44 se acopla al molde de base 42 con el fin de dar acomodo de manera cautiva a la herramienta o instrumento dental 10 dentro de la cavidad 46 del molde 40. Tal como se ha indicado anteriormente, el molde superior 44 tiene una impresión positiva complementaria 50 que se corresponde con la impresión negativa 48 de dicha por lo menos una protuberancia 36 que se va a formar en el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10. Por consiguiente, cuando el molde superior 44, con la impresión positiva 50 de dicha por lo menos una protuberancia 36, encaja con el molde de base 42, el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 es forzada o inducida a adoptar, a adaptarse y a seguir de manera ajustada el contorno de las impresiones complementarias negativa y positiva 48, 50 del molde de base 42, que es la configuración deseada que se quiere obtener y memorizar por parte del producto final de la herramienta o instrumento dental 10, según se muestra de forma general en la figura 14. Debe apreciarse que el molde superior 44 únicamente aplica una presión mínima, por ejemplo, de manera típica significativamente menos de mil libras por pulgada cuadrada, más preferentemente menos de cien libras por pulgada cuadrada, y, con la mayor preferencia, menos de diez libras por pulgada cuadrada o similar, con el fin de evitar completamente cualquier compresión de la herramienta o instrumento dental 10. Es decir, la impresión negativa 48 y la impresión positiva complementaria 50 de dicha por lo menos una protuberancia 36 tienen una forma, un tamaño y/o diámetro al menos tan grandes como la forma, el tamaño y/o el diámetro exteriores del área de trabajo de la herramienta o instrumento dental 10 (preferentemente con cierta holgura) de manera que la presente invención meramente reconfigura la herramienta o instrumento dental 10 obteniendo una

nueva forma deseada de la herramienta o instrumento dental 10 que se va a memorizar pero no modifica físicamente el tamaño/diámetro de la herramienta o instrumento dental 10. Típicamente, la fuerza mínima requerida para reconfigurar o realinear la herramienta o instrumento dental 10 obteniendo una nueva forma deseada a memorizar, y, después de ello, a calentar en el molde 40, es inferior a 0.7 MPa, más preferentemente inferior a 0.07 MPa. Dicha fuerza mínima sobre el área de trabajo 11 se produce sin provocar ninguna deformación permanente (es decir, ninguna deformación que no sea reversible simplemente mediante un cambio de temperatura) de la herramienta o instrumento dental 10. Esta fuerza mínima meramente facilita la reconfiguración o realineación y mantiene la herramienta o instrumento dental 10 en una nueva forma memorizada de manera que, tras el proceso antes descrito de calentamiento y enfriamiento, la herramienta o instrumento dental 10 memorizará esta nueva forma en la que la configuración superelástica recién memorizada de la herramienta o instrumento dental 10 tiene un vástago lineal 38 y un área de trabajo no lineal 11, tal como se muestra de manera general en la figura 14.

Cuando se encajan entre sí los moldes superior y de base 44, 42, únicamente se requiere una cantidad mínima de fuerza o presión y esto minimiza la posible fatiga del metal. Por otra parte, no se produce ninguna compresión de la herramienta o instrumento dental 10. Después de esto, el molde 40, con la(s) herramienta(s) o instrumento(s) dental(es) 10 alojado(s) en el mismo, se calienta a continuación a una temperatura deseada por medio de un calefactor convencional 45. El calor suministrado a la herramienta o instrumento dental 10 está diseñado para: a) modificar la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental 10 resultante a una temperatura de transición final, y, al mismo tiempo, b) "memorizar" permanentemente la forma moldeada de por lo menos una protuberancia 36 formada en el molde 40, según se muestra de manera general en la figura 11, por ejemplo.

Como resultado de este proceso, una vez que la herramienta o instrumento dental 10 se calienta durante un espacio de tiempo suficiente en el molde 40 y, a continuación, posteriormente se enfría, tal como se describe más adelante con mayor detalle, la herramienta o instrumento dental 10 memoriza la forma de las impresiones complementarias negativa y positiva 48, 50 de dicha por lo menos una protuberancia 36 formada en el molde 40. Además, debido a este proceso de calentamiento durante un espacio de tiempo suficiente en el molde 40, la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental 10 se modifica desde su temperatura de transición inicial de 10 ± 5 grados centígrados a su temperatura de transición final de ligeramente por debajo de la temperatura corporal, es decir, 32.5 ± 3 grados centígrados. Como consecuencia, después de esto exactamente cada vez que la temperatura de la herramienta o instrumento dental 10 sea la temperatura de transición final de la herramienta o instrumento dental 10 o se encuentre por encima de esta última, es decir, en cualquier momento en el que la herramienta o instrumento dental 10 esté en su fase austenítica, la herramienta o instrumento dental 10 recuperará siempre automáticamente esta forma moldeada memorizada de dicha por lo menos una protuberancia 36 que es un reflejo de las impresiones complementarias negativa y positiva 48, 50 del molde 40.

Durante el proceso de calentamiento, la herramienta o instrumento dental 10 se calienta a una temperatura suficiente que a) facilita la memorización de la forma moldeada de la herramienta o instrumento dental 10, y b) también facilita la modificación de la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental 10 a una temperatura de transición final nueva. Es decir, la temperatura de calentamiento de la herramienta o instrumento dental 10, que facilita modificar la temperatura de transición original y al mismo tiempo la memorización de la forma moldeada, es típicamente una temperatura de entre 200 y 375 grados centígrados durante un espacio de tiempo de entre 30 minutos y 240 minutos. Más preferentemente, la temperatura de calentamiento de la herramienta o instrumento dental 10, que facilita la modificación de la temperatura de transición original a una temperatura de transición final nueva y al mismo tiempo la memorización de la forma moldeada, es una temperatura de entre 250 y 350 grados centígrados, y, con la mayor preferencia, la temperatura de calentamiento de la herramienta o instrumento dental 10, para facilitar la modificación de la temperatura de transición y al mismo tiempo la memorización de la forma moldeada, es una temperatura de aproximadamente 300 grados centígrados. Más preferentemente, el tiempo de calentamiento de la herramienta o instrumento dental 10, para facilitar la modificación de la temperatura de transición original a una temperatura de transición final nueva y al mismo tiempo la memorización de la forma moldeada, es un espacio de entre 45 y 90 minutos.

Mientras la herramienta o instrumento dental 10 está alojado dentro del molde 40 y se calienta a la temperatura de memorización deseada durante el espacio de tiempo deseado, la herramienta o instrumento dental 10 en general se recuece para modificar su forma memorizada original alcanzando una nueva forma memorizada que será adoptada siempre automáticamente por la herramienta o instrumento dental 10 y a la que volverá exactamente cada vez que la herramienta o instrumento dental 10 se encuentre a la temperatura de transición final nueva o por encima de la misma, es decir, cuando la herramienta o instrumento dental 10 esté en su fase austenítica. Es decir, la herramienta o instrumento dental 10 memoriza y adopta automáticamente esta forma recién memorizada en cuanto la herramienta o instrumento dental 10 realice una transición de su fase martensítica a su fase austenítica y exactamente cada vez que se produzca este hecho.

Tras el calentamiento de la herramienta o instrumento dental 10, dentro del molde 40 a la temperatura deseada durante el espacio de tiempo deseado, a continuación el molde 40 y la herramienta o instrumento dental 10 se enfrían, los dos, rápidamente, es decir, se templan en un baño líquido 52 (por ejemplo, agua fría), tal como se muestra de forma general en la figura 12. Dicho enfriamiento rápido de la herramienta o instrumento dental 10

ayuda al recocido de la herramienta o instrumento dental 10 y a la memorización de la forma de dicha por lo menos una protuberancia 36.

5 Después del temple, el segundo molde superior 44 se separa del molde de base 42 para abrir el molde 40 y permitir la extracción de la(s) herramienta(s) o instrumento(s) dental(es) 10, tal como se muestra de manera general en la figura 13. Como consecuencia del proceso anterior, a) la temperatura de transición original de la herramienta o instrumento dental 10 se modifica a una temperatura de transición final que está ligeramente por debajo de la temperatura corporal, es decir, 32.5 ± 3 grados centígrados, y b) la herramienta o instrumento dental 10 memoriza su forma moldeada de dicha por lo menos una protuberancia 36 y adopta esta forma memorizada en cuanto la herramienta o instrumento dental 10 realiza una transición de su fase martensítica a su fase austenítica y exactamente cada vez que se produce este hecho. Debe apreciarse que cuando la herramienta o instrumento dental 10 está a una temperatura por debajo de su temperatura de transición final, la herramienta o instrumento dental 10 está en la fase martensítica y es doblable o plegable.

15 No obstante, esta forma memorizada, a modo de dicha por lo menos una protuberancia 36, puede hacer que el envasado, almacenamiento y/o transporte de la herramienta o instrumento dental 10 sean algo dificultosos. Para hacer frente a este problema, tras su fabricación, la herramienta o instrumento dental 10 se puede enfriar suficientemente pulverizando la herramienta o instrumento dental 10 con un líquido o gas de enfriamiento/higienizante, tal como se muestra de manera general en la figura 14, con el fin de higienizar y llevar la herramienta o instrumento dental 10 a una temperatura por debajo de su temperatura de transición final, por ejemplo, de manera que la herramienta o instrumento dental 10 esté en su fase martensítica a temperatura ambiente. Después de esto, dicha por lo menos una protuberancia 36, de la herramienta o instrumento dental 10, se puede enderezar a continuación manualmente (tal como se muestra de forma general en la figura 14A) lo cual ayuda a la inserción de la herramienta o instrumento dental 10 en el envase adecuado o a su extracción de este último, tal como una cubierta o caja protectora 54, según se muestra de manera general en la figura 14B.

30 Como se ha indicado anteriormente, para garantizar la protección de la herramienta o instrumento dental 10, la herramienta o instrumento dental 10, tras su fabricación y esterilización, se envasa en la cubierta o caja protectora 54. Típicamente, la caja protectora 54 es una caja hueca delgada que recibe y aloja de forma ajustada por lo menos el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10, y por lo menos una parte del vástago 38, dentro de un compartimento cilíndrico interno de la misma, mientras que el acoplamiento de accionamiento 55 de la herramienta o instrumento dental 10 permanece situado fuera de la caja protectora 54 y expuesto al entorno externo. Es decir, el acoplamiento de accionamiento 55 permanece fácilmente accesible para su acoplamiento con una herramienta giratoria 59 según una manera convencional. Esto facilita la simplificación de la fijación del acoplamiento de accionamiento 55 de la herramienta o instrumento dental 10 a la herramienta giratoria 59 deseada. Por último, la herramienta o instrumento dental 10, alojado dentro de la caja protectora 54, se envasa dentro de un envase protector convencional que mantiene la esterilidad de la herramienta o instrumento dental 10, hasta que se desee el uso de la herramienta o instrumento dental 10.

40 Preferentemente, la caja protectora 54 es transparente al menos de manera parcial de modo que la herramienta o instrumento dental 10 es visible al menos parcialmente a través de la caja protectora 54. La caja protectora 54 está abierta, por un primer extremo abierto de la misma, y está completamente cerrada por un segundo extremo cerrado de la misma. Una superficie exterior de la caja protectora 54 está provista de una escala de medición 56, que comienza con unas marcas de medición iniciales, por ejemplo, 0.0 cm, en el primer extremo abierto 60 de la caja protectora 54, y típicamente finaliza con unas marcas de medición finales, por ejemplo, 25 cm, adyacentes a un segundo extremo cerrado de la misma. El vástago 38 de la herramienta o instrumento dental 10 sustenta un indicador de profundidad ajustable 58. El indicador de profundidad ajustable 58 es deslizante a lo largo de la herramienta o instrumento dental 10, por parte de un endodoncista antes de su uso, con el fin de indicar una profundidad deseada de inserción del extremo de trabajo de la herramienta o instrumento dental 10 en el conducto radicular deseado.

55 Una vez que un endodoncista determina la profundidad del conducto radicular del diente del paciente a tratar, el endodoncista fija el acoplamiento de accionamiento 55 a una herramienta giratoria convencional 59 adecuada (véanse las figuras 16 y 16A) para accionar la herramienta o instrumento dental 10, durante su uso, a una velocidad de rotación deseada, por ejemplo, 900 ± 100 rpm de manera ilustrativa. Una vez que el extremo expuesto del acoplamiento de accionamiento 55 está fijado de manera segura a la herramienta giratoria 59, el endodoncista puede entonces retirar parcialmente la herramienta o instrumento dental 10, con respecto a la caja protectora 54, durante una distancia suficiente hasta que la parte del área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10, que permanece todavía dentro de la caja protectora 54, sea igual a la profundidad predeterminada del conducto radicular del diente del paciente a tratar (Figura 16B). Seguidamente, el endodoncista desliza entonces el indicador de profundidad ajustable 58 a lo largo de la herramienta o instrumento dental 10 desde el vástago 38 hacia el área de trabajo opuesta 11 hasta que el indicador de profundidad ajustable 58 se sitúe en apoyo contra el primer extremo abierto 60 de la caja protectora 54 (Figura 16C). Como resultado de dicho proceso, en este momento el indicador de profundidad ajustable 58 proporciona una indicación visual al endodoncista, en cuanto el indicador de profundidad ajustable 58 esté situado de manera ajustada adyacentemente/esté en apoyo contra el diente del paciente a tratar, de que la herramienta o instrumento dental 10 está insertado en su totalidad y completamente en

el conducto radicular y no se debe insertar más en el mismo. Es decir, el indicador de profundidad ajustable 58 funciona como indicador de tope para el endodoncista durante el uso de la herramienta o instrumento dental 10.

5 Antes de retirar completamente la herramienta o instrumento dental 10 con respecto a la caja protectora 54, la herramienta o instrumento dental 10 típicamente se enfría, por ejemplo, se pulveriza con un líquido o gas de enfriamiento comprimido convencional, tal como aire comprimido (no mostrado). El líquido o gas de enfriamiento comprimido enfría gradualmente la caja protectora 54 y dicho enfriamiento de la caja protectora 54, a su vez, enfría de manera suficiente por lo menos el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 a una temperatura por debajo de su temperatura de transición final de manera que el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10, entonces, de manera temporal se puede manipular, moldear o conformar para adquirir una configuración en general lineal, una configuración ligeramente curvada, una configuración doblada o alguna otra forma o configuración deseada. Por ejemplo, a medida que la herramienta o instrumento dental 10 está siendo enfriada por la caja protectora 54 y está ubicada dentro de ella y es posicionada por la misma, la herramienta giratoria 59 se puede hacer funcionar con el fin de hacer girar la herramienta o instrumento dental 10 para permitir una deformación temporal del área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 adquiriendo la configuración o forma lineal deseada, por ejemplo, una forma lineal tal como se muestra en la figura 16D. Dicha configuración o forma deseada, por ejemplo, configuración lineal, curvada o doblada, en general facilita la inserción del extremo anterior de la herramienta o instrumento dental 10, por parte del endodoncista, en una abertura de entrada del conducto radicular del diente a tratar, según se muestra de manera general en la figura 17.

20 No obstante, debe apreciarse que, en cuanto la temperatura de la herramienta o instrumento dental 10 se ve afectada por el diente, que típicamente se encuentra a la temperatura corporal, la herramienta o instrumento dental 10 realiza una transición instantánea y automática desde su fase martensítica a su fase austenítica, tal como se muestra en la figura 18, y la herramienta o instrumento dental 10 de manera simultánea adopta y se vuelve a ajustar a su forma memorizada de dicha por lo menos una protuberancia 36. Debe apreciarse que la forma memorizada es algo más rígida, que la fase martensítica plegable, y, por lo tanto, es más eficaz en cuanto al raspado o eliminación de la pulpa de la superficie encarada hacia dentro del conducto radicular del diente a tratar, tal como se muestra en general en las figuras 20, 21, 21A y 21B. La por lo menos una protuberancia 36, de la herramienta o instrumento dental 10, es altamente eficaz en cuanto a la eliminación, la limpieza y el despeje de la pulpa de las áreas y regiones de forma cilíndrica o tubular del conducto radicular así como las áreas y regiones ovaladas y otras que no sean cilíndricas del conducto radicular, las cuales normalmente no se prestan a una limpieza y eliminación completa de la pulpa con las herramientas dentales de la técnica anterior disponibles en la actualidad.

35 De acuerdo con la presente invención, dicha por lo menos una protuberancia 36 de la herramienta o instrumento dental 10, cuando se hace girar con la herramienta giratoria 59, hace que aumenten el radio y el volumen 61 (Figura 19) que abarca y/o circunscribe la herramienta o instrumento dental 10.

40 Debe apreciarse que, si la herramienta o instrumento dental 10 meramente tuviese una forma o configuración lineal, el radio o volumen 61 circunscrito por la herramienta o instrumento dental 10, cuando está en su fase austenítica, sería meramente igual al volumen definido por la herramienta o instrumento dental 10, tal como se muestra en general en la figura 17. Tal como se pone de manifiesto a partir de esta figura, resulta bastante difícil para el endodoncista manipular la herramienta o instrumento dental 10 con el fin de limpiar y eliminar completamente toda la pulpa de las superficies encaradas hacia dentro del conducto radicular, especialmente en las áreas de sección transversal compleja curvada y estrechada del conducto radicular que, típicamente, no se prestan de manera sencilla a una eliminación y limpieza completas de la pulpa.

50 Debido al radio y al volumen aumentados de dicha por lo menos una protuberancia 36 de la herramienta o instrumento dental 10, cuando la herramienta o instrumento dental 10 se hace girar con la herramienta giratoria 59, la(s) superficie(s) o borde(s) de corte 34 de dicha por lo menos una protuberancia 36 se hace entrar en contacto íntimo con la superficie encarada hacia dentro del conducto radicular y realiza un raspado contra la misma, especialmente en áreas de sección transversal compleja curvada y estrechada del conducto radicular que, típicamente, no se prestan de manera sencilla a una eliminación y limpieza completas de la pulpa. Es decir, la forma memorizada de dicha por lo menos una protuberancia 36 ayuda al mantenimiento de la(s) superficie(s) o borde(s) de corte 34 en contacto constante e íntimo con la superficie encarada hacia dentro del conducto radicular durante su uso. Dicho contacto constante e íntimo con la superficie encarada hacia dentro del conducto radicular se produce continuamente durante todo el tiempo que la herramienta o instrumento dental 10 está situado dentro del conducto radicular, por ejemplo, constantemente a medida que el endodoncista empuja suavemente la herramienta o instrumento dental 10 hacia el fondo del conducto radicular y alejándolo del mismo. El radio y el volumen aumentados de dicha por lo menos una protuberancia 36 de la herramienta o instrumento dental 10, a medida que se hace girar dentro del conducto radicular, junto con el movimiento de empuje en vaivén del endodoncista, garantiza una eliminación completa de toda la pulpa contenida dentro del conducto radicular que se está tratando.

65 Preferentemente, el alambre de nitinol, destinado a usarse con la presente invención, incluye entre un 54 y un 57 por ciento en peso de níquel y entre un 43 y un 46 por ciento en peso de titanio.

Después de retirar completamente del conducto radicular la herramienta o instrumento dental 10, la herramienta o instrumento dental 10 se puede o bien desechar adecuadamente o bien, posiblemente, enfriar, por ejemplo, pulverizar con un líquido o gas comprimido de enfriamiento e higienizante. El gas o líquido comprimido de enfriamiento e higienizante enfría por lo menos el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 a una temperatura por debajo de su temperatura de transición final. De manera similar a cuando se formó por primera vez, el área de trabajo 11 de la herramienta o instrumento dental 10 puede, a continuación, de manera temporal manipularse, moldearse o conformarse para adquirir una configuración en general lineal, una configuración ligeramente curvada, una configuración doblada o alguna otra forma o configuración deseada. Dicha manipulación en general facilita la inserción del extremo anterior de la herramienta o instrumento dental 10, por parte del endodoncista, en una abertura de entrada de una caja protectora higienizada 54. A continuación, la herramienta o instrumento dental 10 se puede almacenar en su fase martensítica hasta que se desee para un uso futuro.

La presente invención no se limita a las formas de realización descritas, sino que puede experimentar diferentes modificaciones y variaciones. En particular, a pesar del hecho de que las variaciones descritas son accionadas de forma manual y mecánica, también es posible usar vibraciones por ultrasonidos para controlar el instrumento 10. Además, en función de las formas seleccionadas, la preparación del conducto radicular puede variar. Estas variaciones también se pueden obtener mediante adaptaciones en la forma del alambre metálico con el que está hecho el instrumento 10, siendo dicha forma posiblemente lisa o afilada, redonda o angular, etcétera.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de formación de una herramienta o instrumento dental que tiene una forma memorizada, comprendiendo el procedimiento:

5

seleccionar un alambre de nitinol que tiene una temperatura de transición inicial de 10 ± 5 grados centígrados;

10

pulir el alambre de nitinol a temperatura ambiente para formar la herramienta o instrumento dental de manera que tenga un vástago, situado adyacente a un primer extremo, y un área de trabajo, con por lo menos una superficie de corte, situada adyacente a un segundo extremo anterior opuesto, el alambre de nitinol está en su fase austenítica durante el pulido;

15

moldear el área de trabajo en una forma moldeada que tiene por lo menos una protuberancia formada en un molde aplicando una presión inferior a 0.7 MPa al área de trabajo que es únicamente suficiente para inducir al área de trabajo de la herramienta o instrumento dental a seguir un contorno de dicha por lo menos una protuberancia del molde y sin provocar ninguna deformación permanente de la herramienta o instrumento dental; y

20

calentar la herramienta o instrumento dental alojado en el molde a una temperatura comprendida entre 200 y 375 grados centígrados durante un espacio de tiempo comprendido entre 30 minutos y 240 minutos para:

25

a) modificar la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental a una temperatura de transición final de 32.5 ± 3 grados centígrados; y al mismo tiempo,

b) memorizar la forma moldeada que incluye dicha por lo menos una protuberancia de manera que la herramienta o instrumento dental recuperará automáticamente la forma moldeada que tiene dicha por lo menos una protuberancia en cuanto la herramienta o instrumento dental esté a una temperatura en la temperatura de transición final o por encima de la misma.

30

2. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:

35

calentar la herramienta o instrumento dental a una temperatura comprendida entre 250 y 350 grados centígrados para modificar la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental y, al mismo tiempo, para memorizar la forma moldeada que tiene dicha por lo menos una protuberancia durante un espacio de tiempo comprendido entre 30 minutos y 240 minutos.

40

3. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:

calentar la herramienta o instrumento dental, durante un tiempo comprendido entre 30 minutos y 240 minutos, a una temperatura que modifique la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental a la temperatura de transición final y al mismo tiempo, facilite la memorización de la forma moldeada que tiene dicha por lo menos una protuberancia, cuando la herramienta o instrumento dental esté a una temperatura en la temperatura de transición final o por encima de la misma.

45

4. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:

50

calentar la herramienta o instrumento dental, durante un tiempo comprendido entre 45 minutos y 90 minutos, a una temperatura que modifique la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental a la temperatura de transición final y al mismo tiempo, facilite la memorización de la forma moldeada que tiene dicha por lo menos una protuberancia, cuando la herramienta o instrumento dental esté a una temperatura en la temperatura de transición final o por encima de la misma.

55

5. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:

formar dicha por lo menos una protuberancia de manera que tenga una de entre una forma curvada y arqueada que haga aumentar por lo menos uno de entre el radio y un volumen de la herramienta o instrumento dental cuando sea girado con una herramienta giratoria, de manera que dicha por lo menos una protuberancia y la herramienta o instrumento dental definan un plano.

60

6. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:

65

formar dicha por lo menos una protuberancia para tener una longitud curvada o arqueada comprendida entre 1 y 16 mm, y una anchura, medida con respecto a un eje longitudinal de la herramienta o instrumento dental, de 0.1 a 3.0 mm, sin retorcer la herramienta o instrumento dental.

7. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:

- 5 memorizar la forma moldeada que tiene dicha por lo menos una protuberancia colocando el molde de la herramienta o instrumento dental en un molde que tenga tanto una impresión negativa como una impresión positiva de dicha por lo menos una protuberancia que se va a formar en por lo menos el área de trabajo de la herramienta o instrumento dental;
- aplicar, por medio del molde, una presión inferior a 0.7 MPa al área de trabajo de la herramienta o instrumento dental; y
- 10 calentar la herramienta o instrumento dental a una temperatura comprendida entre 200 y 375 grados centígrados durante un espacio de tiempo comprendido entre 30 minutos y 240 minutos con el fin de 1) modificar la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental a la temperatura de transición final y, al mismo tiempo, 2) memorizar la forma moldeada que tiene dicha por lo menos una protuberancia.
- 15 8. Procedimiento según la reivindicación 7, que comprende asimismo:
- enfriar rápidamente el molde de manera que se enfríe rápidamente la herramienta o instrumento dental tras el calentamiento de la herramienta o instrumento dental dentro del molde.
- 20 9. Procedimiento según la reivindicación 8, que comprende asimismo:
- enfriar rápidamente el molde templando el molde en un baño líquido de manera que se enfríe rápidamente la herramienta o instrumento dental.
- 25 10. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:
- envasar la herramienta o instrumento dental en una caja protectora y un envase posterior que garantiza la esterilidad de la herramienta o instrumento dental,
- 30 formar la caja protectora de manera que sea por lo menos parcialmente transparente; y
- proporcionar una escala de medición sobre una superficie de la caja protectora.
- 35 11. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:
- fijar un acoplamiento de accionamiento al vástago de la herramienta o instrumento dental para facilitar el acoplamiento de la herramienta o instrumento dental a un accionamiento giratorio.
- 40 12. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:
- proporcionar un indicador de profundidad ajustable sobre la herramienta o instrumento dental que sea deslizable a lo largo de la herramienta o instrumento dental, antes de su uso, para indicar una profundidad de inserción deseada de un extremo de trabajo de la herramienta o instrumento dental en un conducto radicular deseado.
- 45 13. Procedimiento según la reivindicación 1, que comprende asimismo:
- someter una superficie exterior de la herramienta o instrumento dental a un proceso de electropulido que alise cualquier imperfección o deformidad de la superficie exterior de la herramienta o instrumento dental con el fin de conseguir que la herramienta o instrumento dental sea más resistente a las roturas y/o la fatiga durante su uso.
- 50 14. Procedimiento de formación de una herramienta o instrumento dental que tiene una forma memorizada, comprendiendo el procedimiento:
- 55 seleccionar un alambre de nitinol que tiene una temperatura de transición inicial de 10 ± 5 grados centígrados;
- 60 pulir el alambre de nitinol a una temperatura ambiente para formar la herramienta o instrumento dental de manera que tenga un vástago, situado adyacente a un primer extremo, y un área de trabajo, con por lo menos una superficie de corte, situada adyacente a un segundo extremo anterior opuesto, el alambre de nitinol está en su fase austenítica durante el pulido;
- 65 moldear el área de trabajo en una forma moldeada que tiene por lo menos una protuberancia formada en un molde aplicando una presión inferior a 0.7 MPa únicamente al área de trabajo de la herramienta o instrumento dental y que es únicamente suficiente para inducir al área de trabajo de la herramienta o instrumento dental a seguir un contorno de dicha por lo menos una protuberancia del molde pero insuficiente para deformar de manera permanente el área de trabajo de la herramienta o instrumento dental;

someter una superficie exterior de la herramienta o instrumento dental a un proceso de electropulido para alisar cualquier imperfección o deformidad de la superficie exterior de la herramienta o instrumento dental y conseguir que la herramienta o instrumento dental sea más resistente a las roturas y/o la fatiga durante su uso; y

5

calentar la herramienta o instrumento dental alojados en el molde a una temperatura comprendida entre 200 y 375 grados centígrados durante un espacio de tiempo comprendido entre 30 minutos y 240 minutos, para:

10

a) modificar la temperatura de transición inicial de la herramienta o instrumento dental a una temperatura de transición final de aproximadamente 32.5 ± 3 grados centígrados; y al mismo tiempo,

15

b) memorizar la forma moldeada que incluye un vástago lineal y dicha por lo menos una protuberancia de manera que la herramienta o instrumento dental recupere automáticamente la forma moldeada con dicha por lo menos una protuberancia en cuanto la herramienta o instrumento dental esté a una temperatura en la temperatura de transición final o por encima de la misma.

15.Herramienta o instrumento dental que tiene una forma memorizada, comprendiendo la herramienta o instrumento dental:

20

la herramienta o instrumento dental que tiene una temperatura de transición final de aproximadamente 32.5 ± 3 grados centígrados;

25

la herramienta o instrumento dental que tiene un vástago situado adyacente a un primer extremo del mismo y un área de trabajo situada adyacente a un segundo extremo opuesto del mismo, estando el área de trabajo realizada con alambre de nitinol;

30

por lo menos un corte alargado que se forma a lo largo del área de trabajo de la herramienta o instrumento dental;

una forma memorizada, que tiene por lo menos una protuberancia, que se ha formado en el área de trabajo de la herramienta o instrumento dental; estando la forma memorizada formada mediante aplicación simultánea de calor y una presión inferior a 453 kg por 6.5 cm cuadrados sobre el alambre de nitinol que tiene una temperatura de transición inicial de 10 ± 5 grados centígrados dentro de un molde;

35

cuando la herramienta o instrumento dental está a una temperatura por debajo de su temperatura de transición final, el instrumento de herramienta dental está en su fase martensítica, y es moldeable en una forma o configuración temporal que facilita la inserción de un extremo anterior de la en un conducto radicular deseado, pero, en cuanto la herramienta o instrumento dental está a una temperatura en la temperatura de transición final o por encima de la misma, la herramienta o instrumento dental realiza automáticamente una transición de su fase martensítica a su fase austenítica y la herramienta o instrumento dental adopta simultáneamente su forma memorizada que tiene dicha por lo menos una protuberancia; y

40

en la que dicha por lo menos una protuberancia tiene una longitud curvada o arqueada comprendida entre 1 y 16 mm y una anchura, medida con respecto a un eje longitudinal de la herramienta o instrumento dental, comprendida entre 0.1 y aproximadamente 3.0 mm, estando la protuberancia formada sin retorcimiento.

45

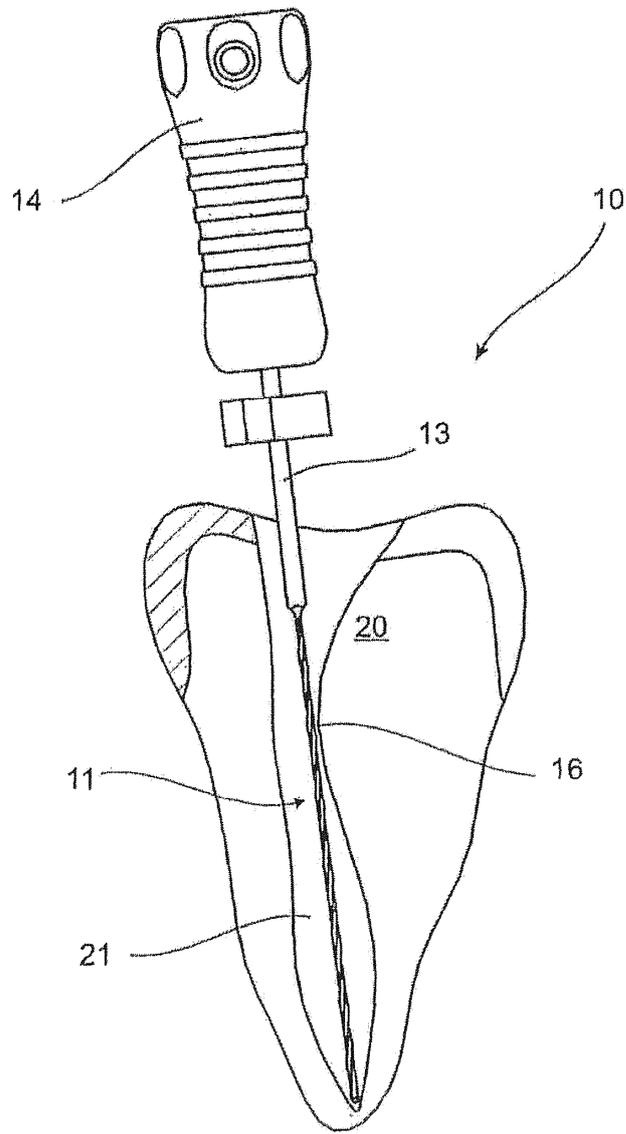


FIG. 1A

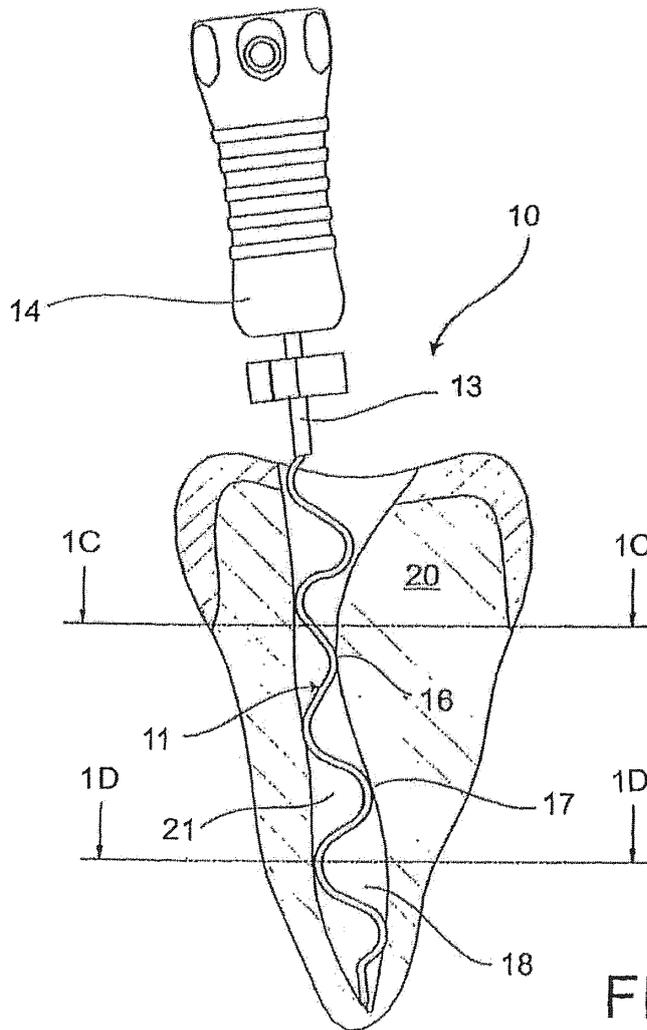


FIG. 1B

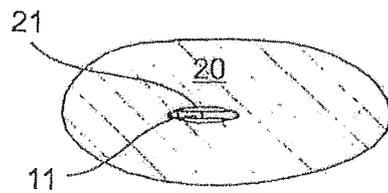


FIG. 1C



FIG. 1D

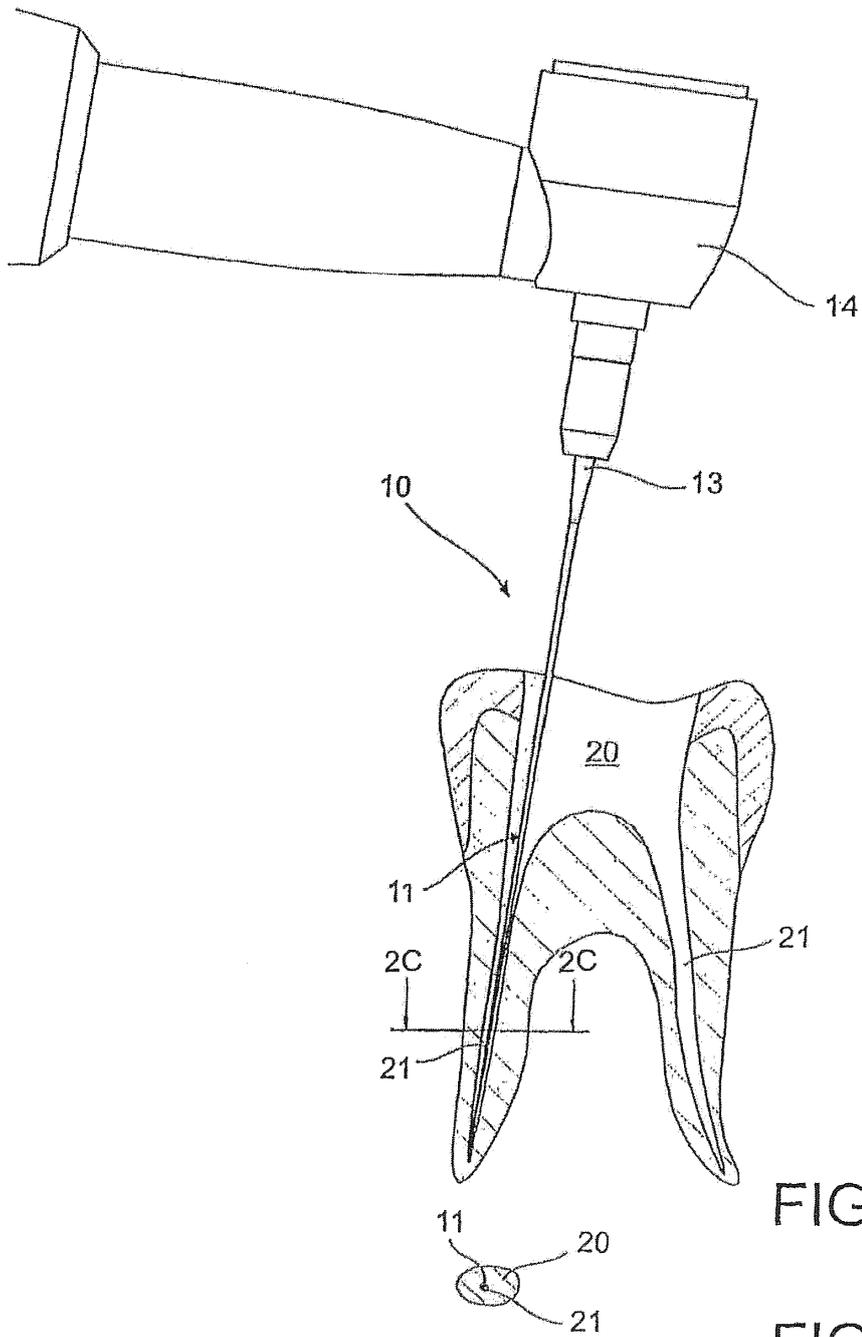
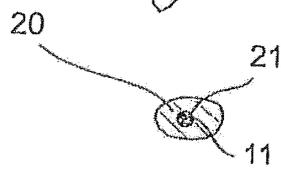
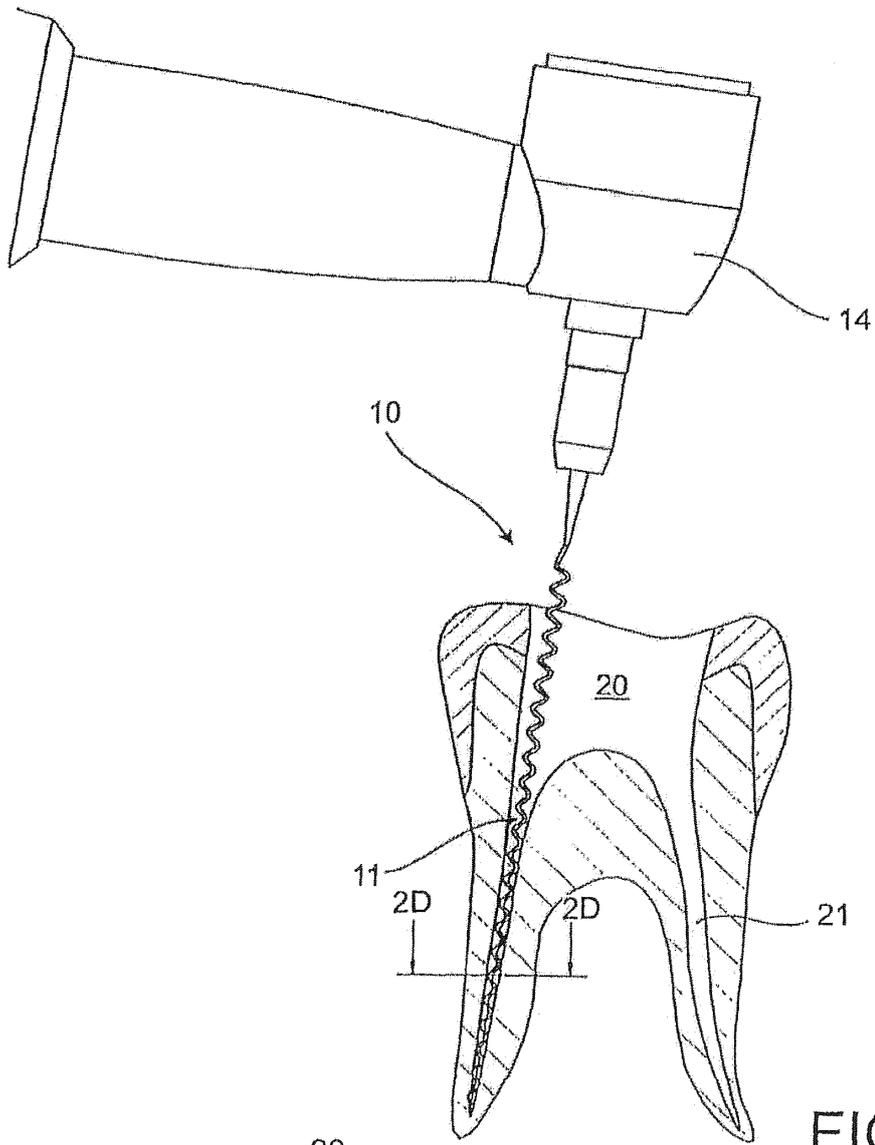
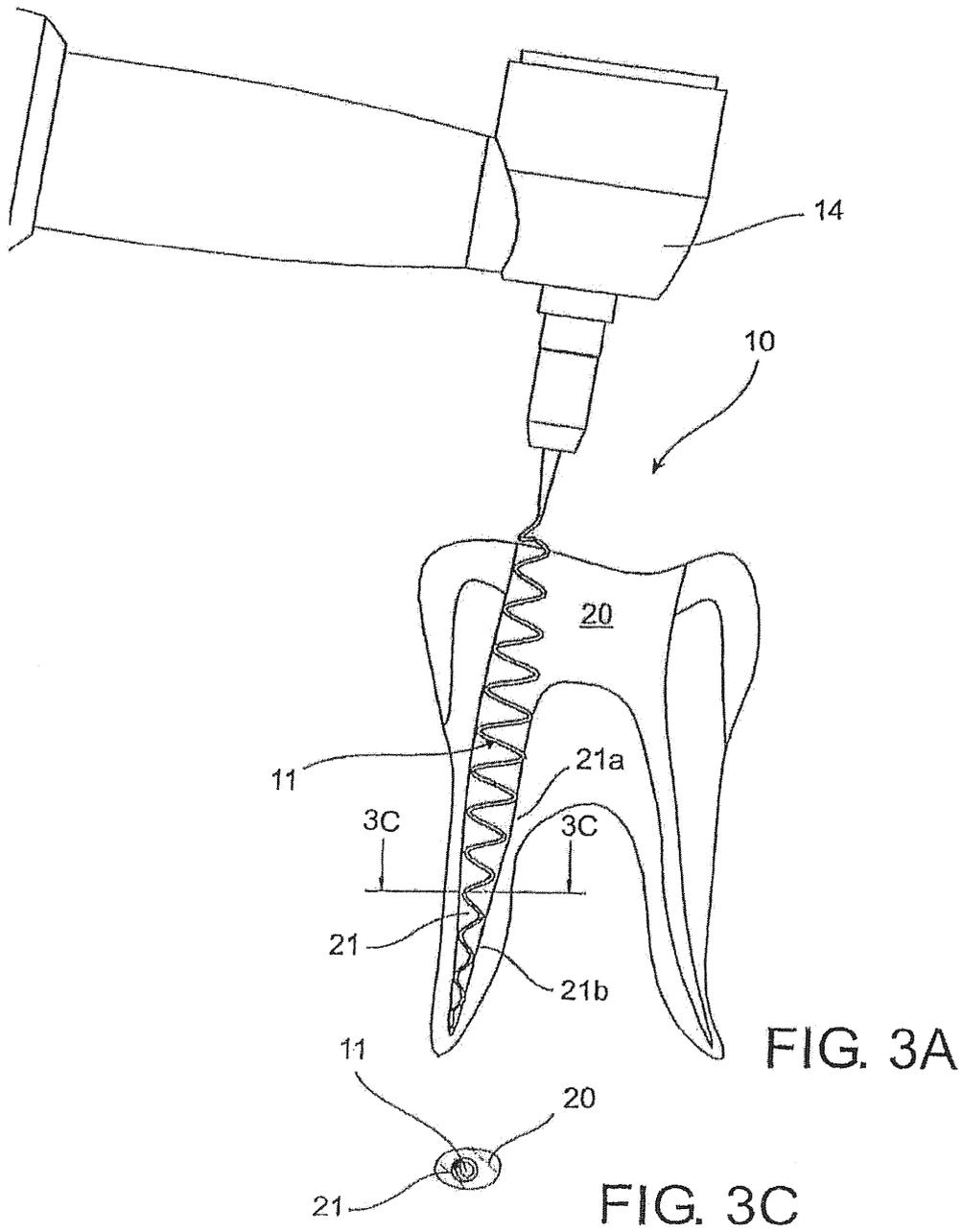


FIG. 2A

FIG. 2C





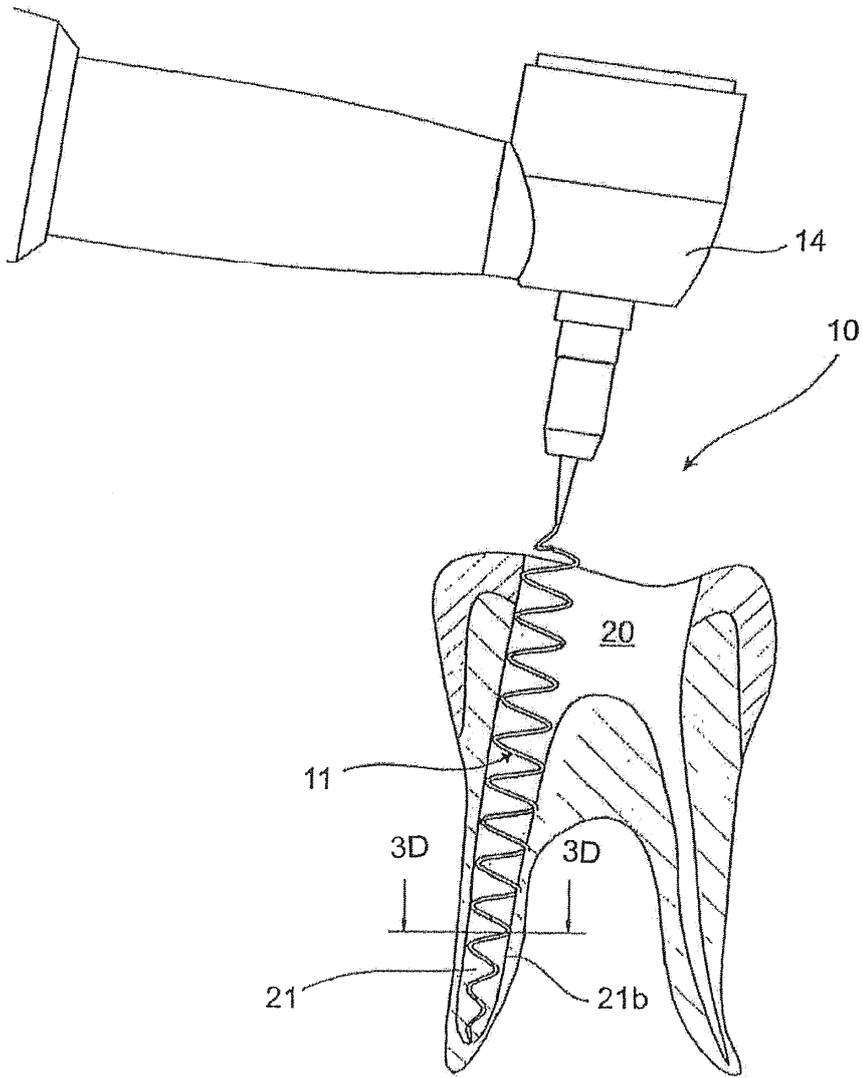


FIG. 3B

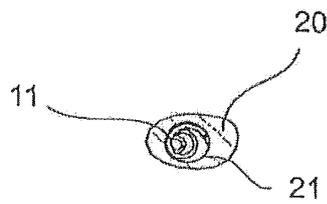


FIG. 3D

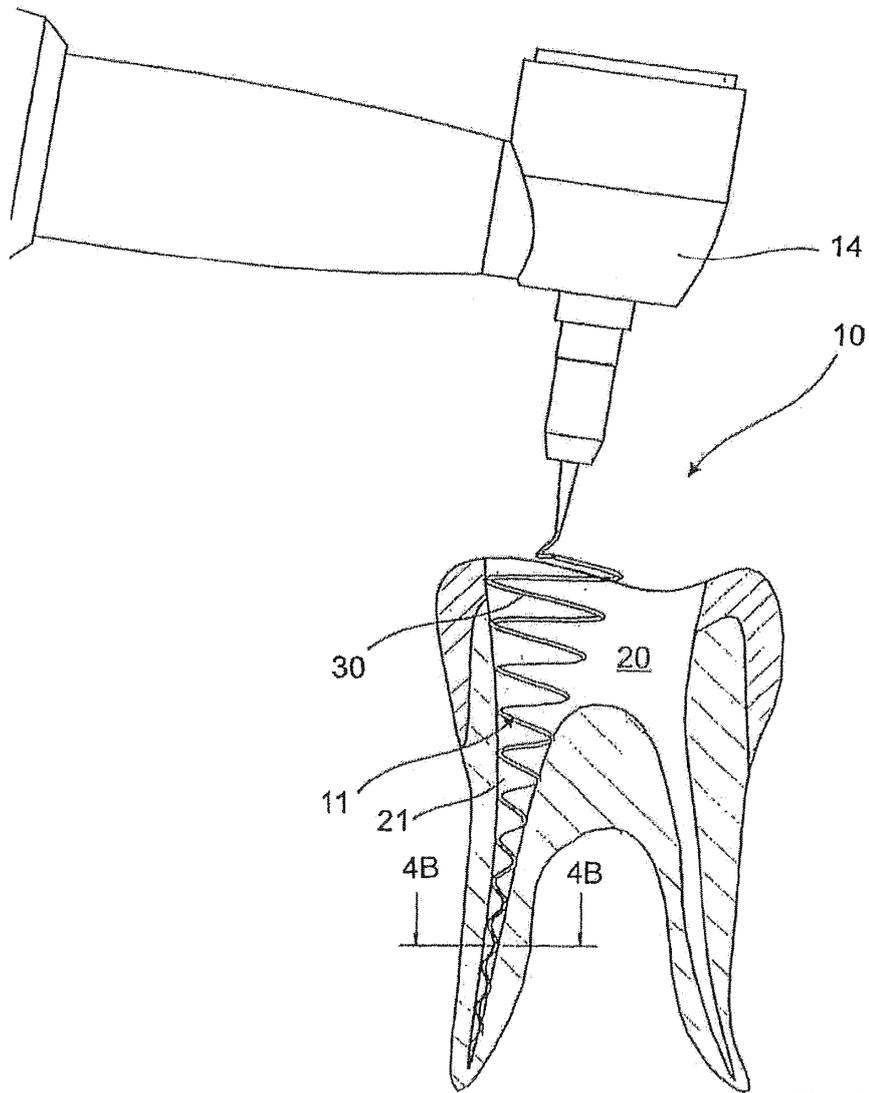


FIG. 4A

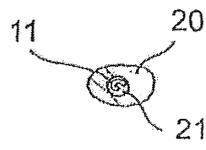


FIG. 4B

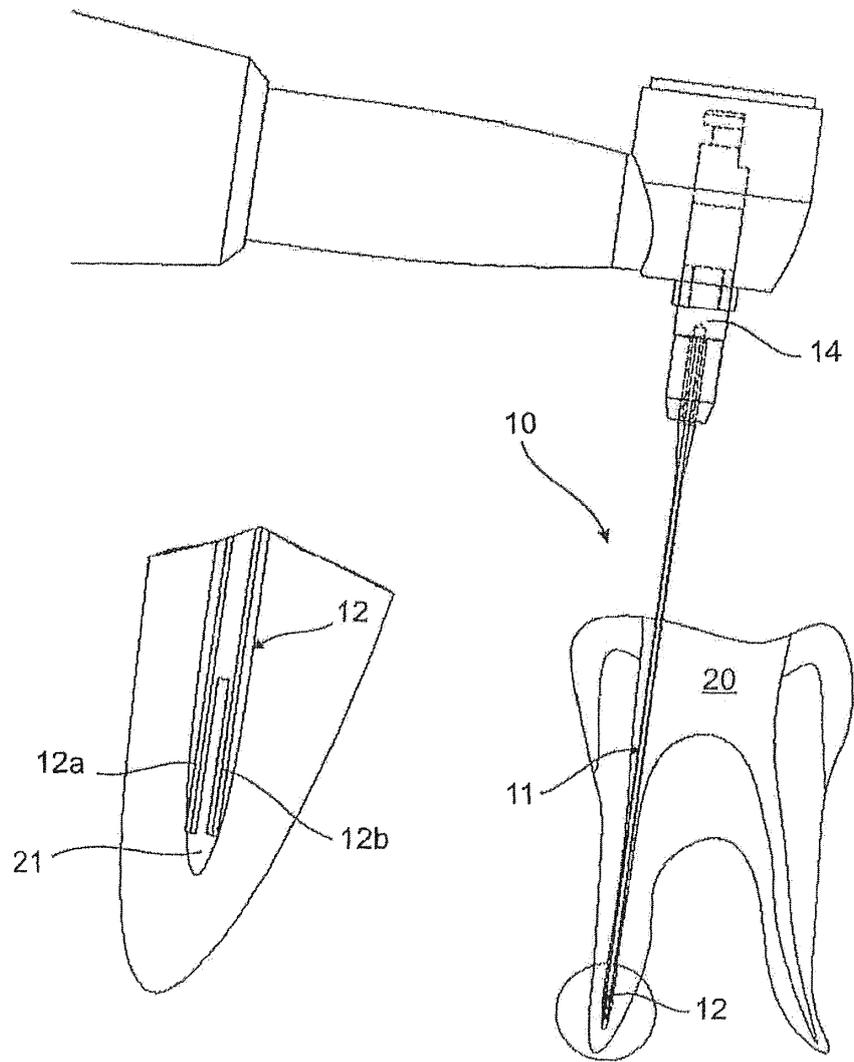


FIG. 5B

FIG. 5A

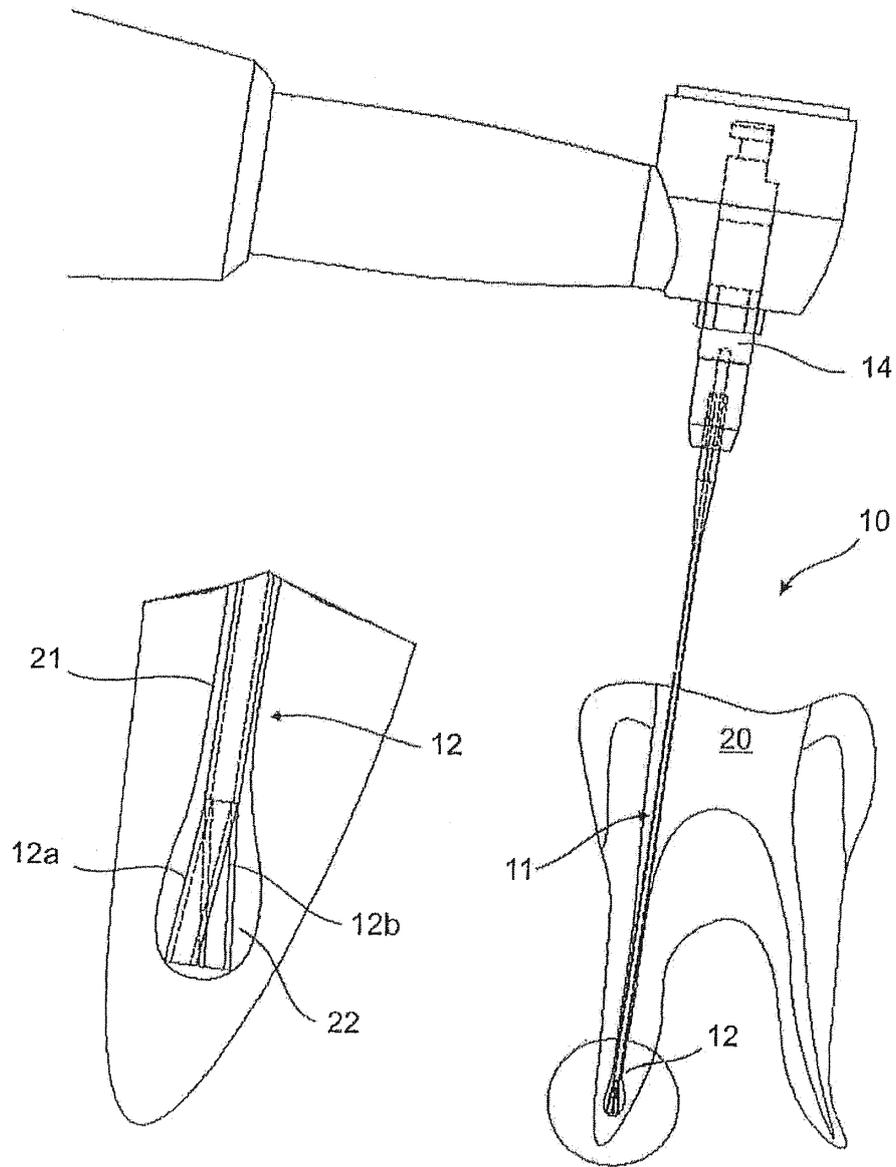


FIG. 6B

FIG. 6A

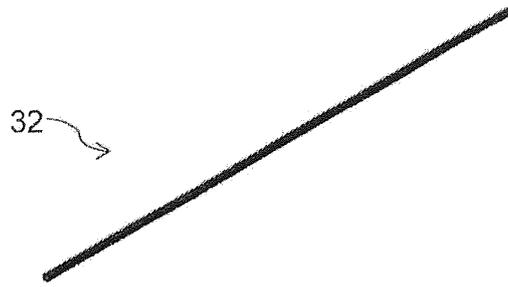


FIG. 7

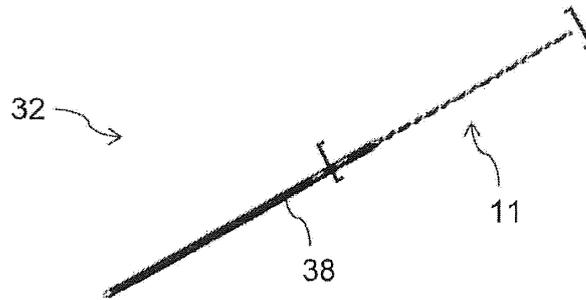


FIG. 8

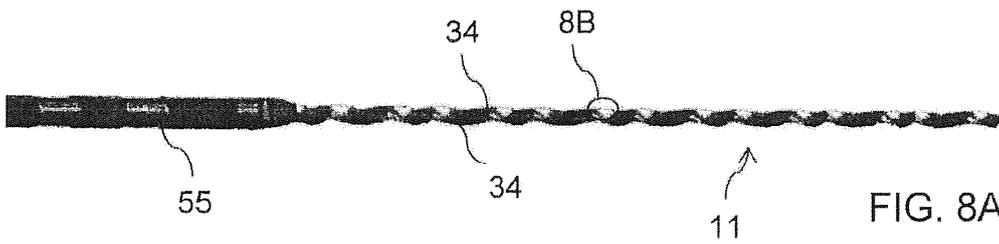


FIG. 8A

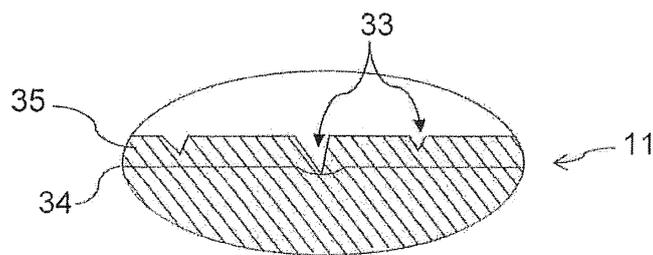


FIG. 8B

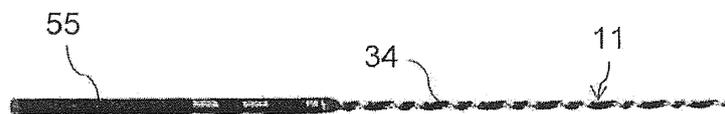


FIG. 9

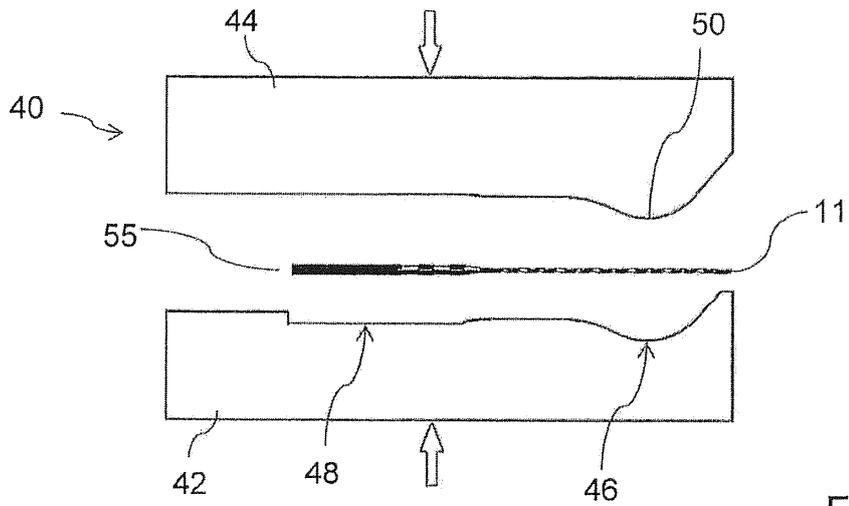


FIG. 10

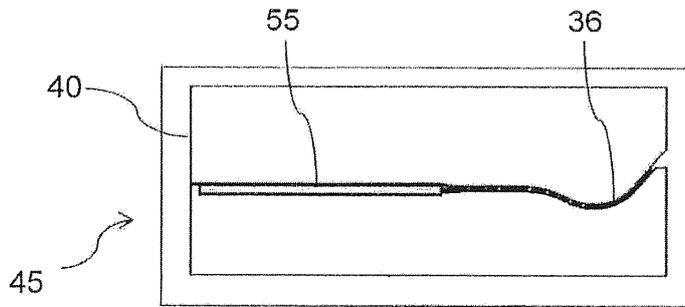


FIG. 11

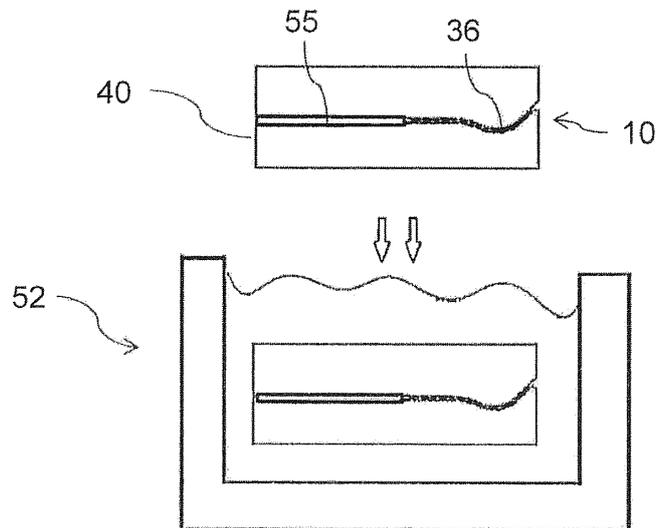


FIG. 12

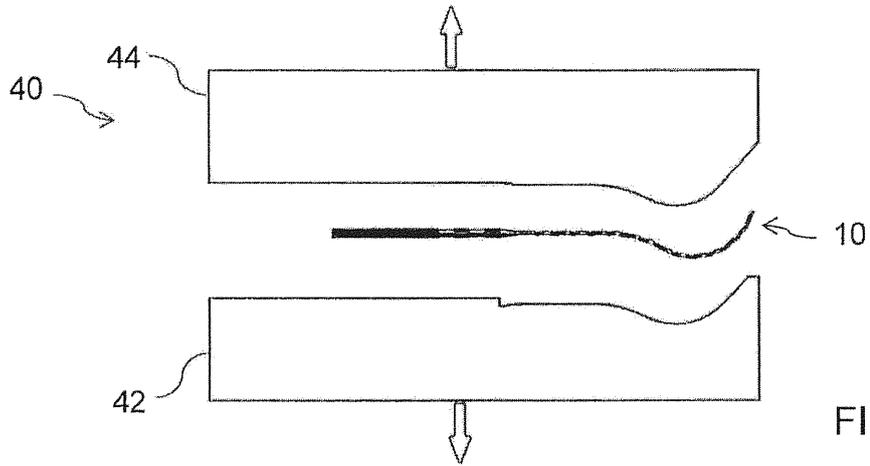


FIG. 13

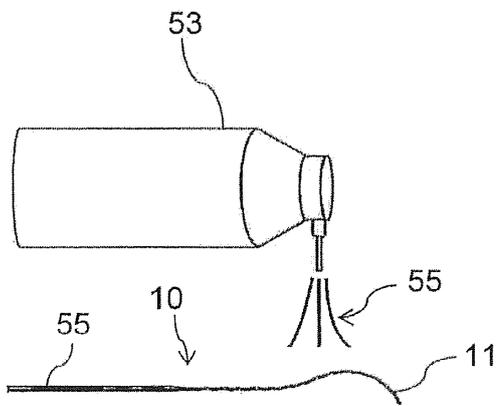


FIG. 14

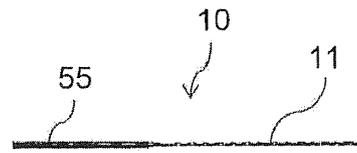


FIG. 14 A

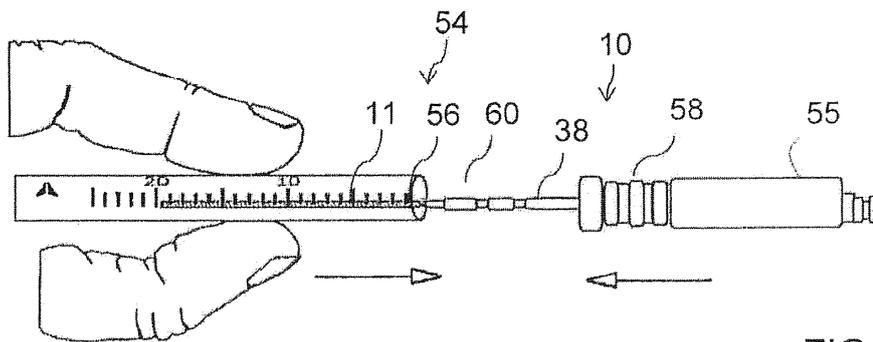


FIG. 14 B

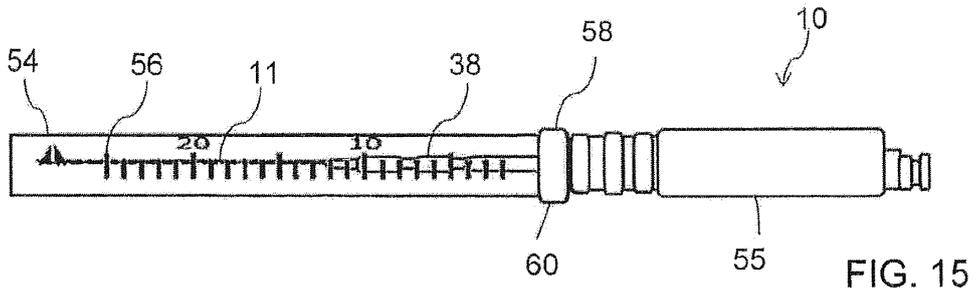


FIG. 15

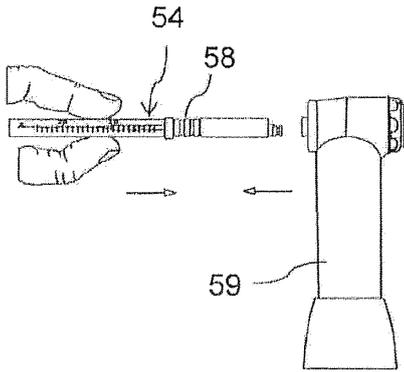


FIG. 16

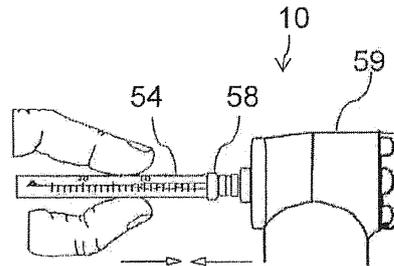


FIG. 16A

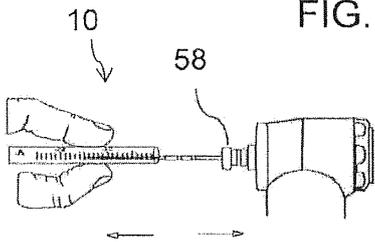


FIG. 16B

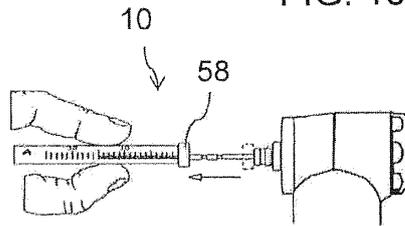


FIG. 16C

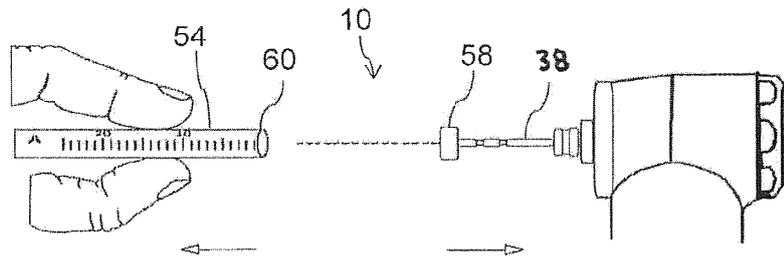
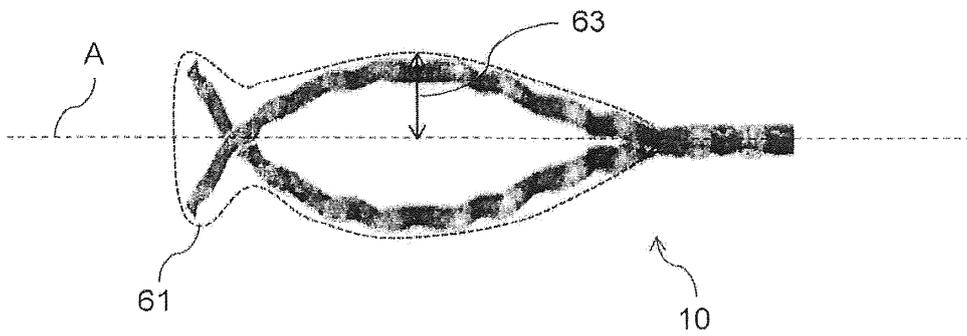
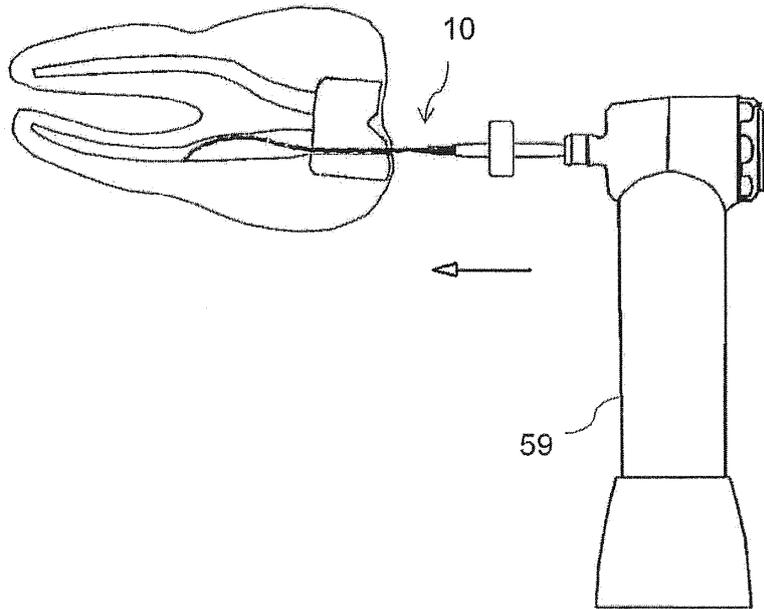
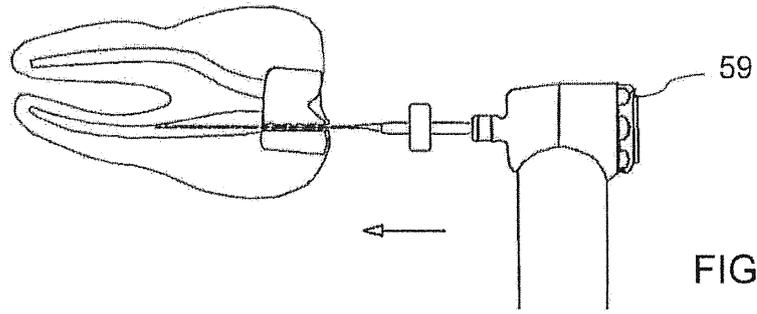


FIG. 16D



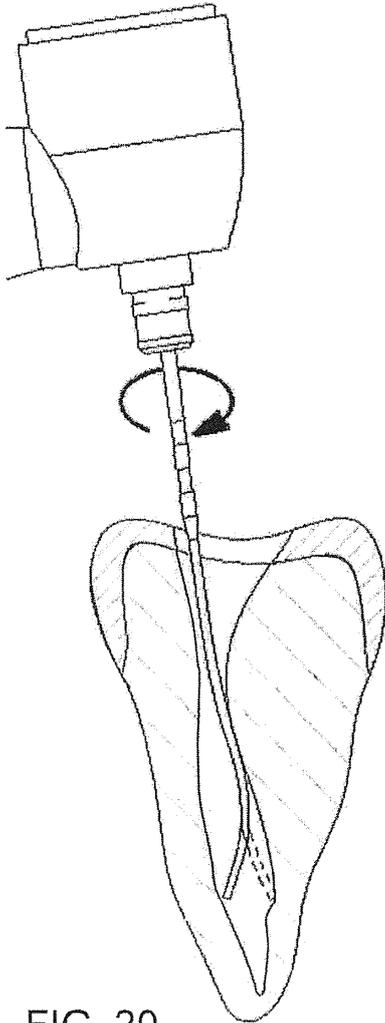


FIG. 20

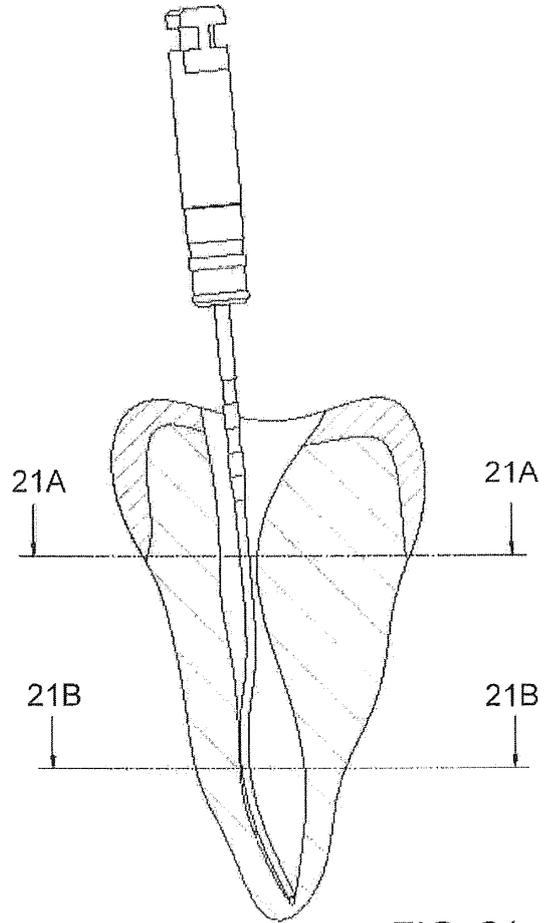


FIG. 21



FIG. 21A



FIG. 21B