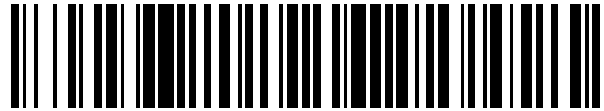


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 550 315**

51 Int. Cl.:

**A61C 8/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.07.2010 E 10800334 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.10.2015 EP 2453826**

54 Título: **Sistemas de retención dental**

30 Prioridad:

**16.07.2009 US 504561**

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

**06.11.2015**

73 Titular/es:

**RODO MEDICAL, INC. (100.0%)  
690 Saratoga Avenue, Suite 100  
San Jose, California 95129, US**

72 Inventor/es:

**SEO, YOUNG**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

**ES 2 550 315 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

Sistemas de retención dental

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un aparato para retener una o más prótesis dentales en la boca de un usuario. De manera más particular, la presente invención se refiere a aparato para retener una o más prótesis dentales de manera que se facilite su colocación y retirada de un implante de anclaje y/o pilar, mediante un mecanismo de activación.

10

**Antecedentes de la invención**

El uso de prótesis dentales para sustituir dientes faltantes o dañados es muy común. Normalmente, se implantan raíces artificiales o implantes en el hueso de la mandíbula del paciente y se usan para proporcionar soporte estructural a un pilar intermedio. Entonces se fijan uno o más dientes o coronas artificiales de sustitución al pilar, normalmente con cementos o tornillos.

15

Las Figs. 1A a 1D ilustran vistas laterales parciales en sección transversal de un ejemplo de implantación de una corona típica dentro de la boca de un paciente. Dependiendo del número de dientes a sustituir, se pueden taladrar uno o más orificios en el hueso de la mandíbula. Como se muestra en la Fig. 1A, se puede cortar una parte de las encías o tejido gingival **14** para exponer el hueso subyacente **10**, por ejemplo, maxilar o mandíbula, en el que se puede usar una broca **16** para taladrar un orificio **12**. Puede implantarse un implante dental de anclaje **18**, opcionalmente roscado, dentro del orificio **12** y recubrirse con la encía **14** para dejar que cicatrice y que el implante **18** se sujete dentro del hueso **10**, como se muestra en la Fig. 1B.

20

25

Una vez que el implante **18** se ha situado satisfactoriamente dentro del hueso **10**, se puede fijar firmemente un conjunto de pilar **20** al implante **18**, por ejemplo, mediante un pasador roscado **22** que se acopla a un hueco de recepción del implante **26** definido dentro del implante **18** como dicho pilar **24**, que define una parte que se proyecta a través del implante frontal **18** gingival **14**, una vez acoplado al implante **18**, como se muestra en la Fig. 1C. Con el pilar **24** fijado al implante **18**, la corona **28** que define la abertura de la corona **30** puede fijarse sobre un pilar **24** utilizando un número de mecanismos de fijación, tales como cemento o una sujeción tal como un tornillo. Otros mecanismos de afianzamiento han incluido también ajuste por interferencia, tal como con un tipo de sujeción de tipo barra transversal o junta tórica, imanes, etc.

30

35

Puesto que los implantes, pilares, y coronas están sometidos a fuertes fuerzas de compresión y de cizalla, la colocación inicial de las coronas es importante no solo para proporcionar un soporte estructural adecuado sino también para garantizar la comodidad del paciente. No obstante, si bien la utilización de cemento para sujetar la corona al pilar inicialmente permite alinear la corona de manera más natural con la dentadura del paciente, la tolerancia a errores es baja una vez que el cemento ha fraguado debido a la dificultad y al gasto de retirar una corona cimentada del pilar. Los dispositivos de retención de tipo tornillo también pueden proporcionar una buena fijación de la corona al pilar, pero con frecuencia el contacto oclusal dentro la dentadura del paciente está mal alineado lo que tiene como resultado una variedad de complicaciones. A modo de ejemplo, una mala alineación de las coronas tiene como resultado un cuadro de mala oclusión que a su vez podría conllevar el desportillado de las coronas al igual que un mal aspecto estético de la dentadura del paciente

40

45

Dispositivos anteriores han intentado crear dispositivos extraíbles de retención de dentaduras, tales como los divulgados en la Patente de los EE-UU. 3.516.288. Se describen sistemas tales como en los que se implanta un tornillo dentro de la mandíbula del paciente a la vez que se utiliza una estructura de pilar acoplada a la parte de implante mediante una junta esférica hecha con materiales con memoria de forma. Una corona restaurativa o miembro de sustitución dental se sujeta entonces al pilar mediante métodos convencionales de retención. No obstante, tal dispositivo no logra divulgar el uso de materiales con memoria de forma utilizados en la interacción entre el pilar y la propia corona o puente, como se describe con más detalle más adelante, pues tal interacción facilita la retención y retirada de la corona o puente del pilar y/o implante.

50

55

En consecuencia, existe la necesidad de métodos y dispositivos que sean eficaces para facilitar no sólo la retención de aparatos bucales o prótesis, tales como coronas o puentes, a lo largo de la dentadura de un paciente sino también la retirada y/o recolocación de la corona o puente.

60

El documento US 5 061 285 A divulga un implante enossal y un procedimiento para insertar un implante enossal en la mandíbula. Un cilindro principal con un agujero central longitudinal puede introducirse en la mandíbula y anclarse. Un cilindro secundario puede insertarse en el cilindro principal y tiene una varilla oscilante insertada y contenida en el agujero longitudinal y tubo guía del cilindro principal. La varilla lleva un tubo superior modular fabricado con un material elástico dispuesto a una distancia del tubo guía, acompañado por la formación de un espacio de aire y que está construido en su extremo superior libre para la conexión de la prótesis dental. Su extremo inferior está conectado al cilindro principal, de modo que la varilla oscilante absorba las fuerzas horizontales, verticales y torsionales que se producen en la boca y que desvían el mismo al fondo del implante.

65

**Sumario de la invención**

De acuerdo con la presente invención se proporciona el sistema de retención reivindicado en la reivindicación 1.

5 Aspectos adicionales del sistema de retención se exponen en las reivindicaciones dependientes.

Los conjuntos descritos en adelante proporcionan mecanismos y métodos para facilitar el ajuste o retirada de un aparato bucal o prótesis, tal como una corona o puente, de un conjunto de pilar reconfigurable. Utilizando los conjuntos de pilar descritos en este documento, se puede taladrar un implante de anclaje en los huesos de dentro de la boca del paciente para proporcionar el soporte estructural del conjunto de pilar. Además, los implantes y conjuntos de pilar descritos en este documento pueden utilizarse en cualquier número de ubicaciones dentro de la boca del paciente, por ejemplo, a lo largo del maxilar o de la mandíbula u otras ubicaciones dentro del cuerpo que puedan beneficiarse de un conjunto de pilar ajustable como el descrito en este documento. Asimismo, aunque algunos de los ejemplos ilustran la colocación y/o retirada de coronas, pueden utilizarse otras varias prótesis para su colocación dentro o a lo largo de la dentadura del paciente con los dispositivos de retención descritos en este documento y no tienen por objeto limitarse a su uso con coronas.

Un ejemplo de conjunto de retención de un pilar puede tener una parte proyectada del pilar que se extiende desde una parte principal o superior del pilar hasta una parte secundaria o inferior del pilar. Un pasador roscado puede extenderse desde la parte inferior del pilar para su sujeción al implante, que puede taladrarse en el hueso subyacente para servir como anclaje. Partes del conjunto de retención de un pilar pueden estar fabricadas a partir de cualquier número de materiales biocompatibles, por ejemplo, aleaciones de oro, acero inoxidable, aleaciones de níquel-titanio, etc., y pueden dimensionarse para situarse a lo largo de la dentadura del paciente.

Con la parte proyectada del pilar extendiéndose desde la parte superior del pilar, una placa superior de retención puede situarse encima de la parte proyectada del pilar a la que una o más placas o elementos de compresión están sujetas. Las placas o elementos de compresión pueden extenderse a lo largo de la parte proyectada del pilar a la vez que están fijadas entre la placa superior de retención y las partes inferiores de retención a lo largo de la parte superior del pilar. La placa superior de retención, así como la parte proyectada del pilar, pueden definir una abertura para recibir un instrumento de inserción que puede insertarse temporalmente dentro de la abertura y utilizarse para fijar el conjunto de pilar al implante anclado.

Las placas o elementos de compresión pueden estar dimensionadas para extenderse longitudinalmente a lo largo de la parte proyectada del pilar y su número puede variar desde un elemento hasta tantos como sea factible dependiendo de su tamaño por ejemplo, seis elementos, que están separados circunferencialmente alrededor de la parte de manera uniforme. Cada una de las placas tiene una longitud con una o más partes rectas con al menos una parte curvada o arqueada a lo largo de toda la longitud del elemento que se proyecta radialmente cuando cada uno del uno o más elementos están situados adyacentes entre sí sobre la parte.

La una o más placas o elementos de compresión pueden estar fabricadas a partir de varias aleaciones con memoria de forma, por ejemplo, aleaciones de níquel-titanio tales como Nitinol, de manera que la parte curvada o arqueada puede estar preformada a lo largo del elemento. Se puede iniciar un cambio de fase en el elemento al aplicar energía, tal como calor o energía eléctrica, para mover el elemento entre sus fases martensítica y austenítica de manera que la parte arqueada pueda auto-aplanarse con respecto a la longitud del elemento. Una corriente o energía, tal como una corriente eléctrica puede aplicarse al uno o más elementos a través de un contacto conductor de entrada y de un contacto conductor de retorno. Si se utiliza más de un único elemento, cada uno de los elementos pueden estar acoplados eléctricamente entre sí para permitir que cada uno de los elementos pueda energizarse o calentarse. A medida que se aplica energía al uno o más elementos, el cambio de fase puede iniciarse de manera que las partes arqueadas de los elementos se reconfiguren de su forma curvada a una forma recta.

La corona puede definir una abertura de corona que tenga un diámetro ligeramente mayor que el conjunto de pilar en su configuración recta, de manera que a medida que se baja la corona sobre el conjunto de pilar, la corona pueda ajustarse firmemente sobre el mismo. Una parte de la abertura de la corona puede además definir un diámetro ensanchado formado, por ejemplo, por un rebaje, que esté dimensionado correspondientemente para recibir las partes arqueadas de los elementos en su diámetro ensanchado. Es más, la corona puede definir además el correspondiente contacto conductor de entrada y el correspondiente contacto conductor de retorno que están situados a lo largo de la corona, de manera que los contactos correspondientes entren en comunicación eléctrica con sus respectivos contactos para permitir la transferencia de energía directamente a través de la corona y a los elementos cuando la corona se ha fijado al pilar.

Una vez que la corona se ha situado satisfactoriamente sobre el conjunto de pilar, se puede retirar o detener la energía de modo que las partes arqueadas rectas de los elementos se reconfiguren a su forma arqueada. A medida que las partes arqueadas cambian de forma, la longitud de los elementos puede acortarse retrayendo por tanto la placa superior de retención y expandiendo radialmente las partes arqueadas en el diámetro ensanchado de la corona. Las partes arqueadas reconfiguradas comprimen los elementos contra el diámetro ensanchado evitando efectivamente de ese modo el movimiento relativo entre la corona y los elementos y bloqueando la corona en su posición a lo largo del

pilar.

En el caso de que la corona deba retirarse, sustituirse, o recolocarse sobre el pilar, se puede volver a aplicar energía en los elementos situados dentro de corona a través de los contactos correspondientes. A medida que las partes arqueadas se reconfiguran de vuelta a sus configuraciones rectas de bajo perfil, la compresión contra el interior del diámetro ensanchado puede liberarse y la corona puede ajustarse o recolocarse sobre el pilar o sencillamente sacarse enteramente del conjunto de pilar. Se puede volver a colocar una corona de sustitución sobre el pilar, si así se desea.

Se puede acoplar eléctricamente una fuente de energía al controlador, por ejemplo, un controlador de calentamiento por resistencia, para controlar el flujo de corriente al uno o más elementos, bien directamente a través de los contactos o a través de los contactos correspondientes. A medida que se usa el controlador para controlar la cantidad de corriente, puede subir la temperatura del uno o más elementos debido al calentamiento de la resistencia. La fuente de energía puede comprender cualquier número de fuentes de suministro eléctrico, por ejemplo, una toma de CA o baterías, y la fuente de energía y el controlador pueden configurarse con varios factores de forma. La energía suministrada puede variar desde, por ejemplo, aproximadamente 10 a 150 Vatios, mientras que el tiempo de calentamiento para aplicar la energía puede oscilar de, por ejemplo, 0,1 a 2 segundos o más.

En otro ejemplo más de una fuente de energía para reconfigurar el uno o más elementos se pueden utilizar un calentamiento inductivo en el que los elementos pueden calentarse sin ningún contacto directo entre la fuente de energía y los elementos. Un conjunto de calentamiento inductivo puede regularse con un circuito oscilador de variables de salida de tipo controlador que envía una corriente alterna a través de un conductor a una o más bobinas generándose entonces un campo magnético alterno entre las bobinas que pueden establecerse separadas en yuxtaposición y a cierta distancia la una de la otra. La distancia entre las bobinas puede definir un canal de recepción que esté dimensionado para situarse adyacente a o cerca de la corona y/o de uno o más elementos.

Con el conjunto de pilar y/o corona situado dentro del canal de recepción, el campo magnético alterno puede crearse entre las bobinas para formar corrientes de Foucault en el uno o más elementos que hacen que el material se caliente debido a la resistencia eléctrica y se active así la aleación con memoria de forma para iniciar su cambio de forma. La frecuencia de la corriente alterna y del campo magnético puede establecerse entre, por ejemplo, 1 kHz y 1 MHz, dependiendo del tamaño y de la configuración del uno o más elementos y del tiempo de activación seleccionado. Es más, el consumo de energía puede variar aproximadamente, por ejemplo, de 10 W a 5 kW.

En otra variación más de un conjunto de retención dental, se puede configurar una aleación ferromagnética con memoria de forma (FSMA) para que tenga un borde circunferencial ahusado pero cuando se expone a un campo magnético, la placa puede reconfigurarse de manera que la placa de FSMA mantenga una forma cilíndrica recta desde su configuración ahusada. A medida que se mantiene el campo magnético, la corona que define una abertura de corona con un diámetro ensanchado formada, por ejemplo, por un rebaje, puede situarse sobre la placa activada de FSMA de manera que una posición de la placa de FSMA se corresponda con la posición de diámetro ensanchado. Con la corona situada satisfactoriamente sobre el pilar, el campo magnético puede retirarse o concluirse de manera que la placa se reconfigure en su configuración ahusada dentro del diámetro ensanchado y comprima la corona fijándola sobre el pilar.

En otra alternativa más, se pueden fijar múltiples conjuntos de anclaje implantados en el paciente para permitir la fijación de uno o más puentes parciales, utilizando los mecanismos y métodos descritos en este documento. Por consiguiente, puede utilizarse uno o más conjuntos de anclaje para fijar uno o más puentes parciales. En otro ejemplo, puede fijarse una sobredentadura en el paciente utilizando una configuración de barra transversal implantada que incorpora uno o más conjuntos de anclaje. Los conjuntos de anclaje pueden utilizar de manera similar el uno o más elementos para fijar la sobredentadura dentro de la boca del paciente.

## 50 Breve descripción de los dibujos

Las Figs. 1A a 1D ilustran perfiles parciales en sección transversal de un ejemplo de colocación de un implante dentro del hueso de la mandíbula de un paciente y de la sujeción de una corona al mismo.

La Fig. 2A ilustra una vista en perspectiva de la sujeción de una variación de un conjunto de retención de un pilar en un implante convencional.

La Fig. 2B ilustra una vista en perspectiva en la que la energía puede aplicarse a una o más placas o elementos de compresión con memoria de forma situados a lo largo del conjunto de retención de un pilar para configurar los elementos con una forma de bajo perfil de manera que una corona pueda recibirse sobre el pilar.

La Fig. 2C ilustra una vista en perspectiva en la que los elementos con memoria de forma pueden reconfigurarse en su configuración expandida para fijar la corona sobre el pilar.

La Fig. 2D ilustra una vista en perspectiva que muestra cómo se puede volver a aplicar energía a los elementos a través de la corona para configurar otra vez los elementos a una forma de perfil bajo que permita recolocar o retirar la corona del pilar.

La Fig. 3 ilustra un ejemplo de cómo se puede aplicar energía mediante una fuente de energía y un controlador al uno o más elementos.

La Fig. 4 ilustra esquemáticamente otro ejemplo de cómo puede aplicarse un campo magnético alterno al uno o más elementos transfiriendo energía inductivamente para reconfigurar la forma de los elementos.

La Fig. 5 ilustra un alojamiento configurado en forma de boquilla para aplicar energía a los elementos de compresión.

5 La Fig. 6A ilustra un ejemplo de otra variación para fijar una corona donde un conjunto de retención de un pilar está fijado a un implante.

La Fig. 6B ilustra una placa de una aleación ferromagnética reconfigurable con memoria de forma (FSMA) que puede fijarse al pilar.

10 La Fig. 6C ilustra un campo magnético aplicado a la placa de FSMA para configurar su forma en una de bajo perfil para recibir una corona.

La Fig. 6D ilustra la colocación de la corona sobre la placa de FSMA y la reconfiguración de la placa de FSMA a su perfil expandido para fijar la corona al mismo.

La Fig. 7A ilustra la retirada de la corona de la placa de FSMA aplicando un campo magnético para reconfigurar la forma de la placa y permitir la liberación de la corona.

15 La Fig. 7B ilustra una vista lateral parcial en sección transversal que muestra la reconfiguración de la placa de FSMA y la liberación de la corona.

La Fig. 8 ilustra una vista lateral parcial representativa de una placa de FSMA insertada contra un diámetro ensanchado de la corona para fijar la corona en su posición.

20 La Fig. 9 muestra una vista en perspectiva de una o más coronas o puentes que se han acoplado a implantes utilizando el uno o más elementos para mostrar cómo pueden situarse las coronas o puentes a lo largo de la dentadura de un paciente para alinear los puntos de contacto oclusales para mayor comodidad y seguridad del paciente.

La Fig. 10 muestra una vista en perspectiva de múltiples implantes y conjuntos de pilar que utilizan las placas o elementos reconfigurables en este documento para fijar coronas o puentes individuales al hueso de un paciente.

25 La Fig. 11 muestra una vista en perspectiva de otro ejemplo donde se puede utilizar una barra transversal implantada para fijar una sobredentadura al hueso del paciente mediante las placas o elementos reconfigurables.

La Fig. 12 muestra una vista en perspectiva de otro ejemplo más donde se puede usar uno o más conjuntos de anclaje para fijar una prótesis dental, tal como una sobredentadura, a la boca del paciente.

30 La Fig. 13 muestra otro ejemplo más de un sistema de anclaje que utiliza placas de compresión que comprenden elementos de resorte desviados que están reconfigurados mediante un alambre con memoria de forma.

### Descripción detallada de la invención

35 En la colocación y afianzamiento de un aparato bucal, tal como una corona o puente, dentro de la boca de un paciente, los conjuntos de retención descritos en este documento permiten no solo una buena sujeción sino también el ajuste de la corona o puente a lo largo de la dentadura del paciente. Los conjuntos descritos también proporcionan mecanismos y métodos que facilitan la completa retirada de la corona o puente del pilar. Cuando se utilizan los conjuntos de pilar descritos en este documento, se puede taladrar cualquier número de implantes de anclaje típicos en los huesos por dentro de la boca del paciente para proporcionar el soporte estructural del conjunto de pilar. Es más, los implantes y

40 conjuntos de pilar descritos en este documento pueden utilizarse en cualquier número de ubicaciones dentro de la boca del paciente, por ejemplo, a lo largo del maxilar o de la mandíbula u otras ubicaciones dentro del cuerpo que puedan beneficiarse de un conjunto de pilar ajustable como el descrito en este documento.

Ahora volviendo a la Fig. 2A, se ilustra un ejemplo de un conjunto de retención **40** de un pilar con una parte proyectada **42** del pilar que se extiende desde una primera parte o parte superior **44** del pilar, que opcionalmente está ahusada, hasta una segunda parte o parte inferior **46** del pilar. Un pasador roscado **48** puede extenderse desde la parte inferior **46** del pilar para su sujeción al implante **18**, que puede taladrarse en el hueso **10** subyacente para servir como anclaje, y como se ha descrito anteriormente, que puede ser adyacente a otra corona, o diente o dientes **68** pre-existentes. Se pueden fabricar partes del conjunto de retención **40** de un pilar a partir de cualquier número de materiales biocompatibles, por ejemplo, aleaciones de oro, acero inoxidable, aleaciones de níquel-titanio, etc., y pueden dimensionarse para situarse a lo largo de la dentadura del paciente. A modo de ejemplo, el conjunto **40** puede tener un diámetro que varíe, por ejemplo, de 2 a 6 mm, con una longitud que varíe, por ejemplo, de 5 a 15 mm. Estas medidas son a modo de ejemplo y no pretenden ser limitantes.

55 Con la parte proyectada **42** del pilar extendiéndose desde la parte superior **44** del pilar, se puede situar una placa superior de retención **50** encima de la parte proyectada **42** del pilar a la que una o más placas o elementos de compresión **54** están sujetas. Las placas o elementos de compresión **54** pueden extenderse a lo largo de la parte proyectada **42** del pilar, mientras están fijadas entre la placa superior de retención **50** y las partes inferiores de retención **52** a lo largo de la parte superior **44** del pilar. La placa superior de retención **50**, así como la parte proyectada **42** del pilar, pueden definir una abertura **64**, que opcionalmente puede adaptarse, para recibir un instrumento de inserción **66** que puede insertarse temporalmente dentro de la abertura **64** y utilizarse para fijar el conjunto de pilar **40** al implante **18** anclado, por ejemplo, rotando el conjunto de pilar **40** de modo que el pasador roscado **48** se enrosque en el implante **18**.

65 Las placas o elementos de compresión **54** pueden dimensionarse para que se extiendan longitudinalmente a lo largo de la parte proyectada **42** del pilar y su número puede variar desde un elemento hasta tantos como sea factible

dependiendo de su tamaño, por ejemplo, seis elementos, que están separados circunferencialmente alrededor de la parte **42** de manera uniforme. Cada una de las placas se ha ilustrado como si tuviera un tramo con una o más partes rectas **56** con al menos una parte curvada o arqueada **58** a lo largo del tramo del elemento **54** que se proyecta radialmente cuando cada uno de los uno o más elementos **54** están situados adyacentes entre sí sobre la parte **42**, como se ha ilustrado.

En un ejemplo, la longitud de cada uno de los elementos **54** puede variar, por ejemplo, de aproximadamente 5 a 10 mm, con un espesor, por ejemplo, de aproximadamente 0,5 a 1,5 mm. Es más, la parte curvada o arqueada **58** puede tener un radio que define una altura, por ejemplo, de aproximadamente 1 a 2 mm, con respecto al espesor del elemento **54** de manera que cuando el elemento **54** está reconfigurado en una configuración recta, el elemento **54** puede extenderse una longitud adicional, por ejemplo, de 1,5 a 3 mm. Estas medidas se proporcionan como ejemplos de valores y no pretenden ser limitantes. Se pueden utilizar variaciones en las dimensiones según resulte factible.

La una o más placas o elementos de compresión **54** pueden estar fabricadas a partir de varias aleaciones con memoria de forma, por ejemplo, Nitinol, de manera que la parte curvada o arqueada **58** puede estar preformada a lo largo del elemento **54**. Se puede iniciar un cambio de fase en el elemento **54** al aplicar energía, tal como calor o energía eléctrica, para mover el elemento **54** entre sus fases martensítica y austenítica de manera que la parte arqueada **58** pueda auto-aplanarse con respecto a la longitud del elemento **54**. Como se ilustra en la Fig. 2B, se puede aplicar corriente o energía **70**, tal como una corriente eléctrica  $i$ , al uno o más elementos **54** a través de un contacto conductor de entrada **60** y de un contacto conductor de retorno **62**. Si se utiliza más de un único elemento **54**, cada uno de los elementos **54** puede estar acoplado eléctricamente con otro para permitir que cada uno de los elementos **54** pueda energizarse o calentarse. Los contactos conductores **60**, **62** pueden situarse a lo largo de un único elemento o de diferentes elementos siempre y cuando los elementos estén en comunicación eléctrica. Cuando se aplica energía al uno o más elementos **54**, el cambio de fase puede iniciarse de manera que las partes arqueadas **58** de los elementos **54** se reconfiguren de su forma curvada a una forma recta, como se muestra en la figura.

Con las partes arqueadas **58** reconfiguradas como partes rectas **58'**, la placa superior de retención **50** puede moverse longitudinalmente con respecto a la parte superior **44** del pilar mientras los elementos **54** permanecen sujetos a sus partes inferiores de retención **52**. El diámetro exterior resultante de los elementos **54** sobre el pilar puede reducirse, por ejemplo, de aproximadamente 6 mm a aproximadamente 4 mm, para permitir así la colocación de una corona **72** sobre el conjunto del pilar. La corona **72** puede definir una abertura de corona **74** que tenga un diámetro ligeramente mayor que el conjunto de pilar en su configuración recta de modo que a medida que la corona **72** se baja sobre el conjunto de pilar, la corona **72** pueda ajustarse firmemente sobre el mismo. Una parte de una abertura de corona **74** puede además definir un diámetro ensanchado **76** formado, por ejemplo, por un rebaje, que está dimensionando correspondientemente para recibir las partes arqueadas **58** de los elementos **54** en su diámetro ensanchado, como se describe más adelante. Es más, la corona **72** puede definir aún más el correspondiente contacto conductor de entrada **60'** y el correspondiente contacto conductor de retorno **62'** que están situados a lo largo de la corona **72** de manera que los correspondientes contactos **60'**, **62''** entren en comunicación eléctrica con sus respectivos contactos **60**, **62** para permitir la transferencia de energía directamente a través de la corona y a los elementos **54** cuando la corona está fijada al pilar. Para guiar la corona **72** sobre el conjunto de pilar, la abertura **74** de la corona **72** opcionalmente puede ajustarse o conformarse de una manera predeterminada que se corresponda con una configuración del pilar tal que el avance de la corona **72** sobre el pilar pueda lograrse en una orientación específica, si así se desea.

Una vez que la corona **72** se ha situado satisfactoriamente sobre el conjunto de pilar, la energía puede retirarse o detenerse de manera que las partes arqueadas **58'** rectas de los elementos **54** se reconfiguran en su forma arqueada. A medida que las partes arqueadas **58** cambian de forma, la longitud de los elementos **54** puede acortarse retrayendo así la placa superior de retención **50** y expandiendo radialmente las partes arqueadas **58** en el diámetro ensanchado **76** de la corona **72**, como se muestra en la Fig. 2C. Las partes arqueadas **58** reconfiguradas comprimen los elementos **54** contra el diámetro ensanchado **76** evitando efectivamente de ese modo un movimiento relativo entre la corona **72** y los elementos **54** y bloqueando la corona **72** en su posición a lo largo del pilar. La fuerza compresiva que puede generarse entre los elementos **54** y la corona interior puede variar, por ejemplo, de entre 10 N a 10 kN, para bloquear efectivamente la corona **72** en su posición.

En caso de que la corona **72** deba retirarse, sustituirse, o recolocarse sobre el pilar, puede volver a aplicarse energía a los elementos **54** situados dentro de la corona **72** a través de los correspondientes contactos **60'**, **62'** que están en comunicación eléctrica con sus respectivos contactos **60**, **62**, como se muestra en la Fig. 2D. A medida que las partes arqueadas **58** se reconfiguran de nuevo en sus configuraciones rectas de bajo perfil **58'**, la compresión contra el interior del diámetro ensanchado **76** puede liberarse y la corona **72** puede ajustarse o volver a colocarse sobre el pilar o sencillamente sacarse completamente del conjunto de pilar. Se puede volver a colocar una corona de sustitución sobre el pilar, si así se desea.

Al suministrar la energía al uno o más elementos **54** se inicia el cambio de fase en la aleación con memoria de forma, la Fig. 3 ilustra un ejemplo que aporta una corriente a los elementos **54**. Puede haber una fuente de energía **80** eléctricamente acoplada a un controlador **82**, por ejemplo, un controlador de calentamiento por resistencia, para controlar el flujo de corriente al uno o más elementos **54** bien directamente a través de los contactos **60**, **62** o a través de los contactos correspondientes **60'**, **62'** si se aporta a través de la corona **72**. En cualquier caso, a medida que se

utiliza el controlador **82** para controlar la cantidad de corriente, la temperatura del uno o más elementos **54** puede subir debido al calentamiento de las resistencias. La fuente de energía **80** puede comprender cualquier número de fuentes de suministro de energía, por ejemplo, una toma de CA o baterías, y la fuente de energía **80** y el controlador **82** puede estar configurados con varios factores de forma. Por ejemplo, el conjunto de calentamiento puede estar configurado como una unidad portátil de mano para el usuario o puede estar configurada como una unidad más grande no portátil. Debido al tamaño, la configuración y conductividad térmica de los elementos **54** se puede variar, la cantidad de energía aplicada y el tiempo de calentamiento puede variarse en consecuencia. A modo de ejemplo, la energía suministrada puede variar, por ejemplo, desde aproximadamente 10 a 150 Vatios, mientras que el tiempo de calentamiento para aplicar la energía puede oscilar de, por ejemplo, 0,1 a 2 segundos o más.

Otro ejemplo más de una fuente de energía para reconfigurar el uno o más elementos **54** se ilustra esquemáticamente en la Fig. 4. Puesto que esta variación particular puede utilizar calentamiento inductivo, los elementos **54** pueden calentarse sin ningún contacto directo entre la fuente de energía y los elementos **54**. Como se muestra, un conjunto de calentamiento inductivo **90** puede regularse con un circuito oscilador de variables de salida de tipo controlador **92** que envía una corriente alterna  $i$  a través del conductor **94** a una o más bobinas **96, 98** generándose entonces un campo magnético alterno **100** entre las bobinas **96, 98**, que puede establecerse separadas en yuxtaposición y a cierta distancia la una de la otra. La distancia entre las bobinas **96, 98** puede definir un canal de recepción **104** que esté dimensionado para situarse adyacente a o cerca de la corona **72** y/o de uno o más elementos **54**, de manera que cuando los elementos **54** vayan a reconfigurarse, el conjunto de calentamiento **90** pueda situarse sobre el conjunto de pilar y/o corona **72** dentro de la boca del usuario.

Con el conjunto de pilar y/o corona **72** situado dentro del canal de recepción **104**, el campo magnético alterno **100** puede crearse entre las bobinas **96, 98** para formar corrientes de Foucault **102** en el uno o más elementos **54**. Estas corrientes de Foucault **102**, que también podrían describirse como los movimientos de electrones en el material, hacen que el material se caliente debido a la resistencia eléctrica y así activa la aleación con memoria de forma para iniciar su cambio de forma. La frecuencia de la corriente alterna  $i$  y del campo magnético puede establecerse entre, por ejemplo, 1 kHz y 1 MHz, dependiendo del tamaño y de la configuración del uno o más elementos **54** y del tiempo de activación seleccionado. Es más, el consumo de energía puede variar aproximadamente, por ejemplo, de 10 W a 5 kW. Como se ha descrito anteriormente, el conjunto de calentamiento **90** puede configurarse, por ejemplo, como una unidad portátil de mano o como una unidad mayor no portátil. Detalles y ejemplos adicionales de un conjunto de calentamiento inductivo se muestran en la Patente de los EE.UU 6.710.314.

Además, en este y en otros ejemplos, un sellador **106**, tal como un material de silicona biodegradable, puede colocarse dentro de la cavidad de la corona para cubrir o revestir al menos parcialmente el conjunto de pilar para crear un sello estanco al agua. Este sellador **106** puede revestir completamente el conjunto de pilar o puede sellar solo los alrededores de una parte del conjunto, tal como la parte superior **44** del pilar.

Para aplicar la energía (ya sea calor resistivo o inductivo) al uno o más elementos de compresión, una variación de una carcasa **101** configurada en forma de boquilla, puede insertarse temporalmente en la boca de un paciente se muestra en la vista en perspectiva de conjunto de la Fig. 5. La carcasa **101** por lo general puede comprender dos placas de mordida **103** que se extienden desde un mango **111** y que definen una cavidad de recepción **105** para recibir dentro o colocarse contra una prótesis dental tal como una sobredentadura, corona, etc. Otras variaciones pueden comprender una única placa de mordida o una placa de mordida parcial dependiendo de la prótesis dental a la que se va a fijar. Es más, el mango **111**, que en general se extiende desde la boca del paciente, puede retirarse u omitirse completamente.

En cualquier variación, uno o más contactos **109** pueden definirse a lo largo de la cavidad de recepción **105** y están en comunicación eléctrica con un suministro de energía **107** a través del conductor eléctrico **113**, que puede guiarse a través de la carcasa **101** a cada uno de los contactos **109** respectivos. Cuando está en uso, con uno o más conjuntos de anclaje **119** fijados dentro de la boca del paciente, la prótesis dental **115** (o más de una prótesis) puede bien situarse directamente sobre el conjunto de anclaje **119** respectivo o la prótesis dental **115** puede situarse dentro de la cavidad de recepción **105** de la carcasa **101**. La carcasa **101** puede entonces situarse dentro de la boca del paciente de manera que la prótesis dental **115** respectiva esté bien colocada sobre el correspondiente conjunto de anclaje **119** y/o de manera que el uno o más contactos **109** situados dentro de la carcasa **101** estén alineados con un contacto **117** correspondiente situado a lo largo de la prótesis dental. En cualquier caso, una vez que los respectivos contactos **109, 117** están alienados, el suministro de energía **107** puede activarse para activar las placas de compresión para que se reconfiguren y fijen la prótesis dental **115** al uno o más conjuntos de anclaje **119**. Una vez que la prótesis dental **115** está totalmente fijada, se puede retirar la carcasa **101** de la boca del paciente. La carcasa **101** puede volver a insertarse en la boca del paciente para revertir el proceso de fijación para reajustar o retirar completamente las prótesis de los conjuntos de anclaje **119**, si así se desea. Es más, opcionalmente el paciente puede usar la carcasa **101** para insertar y/o retirar a diario prótesis tales como sobredentaduras o el facultativo también puede usarla para asegurar y/o retirar cualquier número de prótesis dentales.

En otra variación más de un conjunto de retención dental, la Fig. 6A ilustra un ejemplo de un conjunto que puede utilizar una aleación ferromagnética con memoria de forma (FSMA), que son materiales ferromagnéticos que en general exhiben cambios relativamente grandes de forma y tamaño cuando se exponen a un campo magnético. En esta variación, un conjunto de pilar que tiene una parte de protección **110** del pilar que se extiende desde una parte

superior **44** del pilar puede conectarse a un implante **18** mediante un pasador roscado **26**, tal y como se ha descrito anteriormente. Con el pilar fijado al implante **18**, una placa circular de FSMA **114** con un borde circunferencial ahusado puede sujetarse a la abertura **112** del pilar mediante un pasador roscado **116** de retención, que opcionalmente puede adaptarse con respecto a la abertura **112**, como se muestra en la Fig. 6B. Aunque se ha ilustrado como un elemento circular, la placa de FSMA **114** puede configurarse con varias formas o tamaños dependiendo del mecanismo de acoplamiento a la corona.

La placa de FSMA **114** puede configurarse para que tenga un borde circunferencial ahusado, pero cuando se expone a un campo magnético **124**, como se muestra en la Fig. 6C, la placa **114** puede reconfigurarse de manera que la placa de FSMA **114\*** mantenga una forma cilíndrica recta desde su configuración ahusada. A medida que se mantiene el campo magnético **124**, la corona **118** que define una abertura de corona **120** con un diámetro ensanchado **122** formada, por ejemplo, por un rebaje, puede situarse sobre la placa de FSMA **114'** activada de manera que una posición de la placa de FSMA **114'** se corresponda con la posición del diámetro ensanchado **122**. Con la corona **118** situada satisfactoriamente sobre el pilar, el campo magnético **124** puede retirarse o concluirse de modo que la placa **114** se reconfigure en su configuración ahusada dentro del diámetro ensanchado **122** y comprima la corona **118** fijándola sobre el pilar, como se muestra en la Fig. 6D. Además, como se ha descrito anteriormente, la corona **118** puede estar configurada o adaptada para situarse sobre el pilar en una orientación predeterminada, si así se desea.

Como se muestra en la Fig. 7A, en caso de que sea necesario recolocar la corona **118** sobre el pilar, reajustarla o retirarla completamente, puede volver a aplicarse el campo magnético **124** sobre la corona **118** de manera que la placa de FSMA **114** se reconfigure de nuevo desde su configuración ahusada a su configuración cilíndrica recta. La Fig. 7B ilustra una vista lateral parcial en sección transversal de la placa de FSMA **114** reconfigurable entre su configuración ahusada y su configuración recta **114'**. También se muestra otra variación del diámetro ensanchado utilizando un anillo de bloqueo **126**, que puede configurarse alternativamente para definir un rebaje a través del cual la placa de FSMA **114** puede deslizarse libremente cuando se endereza y contra la que sin embargo se interbloquea cuando la placa de FSMA **114** está en su configuración ahusada.

La Fig. 8 ilustra una vista en detalle de la interacción de bloqueo entre la placa de FSMA y el anillo **126**. Con la placa de FSMA **114'** en su configuración recta mientras está bajo el campo magnético **124**, la placa **114'** puede deslizarse libremente a su posición a través del anillo **126**. No obstante, al retirar el campo magnético **124**, la placa FSMA **114'** puede reconfigurarse en su configuración ahusada **114** de manera que la placa FSMA **114** quede fijada contra el anillo **126** para evitar el movimiento de la corona con respecto a la placa **114**. La placa **114** puede adaptarse con respecto al anillo **126** de manera que la corona se ajuste sobre el pilar en una orientación predeterminada, si así se desea.

Al determinar la cantidad de fuerza de retención previa a la deformación **F**, entre la placa **114** y el anillo **126**, inicialmente se puede calcular la tensión efectiva  $\sigma_0$  utilizando la siguiente ecuación (1) asumiendo que la FSMA es de naturaleza isotópica.

$$\sigma_0 = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\sigma_n^2 + 6\sigma_1^2} \quad (1)$$

donde  $\sigma_n$  representa la tensión normal y  $\sigma_1$  representa los valores de tensión tangencial. Expandiendo la fórmula (1) en términos de  $\sigma_0$  y  $\Theta$  que representa el ángulo rebajado, la fuerza puede calcularse utilizando la siguiente ecuación (2).

$$F_R = \frac{2\sqrt{2}A}{\sqrt{(5\cos^2 2\Theta + 12\cos 2\Theta + 7)}} \sigma_0 \quad (2)$$

donde A representa el área nominal en sección transversal de la placa **114** contra el anillo **126**,  $\Theta$  representa el ángulo rebajado, y  $\sigma_0$  representa la tensión efectiva. Por tanto, asumiendo  $\cos 2\Theta \approx 1$ , la ecuación (2) para calcular la fuerza de retención sencillamente puede reducirse a la siguiente ecuación (3).

$$F_R = 0,577 A \sigma_0 \quad (3)$$

Dada la naturaleza ajustable de los conjuntos de retención descritos en este documento, las coronas o puentes fijados a los conjuntos de pilar pueden ajustarse *in vivo* para garantizar que la dentadura, una vez fijada, se alinea correctamente. Como se indica en la vista en perspectiva de la Fig. 9, en la que se muestran múltiples coronas ancladas **130**, que se han fijado al paciente. Los resultantes puntos de contacto oclusales **132**, que son esas áreas a lo largo de la superficie oclusal que hace contacto con el diente o dientes opuestos a medida que se articula la mandíbula, puede por tanto ajustarse utilizando los mecanismos y métodos descritos para garantizar la correcta alineación para mayor comodidad y seguridad del paciente, y fiabilidad de las coronas.

Aunque los ejemplos anteriores ilustran una única corona colocada sobre un único conjunto de pilar correspondiente, pueden utilizarse variaciones alternativas. Por ejemplo, la Fig. 10 ilustra un ejemplo donde pueden fijarse múltiples conjuntos de anclaje **144** implantados al paciente que permiten la fijación de uno o más puentes parciales **140**, **142** utilizando los mecanismos y métodos descritos en este documento. Por consiguiente, se puede usar uno o más



conjuntos de anclaje **144** para fijar uno o más puentes parciales. En otro ejemplo, la Fig. 11 muestra otra variación en la que una sobredentadura **150** puede fijarse al paciente utilizando una configuración de barra transversal **152** implantada en el hueso del paciente. La propia sobredentadura **150** puede incorporar uno o más conjuntos de anclaje **154** que se extienden alejándose de la sobredentadura **150** para acoplarse a la barra transversal **152**. De manera similar, los conjuntos de anclaje **154** pueden utilizar el uno o más elementos para fijar la sobredentadura **150** dentro de la boca del paciente, dado que se pueden configurar para funcionar de manera similar a los descritos previamente. Por ejemplo, en vez de pasar de una configuración extendida a una configuración comprimida para comprimirse contra el interior de la prótesis dental, los conjuntos de anclaje **154** pueden pasar de una configuración extendida a una configuración comprimida que comprima encima y/o sobre la barra transversal **152** para fijar la sobredentadura **150** a la misma.

En otro ejemplo más, como se indica en la vista en perspectiva de la Fig. **12**, se puede fijar uno o más conjuntos de anclaje **144** en la boca del paciente para el acoplamiento de una prótesis dental tal como una sobredentadura **150**. En este ejemplo, la sobredentadura **150** puede definir uno o más canales de recepción correspondientes al uno o más conjuntos de anclaje **144** de manera que la reconfiguración de las placas de compresión a lo largo de los conjuntos de anclaje **144** pueda comprimir y fijar contra una superficie interior de cada canal de recepción respectivo de la manera descrita anteriormente para fijar la sobredentadura **150** dentro de la boca del paciente. La retirada de la sobredentadura **150** puede efectuarse utilizando cualquiera de las variaciones descritas en este documento para permitir la retirada diaria de la sobredentadura **150**, si así se desea.

Otra variación del conjunto de anclaje se ilustra en la vista lateral de la Fig. 13, que muestra un conjunto de anclaje **160** que utiliza placas de compresión que comprenden elementos desviados **162**, por ejemplo, resortes de hoja, que están prefabricados para desviarse en una dirección radial hacia fuera con respecto al conjunto del pilar **164** en el que están montados. Los elementos desviados **162** pueden fabricarse como placas individuales de un material tal como acero inoxidable para resortes que están conformadas para tener una parte curvada o arqueada en vez de una aleación con memoria de forma, tal y como se ha descrito anteriormente. Por tanto, cuando los elementos **162** se sitúan dentro o a lo largo del conjunto de pilar **164**, las partes curvadas arqueadas pueden extenderse radialmente y funcionar como un elemento de resorte desviado.

Cada uno de los elementos **162** puede definir un canal o abertura a través del que un alambre **166** individual con memoria de forma, tal como un alambre fabricado con una aleación de níquel-titanio, puede pasar. El alambre con memoria de forma **166** puede estirarse relativamente tirante a través de los elementos **162** de manera que cuando se energiza el alambre **166**, tal y como se ha descrito anteriormente, la longitud del alambre **166** puede acortarse para comprimir las partes curvadas o arqueadas de los elementos **162** en una configuración aplanada contra el conjunto de pilar **164** para permitir la colocación o posicionamiento de una prótesis dental, tal como una corona **170**, sobre el conjunto de pilar **164**. Una vez que la corona **170** se ha situado satisfactoriamente, se puede retirar la energía del alambre **166** para permitir su re-alargamiento que a su vez puede permitir que los elementos **162** se relajen de regreso a su forma curvada o arqueada de manera que los elementos **162** se compriman contra la superficie interior de la corona **170** bloqueando o asegurando así la corona **170** en su posición sobre el conjunto de anclaje **160**. Tal y como se ha descrito anteriormente, opcionalmente se puede situar un sellador **168** sobre la corona interior para formar un sello estanco al agua contra el conjunto de anclaje **160** a fin de evitar la entrada de comida y líquidos en la corona interior.

Las aplicaciones de los dispositivos y métodos analizados anteriormente no se limitan a la fijación de coronas o puentes sino que pueden incluir cualquier número de aplicaciones adicionales de tratamiento que no forman parte de la invención, donde se puede utilizar la fijación de cualquier dispositivo ajustable en un paciente. Es más, tales dispositivos y métodos pueden aplicarse a otros sitios del cuerpo en tratamiento. Se pretende que la modificación de los conjuntos y métodos descritos anteriormente para llevar a cabo la invención, así como combinaciones entre distintas variaciones, según resulte práctico, y variaciones de aspectos de la invención que resulten evidentes para los expertos en la materia, se encuentren dentro del alcance de las reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de retención para un aparato bucal, que comprende:
  - 5 un implante dental (18) configurado para insertarse dentro de un hueso en una cavidad bucal de un paciente; un pilar (42) que puede fijarse al implante dental; uno más elementos con memoria de forma (54) fijados a lo largo de la parte superior del pilar, donde el uno o más elementos con memoria de forma tienen una parte expuesta cuando el implante dental está configurado para insertarse dentro de la cavidad bucal del paciente, donde la parte expuesta del uno o más elementos con memoria de forma están dimensionados cada uno para extenderse longitudinalmente a lo largo del pilar con una parte recta y una parte curvada o arqueada que se proyecta radialmente,
  - 10 una prótesis bucal (72) que define un canal de recepción (74) para situarse sobre el pilar; y, una fuente de energía (80) configurada para aplicar calor o energía eléctrica en el uno o más elementos con memoria de forma, donde el uno o más elementos con memoria de forma pueden activarse al aplicar calor o energía eléctrica para moverse entre una configuración de bloqueo radialmente extendida y una configuración de bajo perfil, donde el uno o más elementos con memoria de forma se retraen a la configuración de bajo perfil al aplicar calor o energía eléctrica a fin de situar la prótesis bucal sobre el pilar, y donde al retirar el calor o energía eléctrica se permite que el uno o más elementos con memoria de forma puedan reconfigurarse en la configuración de bloqueo radialmente extendida de modo que la prótesis bucal quede situada de manera bloqueada sobre el pilar.
  - 20 2. El sistema de la reivindicación 1, donde el aparato bucal comprende al menos una corona (72) o puente que define un canal de recepción (74) para situarse sobre el pilar (42).
  - 25 3. El sistema de la reivindicación 2, donde el canal de recepción (74) dentro de la corona (72) o puente define un diámetro ensanchado correspondiente a un diámetro definido por la configuración de bloqueo.
  4. El sistema de la reivindicación 1, donde el implante (18) define un canal para la fijación al pilar.
  - 30 5. El sistema de la reivindicación 1, que además comprende una placa de retención superior (50) sujeta al uno o más elementos con memoria de forma (54).
  6. El sistema de la reivindicación 5, donde el uno o más elementos con memoria de forma están sujetos al pilar en una porción de retención inferior (52).
  - 35 7. El sistema de la reivindicación 1, donde el uno o más elementos con memoria de forma (54) comprenden una aleación de níquel-titanio.
  8. El sistema de la reivindicación 1, donde el uno o más elementos con memoria de forma (54) comprenden contactos conductores (60, 62).
  - 40 9. El sistema de la reivindicación 8, donde cada uno del uno o más elementos con memoria de forma (54) están acoplados eléctricamente entre sí.
  - 45 10. El sistema de la reivindicación 1, donde la fuente de energía además comprende un controlador (82).
  11. El sistema de la reivindicación 1, donde la fuente de energía (80) está acoplada eléctricamente al uno o más elementos con memoria de forma (54).
  - 50 12. El sistema de la reivindicación 1, donde la fuente de energía (80) comprende un circuito oscilante.
  13. El sistema de la reivindicación 12, donde la fuente de energía (80) está configurada para formar un campo magnético oscilante aplicado al uno o más elementos (54).
  - 55 14. El sistema de la reivindicación 1, donde la fuente de energía (80) se sitúa dentro o a lo largo de un alojamiento configurada como una boquilla situada cerca del aparato bucal.

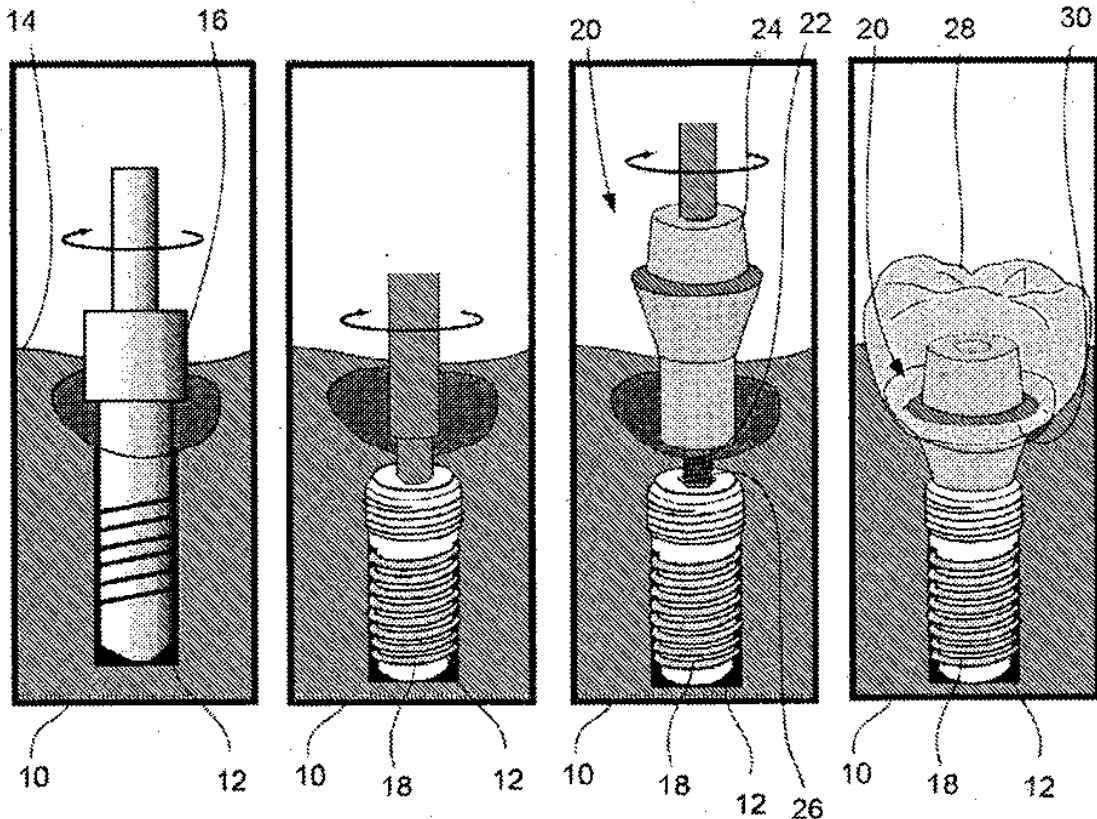


FIG. 1A

FIG. 1B

FIG. 1C

FIG. 1D

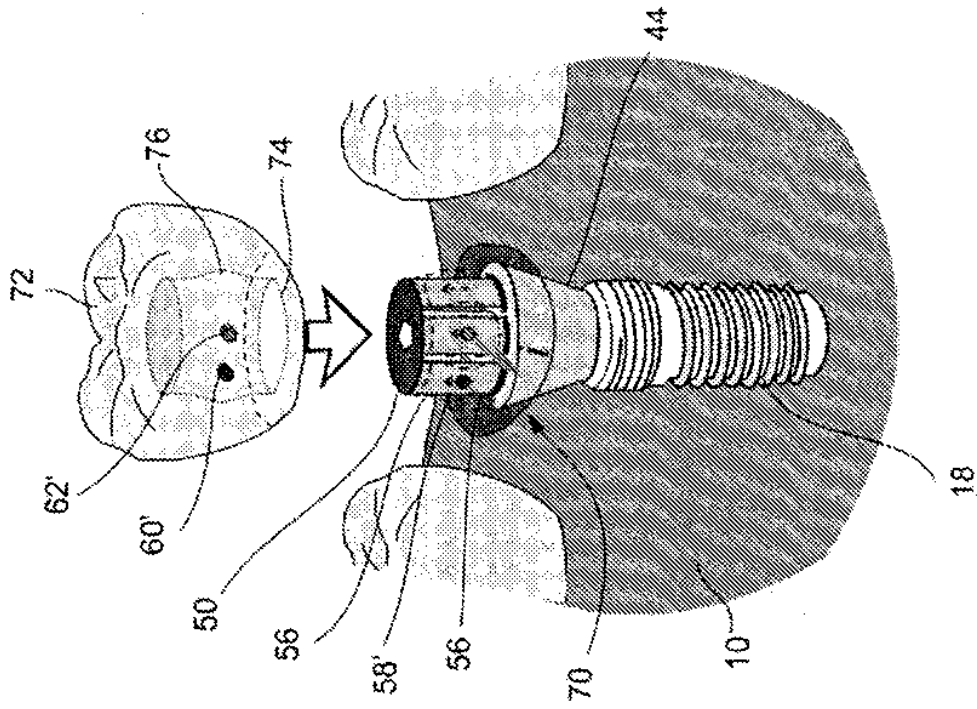


FIG. 2B

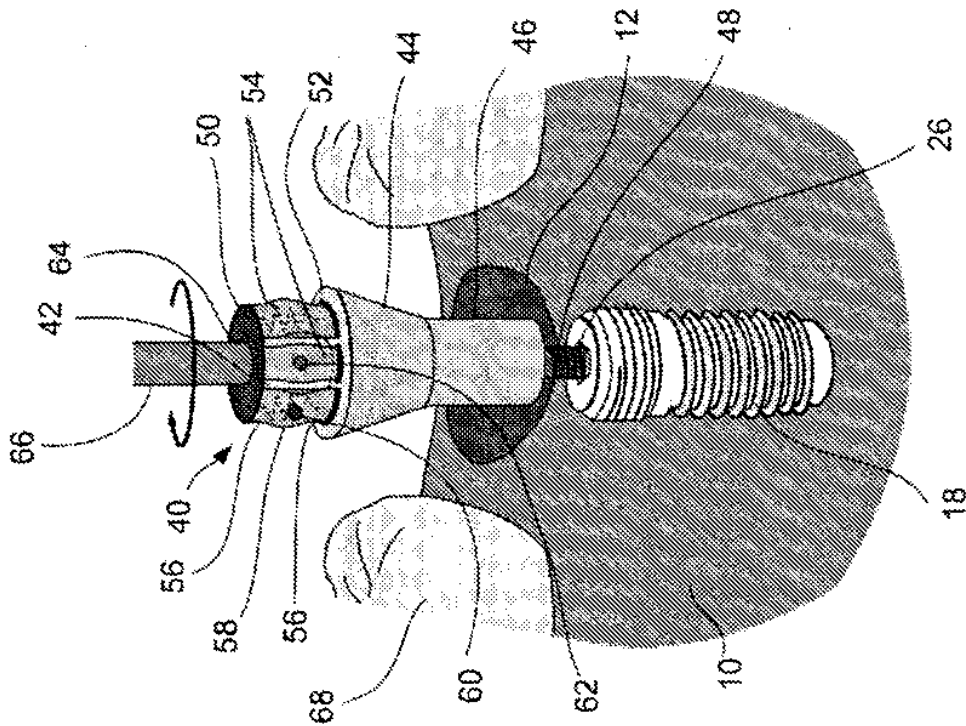


FIG. 2A

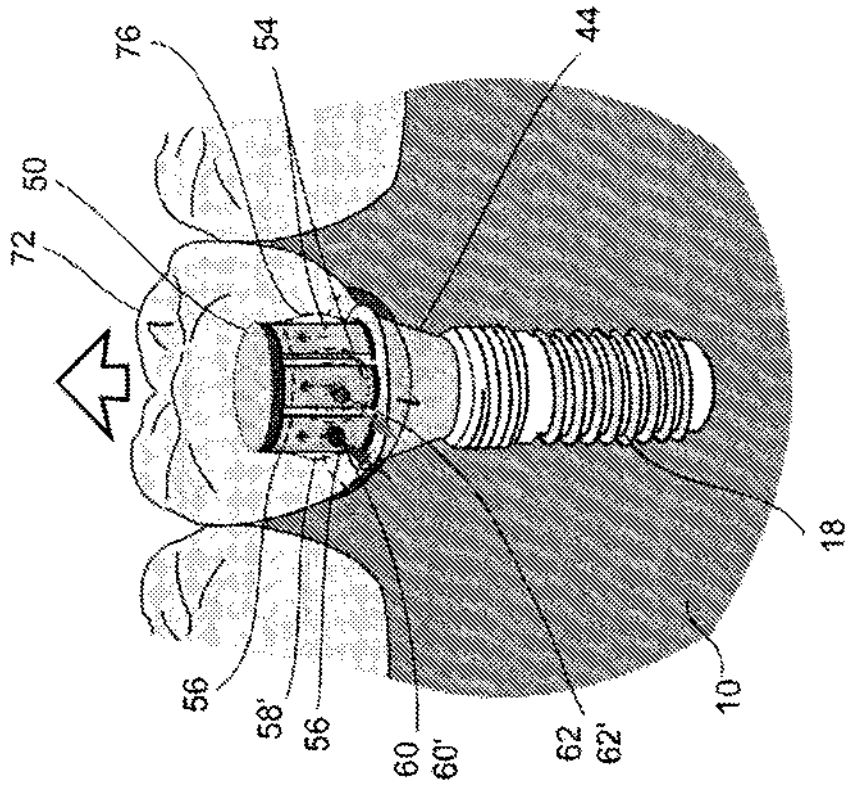


FIG. 2D

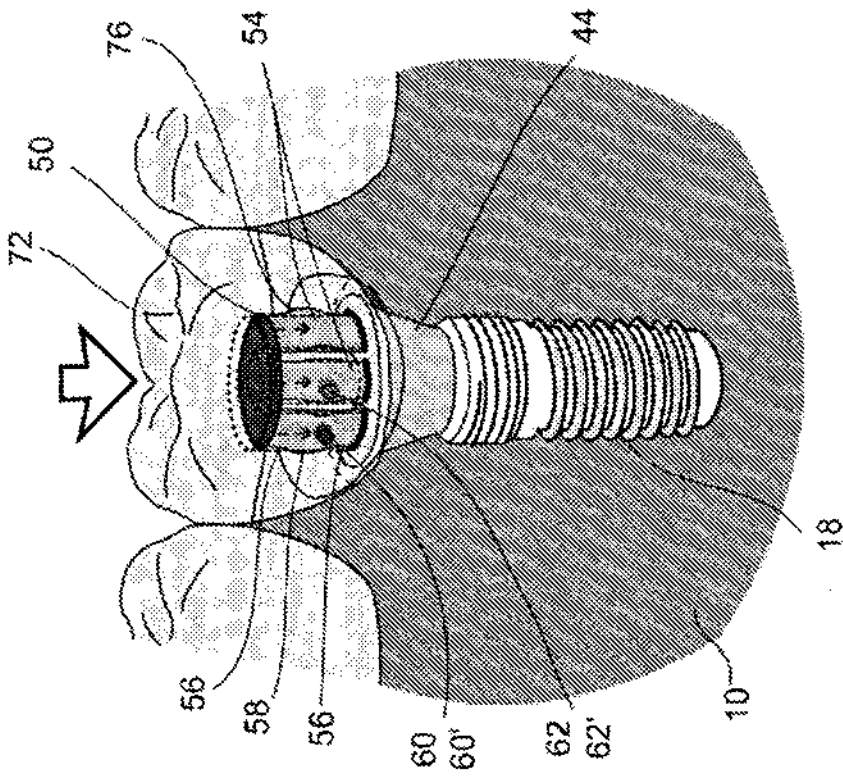


FIG. 2C

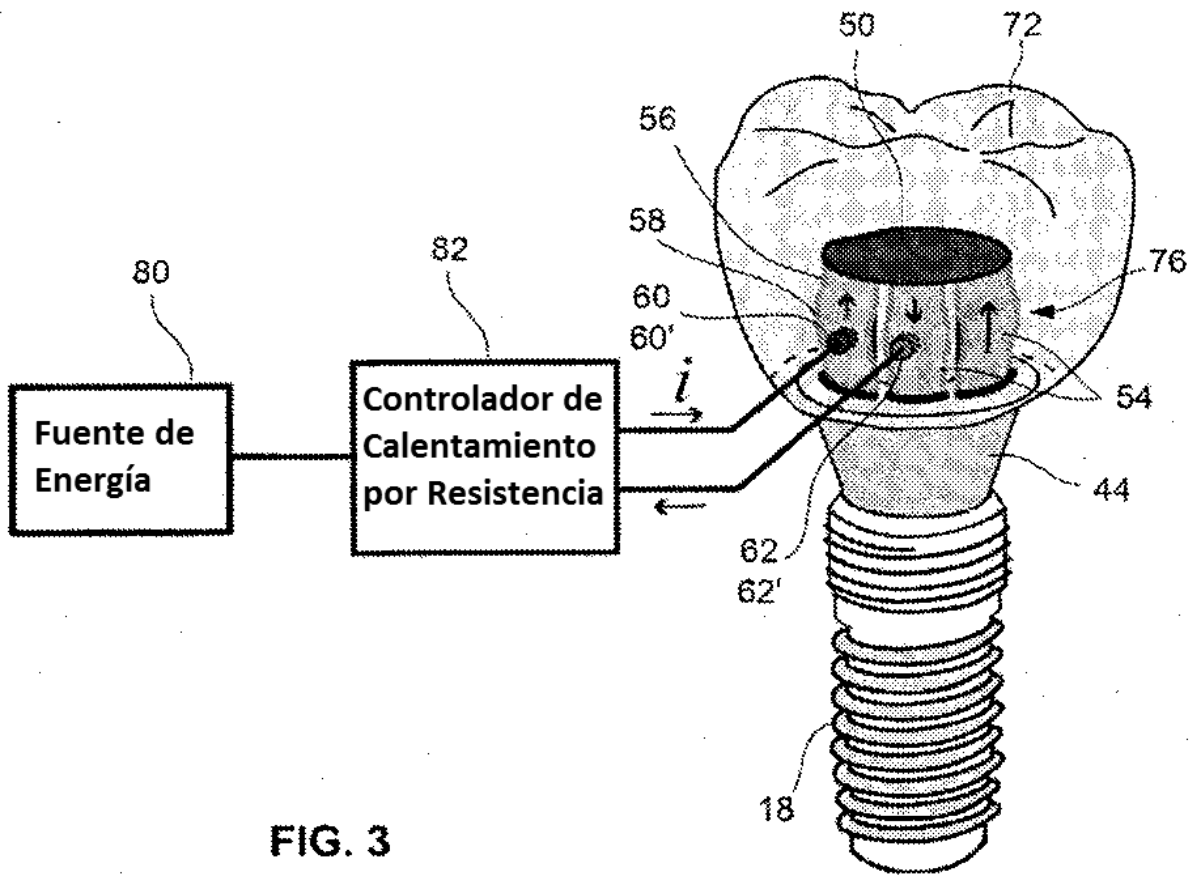


FIG. 3



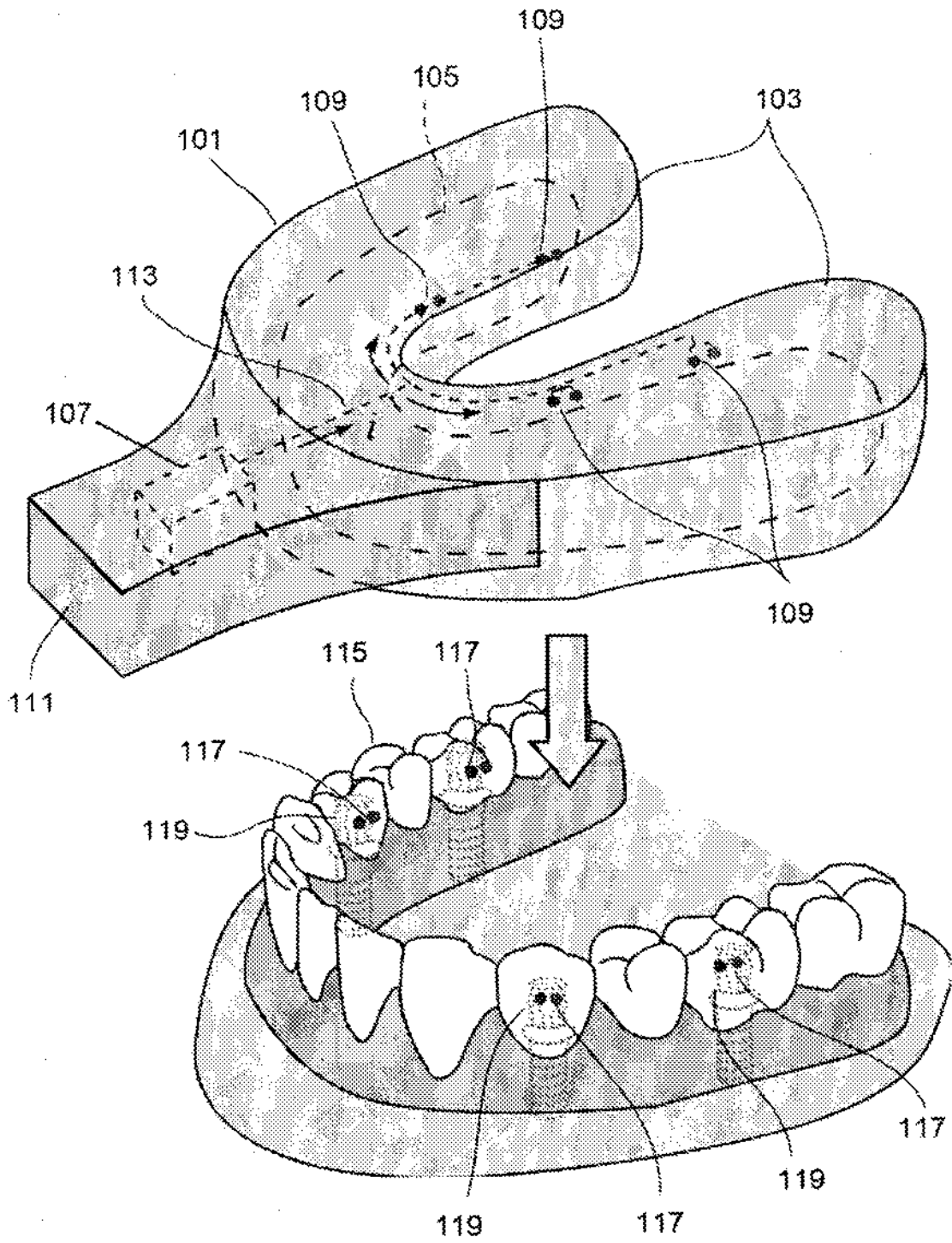


FIG. 5



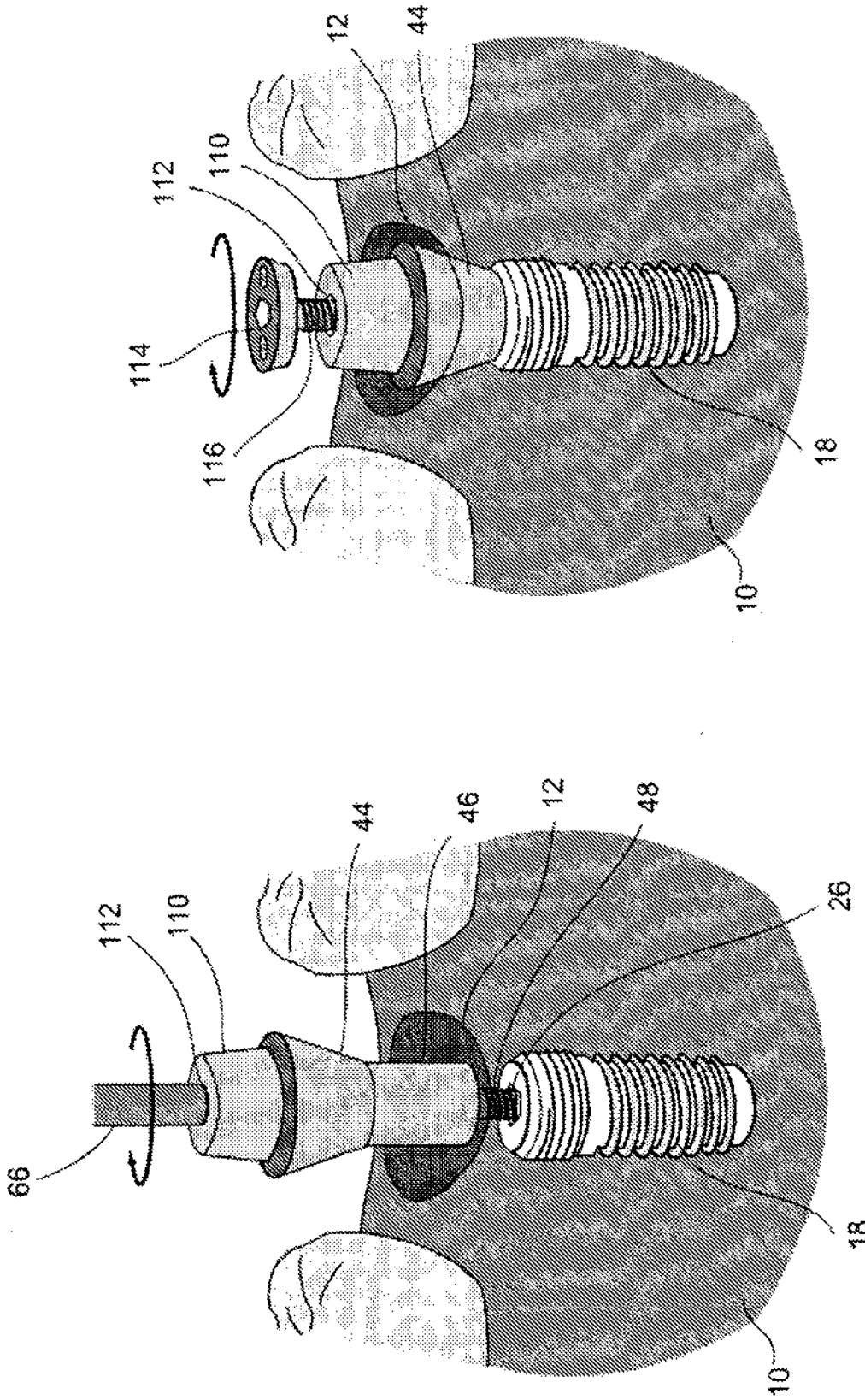


FIG. 6B

FIG. 6A

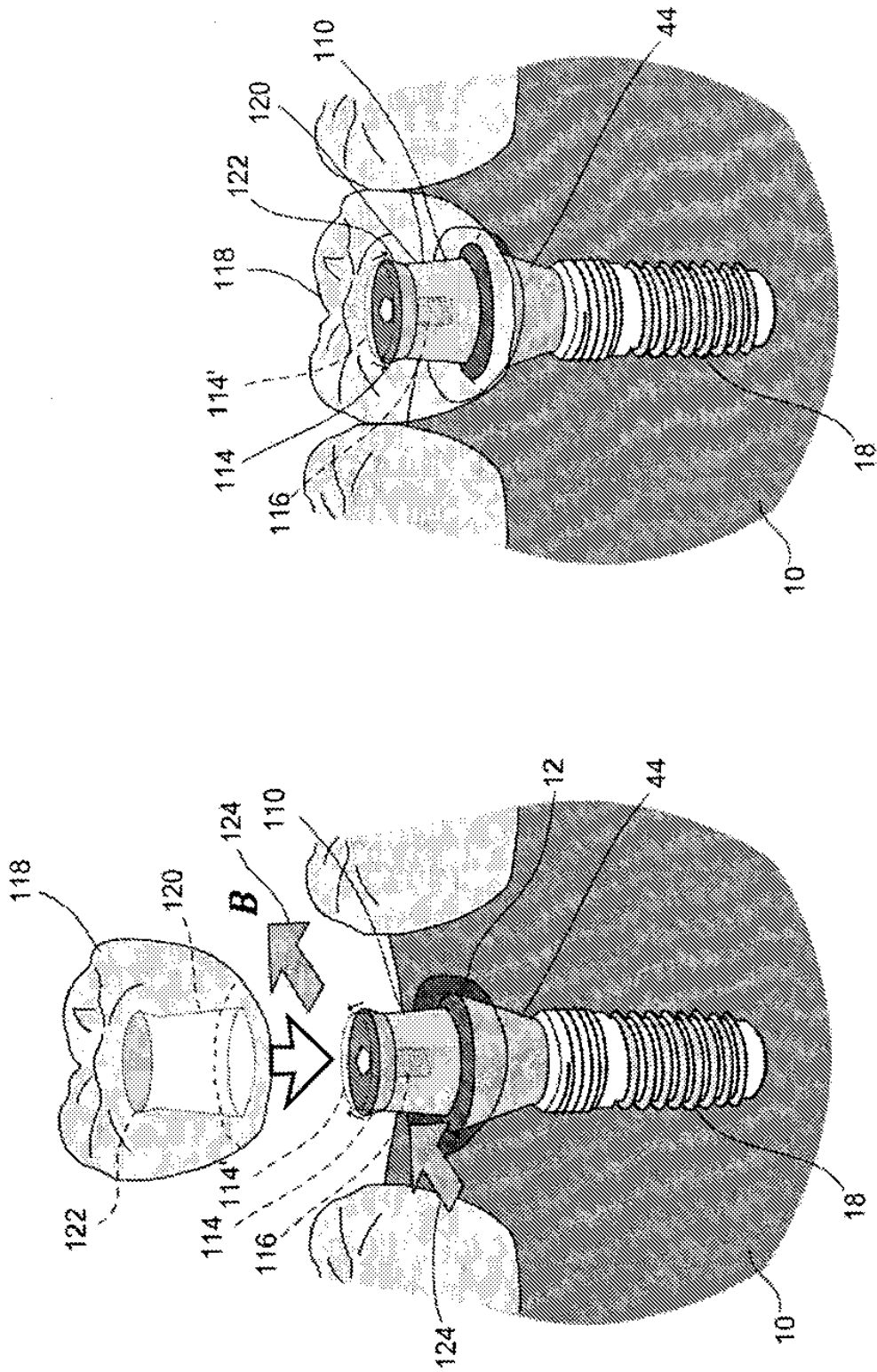


FIG. 6D

FIG. 6C

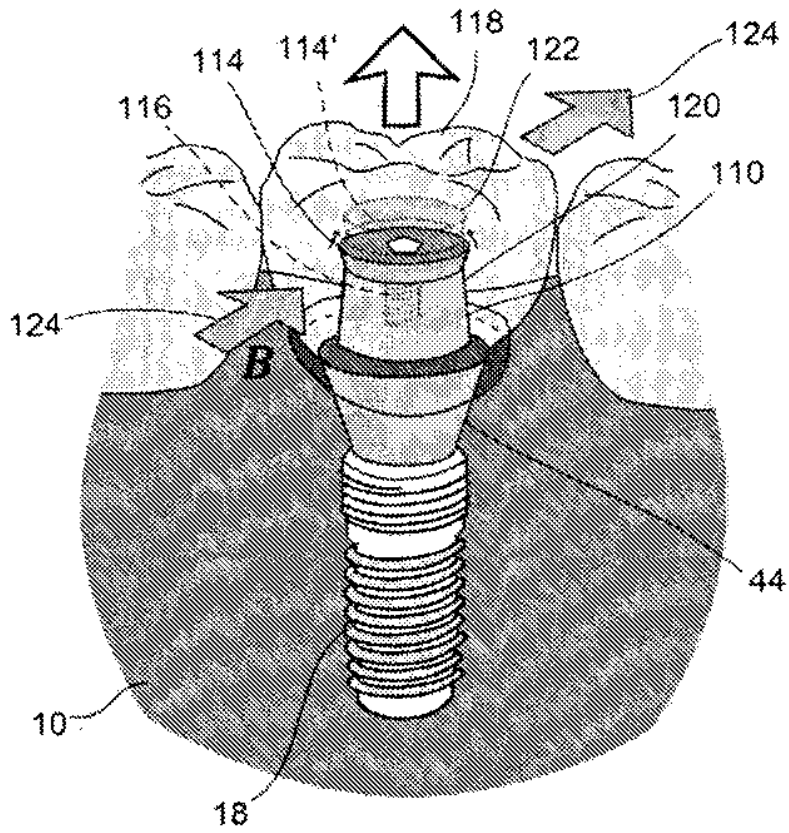


FIG. 7A

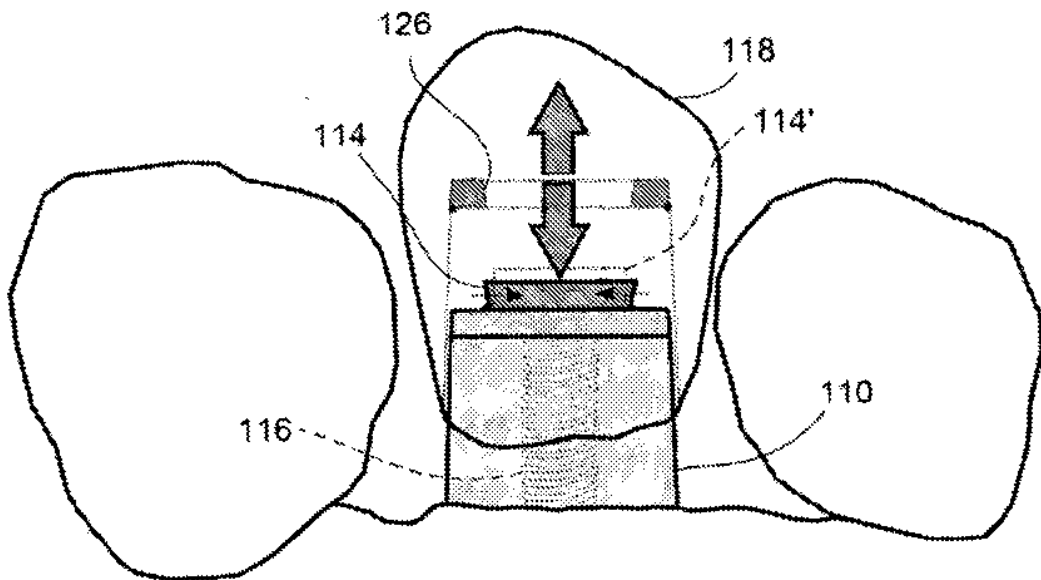


FIG. 7B

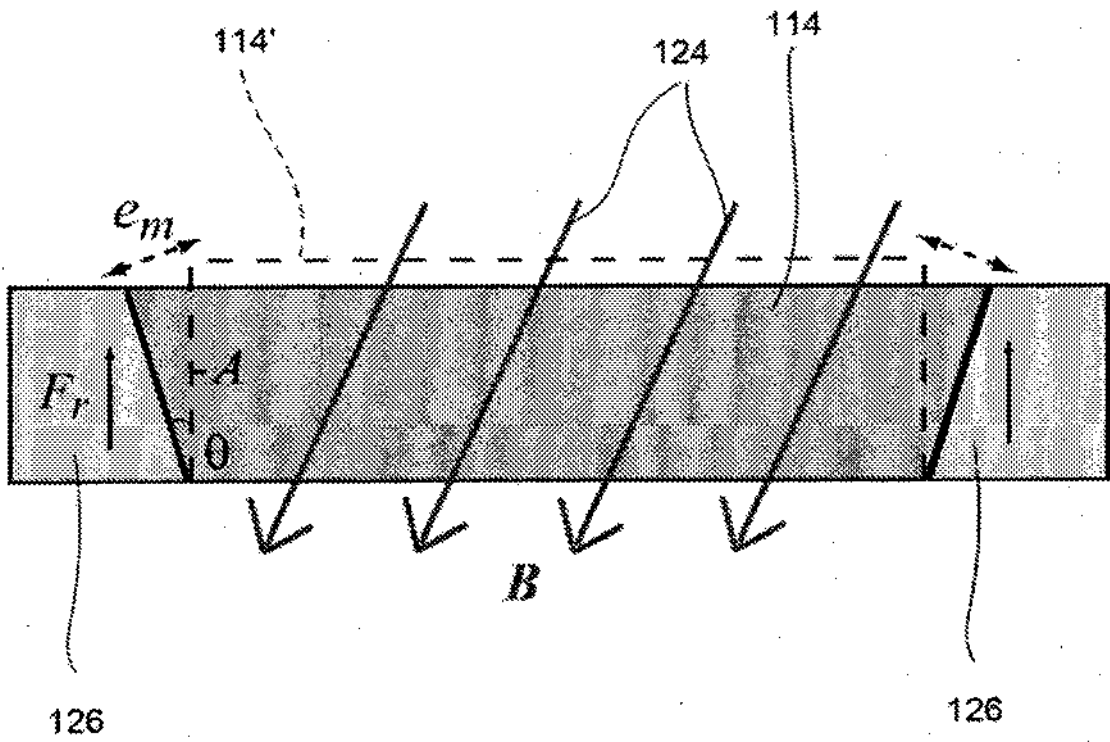
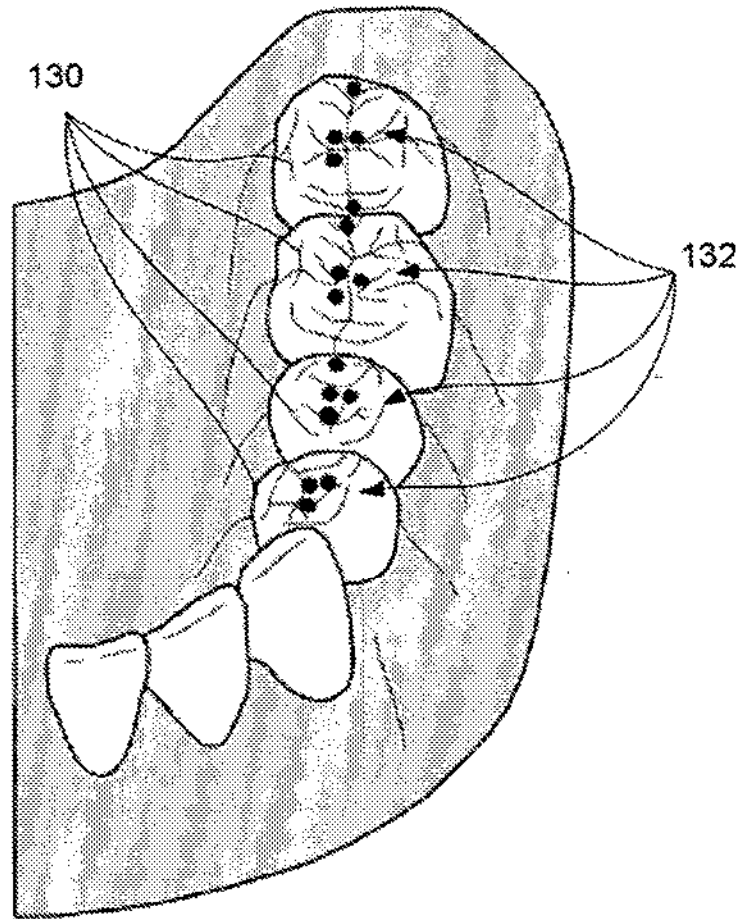


FIG. 8



**FIG. 9**

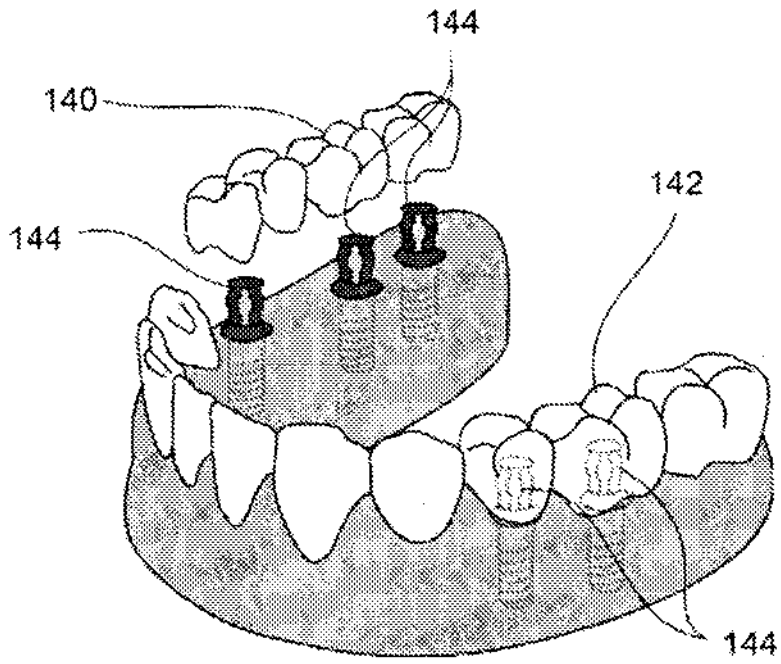


FIG. 10

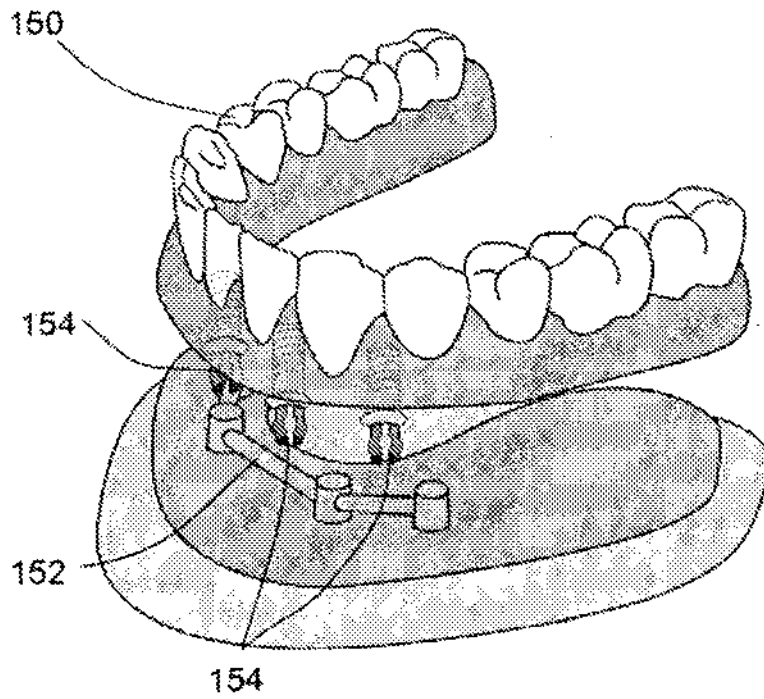


FIG. 11

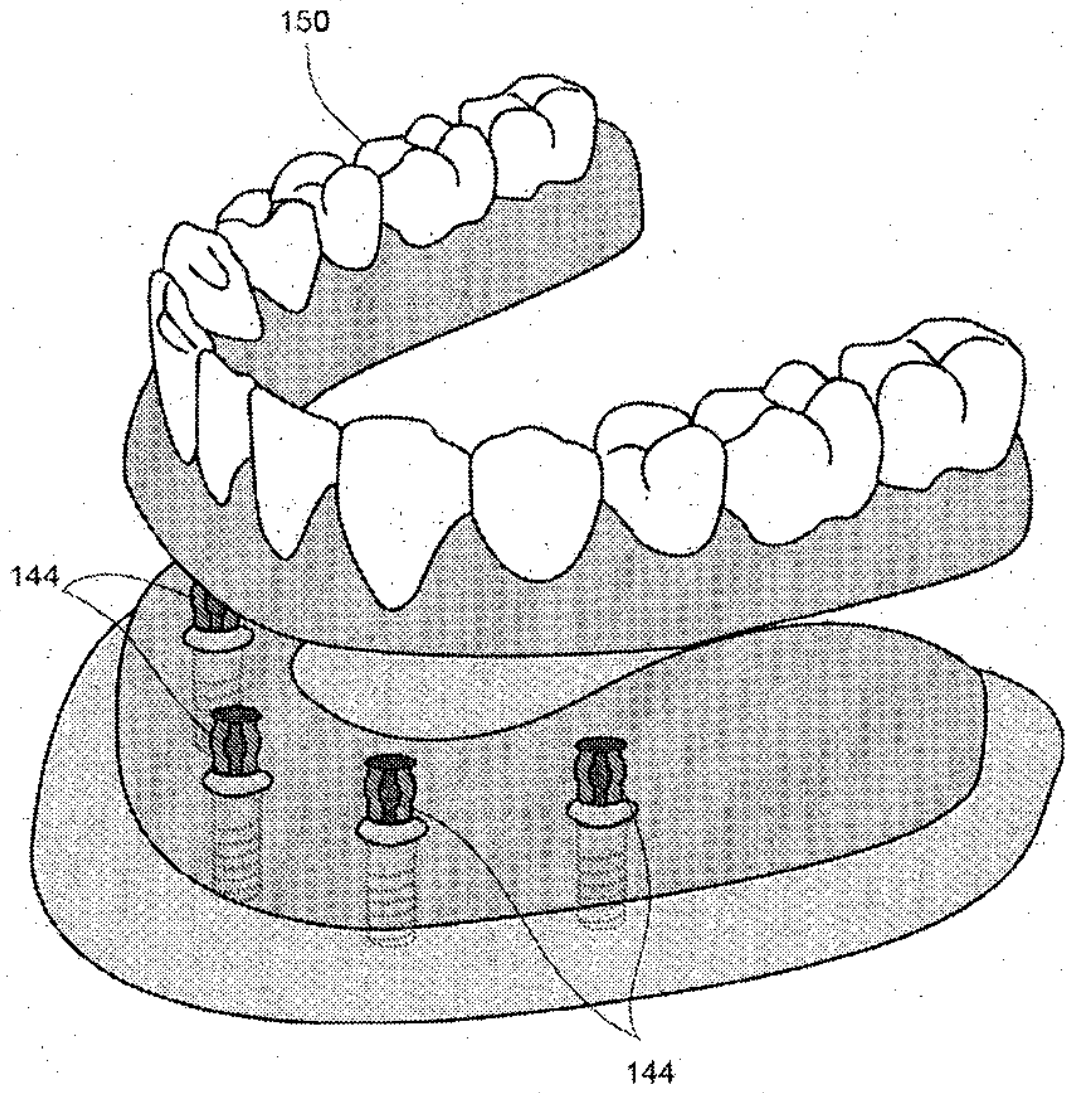
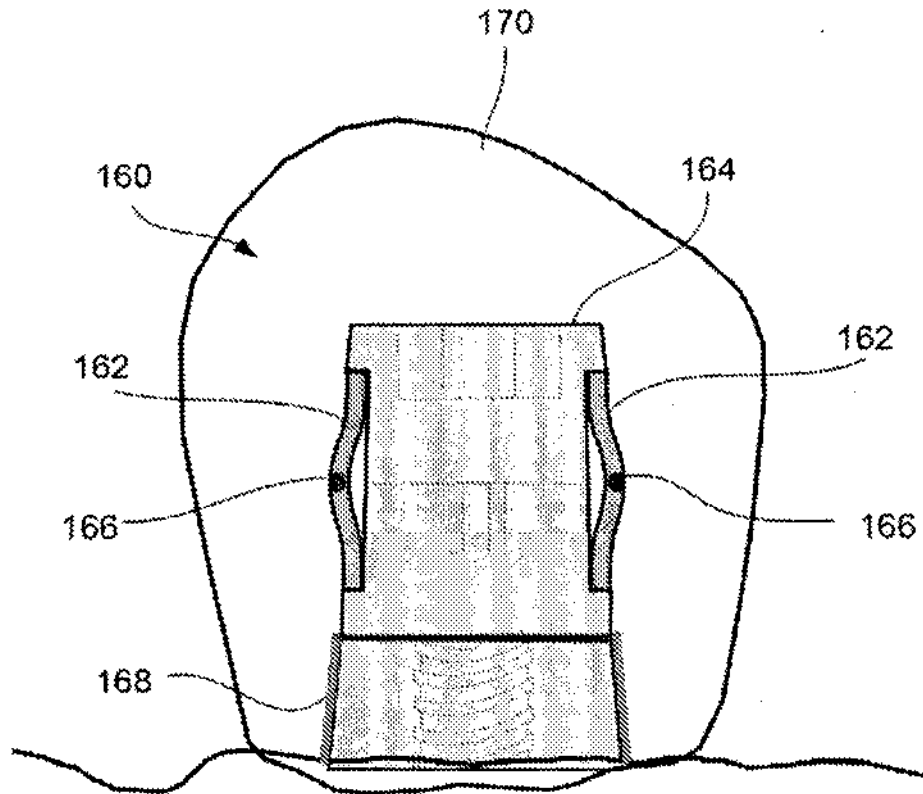


FIG. 12



**FIG. 13**