

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 662 943**

51 Int. Cl.:

**A61C 8/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.10.2009 PCT/US2009/062308**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.05.2010 WO10053767**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.10.2009 E 09744565 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.12.2017 EP 2378999**

54 Título: **Implante óseo expandible**

30 Prioridad:

**06.11.2008 US 266318**

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

**10.04.2018**

73 Titular/es:

**ZIMMER DENTAL INC. (100.0%)  
1900 Aston Avenue  
Carlsbad, CA 92008, US**

72 Inventor/es:

**LOMICKA, MATTHEW;  
VISHNUBHOTLA, SRILAKSHMI y  
BASSETT, JEFFREY A.**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 662 943 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

## Implante óseo expandible

5 La presente invención se refiere a un implante dental para su inserción en el hueso y, en particular, a un implante óseo expandible con características de osteointegración mejoradas.

10 Un tipo de implante óseo es un implante dental o un implante en forma de raíz endoósea que se implanta quirúrgicamente en el maxilar superior o inferior de un paciente para anclar y soportar directa o indirectamente dispositivos protésicos, tal como un diente artificial. Los implantes se colocan generalmente en uno o más sitios edéntulos en la dentición de un paciente, en la que los dientes originales del paciente se han perdido o dañado, con el fin de restaurar la función de masticación del paciente. En muchos casos, el implante ancla un pilar dental, que a su vez proporciona una interfaz entre el implante y una restauración dental. La restauración es típicamente una corona de porcelana modelada según procedimientos conocidos.

15 El implante está en general roscado o encajado a presión en una perforación que se taladra en la mandíbula o maxilar del paciente en el sitio edéntulo. El implante se inserta aplicando una fuerza sobre el extremo coronal del implante en una dirección de inserción.

20 Normalmente, un paciente prefiere irse después de la cirugía inicial con algún tipo de restauración montada en el implante, lo cual transfiere cargas oclusivas al implante. Además, se ha demostrado que, en muchos casos, la curación tanto del tejido blando como del duro mejora si el implante es cargado después de la cirugía por una restauración. Aunque el implante casi nunca recibe toda la carga de la oclusión durante esta fase de curación e incluso con la restauración, la carga es suficiente para desplazar el implante. Por ello, se utilizan roscas para lograr la estabilidad inicial. Antes de que la integración biológica tenga tiempo de realizarse, la rosca resiste las cargas de tensión, torsión o flexión a las que puede estar sometido el implante.

30 Sin embargo, el procedimiento quirúrgico para insertar implantes roscados puede ser complicado y requiere que los implantes roscados puedan transformarse en su sitio, lo que requiere además el uso de herramientas e insertos especiales. El par de torsión necesario para colocar el implante en el maxilar puede ser alto y puede requerir un roscado de la perforación en el maxilar, lo que agrega un paso más al procedimiento quirúrgico donde no se desea normalmente realizar el roscado. También con implantes roscados, a menudo es difícil lograr una estética óptima porque la geometría de la rosca establece una relación fija entre la orientación final vertical y rotacional del implante de manera que un ajuste vertical del implante requiere un ajuste rotacional y viceversa. Por ello, una prótesis mantenida en una orientación rotacional ideal por el implante puede no tener la posición vertical ideal.

35 Alternativamente, aunque un implante de encaje a presión tiene un procedimiento quirúrgico mucho más simple, los diseños actuales de encaje a presión proporcionan muy poca estabilidad inicial y no son adecuados para procedimientos de carga temprana e inmediata que se utilizan actualmente en odontología.

40 El cuerpo del implante dental se ha formado normalmente de metal titanio o aleaciones de titanio. Los metales y aleaciones de titanio pueden actuar para mejorar la unión del hueso a la superficie del implante dental. Sin embargo, los metales y aleaciones de titanio son órdenes de magnitud mayores en rigidez que el hueso humano y, como resultado, absorben gran parte de las fuerzas de masticación introducidas en la boca. Esta absorción de las fuerzas por los implantes dentales de titanio puede dar como resultado una estimulación inadecuada del tejido óseo circundante en el maxilar, lo que durante largos períodos de tiempo puede hacer que el tejido óseo sea reabsorbido por el cuerpo, dando como resultado una saucerización del hueso o retroceso del hueso. Con el tiempo, este retroceso óseo puede hacer que el implante dental se afloje dentro de su orificio e incluso provoque infección en el área. En consecuencia, se desea un implante de encaje a presión que proporcione suficiente estabilidad inicial a la vez que también proporcione una osteointegración mejorada.

El documento WO 98/30170 A1 describe un implante dental según el preámbulo de la reivindicación 1.

55 El documento US 4.011.602 A describe un dispositivo para unirse a tejido óseo vivo sustancialmente sólido, que comprende un miembro de cuerpo que tiene una superficie exterior conformada para ajustarse aproximadamente en un espacio vacío en el tejido y que tiene poros en los que puede crecer el tejido para fortalecer la unión entre el dispositivo y el tejido, y medios ajustables para expandir el miembro de cuerpo contra el tejido.

60 La presente invención está orientada a un implante dental con las características de la reivindicación 1.

La Figura 1 es una vista lateral en perspectiva, en despiece ordenado, de una primera realización de un implante según la presente invención;

La Figura 2 es una vista lateral en alzado del implante de la Figura 1;

65 La Figura 3 es una vista lateral en alzado de un osteótomo según la presente invención y que tiene el implante de la Figura 2 unido en su extremo distal;

La Figura 4 es una vista lateral en perspectiva, en despiece ordenado, de un implante (no reivindicado);

La Figura 5 es una vista lateral en alzado del implante de la Figura 4;

La Figura 6 es una vista lateral en alzado del implante de la Figura 4 que muestra un componente poroso expandido a través de ranuras en un componente de carcasa;

La Figura 7 es una vista desde arriba del implante de la Figura 6;

5 La Figura 8 es una vista superior en sección transversal de una realización adicional de un implante según la presente invención;

La Figura 9 es una vista lateral en perspectiva, en despiece ordenado, de una realización adicional de un implante según la presente invención;

La Figura 10 es una vista lateral en sección transversal de un implante (no reivindicado);

10 La Figura 11 es una vista lateral, en despiece ordenado, de un implante (no reivindicado) mostrado en una perforación en el hueso; y

La Figura 12 es una vista fragmentaria ampliada de una parte de tántalo poroso para cualquiera de las realizaciones de la presente y según la presente invención.

15 Con referencia a las Figuras 1 a 2, se proporciona un implante 10 para la inserción en un sitio quirúrgico tal como una perforación en el hueso, y en los presentes ejemplos particulares, en una mandíbula o maxilar. El implante 10 se usa para soportar un pilar, y una prótesis es montada en el pilar. Aunque se muestran implantes endoóseos de dos etapas que terminan en la cresta alveolar, se entenderá que los implantes pueden ser alternativamente implantes de una sola etapa con una zona transgingival formada integralmente o un implante de una pieza con un pilar integral.

20 El implante 10, así como otros implantes descritos en el presente documento, son implantes de encaje a presión y renuncian al uso de roscas como mecanismo principal para acoplarse al hueso. Esto permite que estos implantes sean colocados a una profundidad deseada en el hueso mediante el uso de una fuerza de accionamiento longitudinal sin la necesidad de rotar el implante y mientras se forma, al mismo tiempo, una estabilidad inicial suficiente para soportar las fuerzas de masticación.

25 Más específicamente, el implante 10 tiene un primer miembro o componente 12 relativamente rígido, y un segundo miembro o componente 14 poroso expandible que es al menos parcialmente poroso. El miembro rígido 12 está posicionado coronalmente al miembro poroso 14 y tiene una parte de extremo coronal o proximal 16 para soportar directa o indirectamente una prótesis. El miembro poroso 14 se acopla a una parte de extremo apical 18 o distal del miembro rígido 12 cuando es colocado en una perforación en el hueso. Con esta estructura, se puede aplicar una fuerza longitudinal al miembro rígido 12 de manera que el miembro rígido 12 impacte contra el miembro poroso. Esta fuerza de accionamiento hace que el miembro poroso 14 se expanda de forma radial hacia afuera (y apicalmente) hacia el hueso circundante del sitio quirúrgico. Por ello, esta expansión ocurre antes de que tenga lugar la masticación, de modo que el implante 10 esté bien asentado y, en general, no se expandirá adicionalmente durante la masticación a plena carga.

El miembro rígido 12 está formado de un metal duro relativamente fuerte tal como titanio.

40 El material poroso que forma el miembro poroso 14 es particularmente adecuado para formar un ajuste de interferencia inmediato, fuerte con el hueso circundante mientras mejora la osteointegración del hueso en el miembro poroso 14. El miembro poroso 14, en una forma es una parte 40 de tántalo poroso (mostrado en la Fig 12), que es un biomaterial muy poroso útil como material sustituto del hueso y/o receptor de células y tejidos. Un ejemplo de tal material se produce usando la tecnología Trabecular Metal® disponible en general de Zimmer, Inc., de Warsaw, Indiana. Trabecular Metal® es una marca comercial de Zimmer Technology, Inc. Dicho material puede formarse a partir de un sustrato de espuma de carbono vítreo reticulado que es infiltrado y revestido con un metal biocompatible, tal como tántalo, etc., mediante un proceso de deposición química de vapor ("CVD") de la manera descrita en detalle en la patente de los EE. UU. N.º 5.282.861. También se pueden usar otros metales como niobio, o aleaciones de tántalo y niobio entre sí o con otros metales.

50 Como se muestra en la Fig 12, la estructura 40 de tántalo poroso incluye una gran pluralidad de ligamentos 42 que definen espacios abiertos 44 entre ellos, con cada ligamento 42 que incluye en general un núcleo 46 de carbono cubierto por una película delgada de metal 48 tal como tántalo, por ejemplo. Los espacios abiertos 44 entre los ligamentos 42 forman una matriz de canales continuos que no tienen extremos muertos, de modo que el crecimiento del hueso esponjoso a través de la estructura 40 de tántalo poroso no está inhibido. El tántalo poroso puede incluir hasta 75 %-85 % o más de espacio vacío en el mismo. Por ello, el tántalo poroso es una estructura porosa de peso ligero y fuerte que es sustancialmente uniforme y de composición constante, y se parece mucho a la estructura del hueso esponjoso natural, proporcionando de ese modo una matriz en la que el hueso esponjoso puede crecer para anclar el implante 10 en el hueso circundante del maxilar de un paciente que aumenta la estabilidad. La superficie exterior rugosa de dicha parte de metal poroso tiene un coeficiente de fricción relativamente alto con el hueso adyacente que forma la perforación que recibe el implante para aumentar aún más la estabilidad inicial como se ha mencionado anteriormente. Esta estructura puede producir resultados estéticos superiores al restringir el movimiento del implante. Estos implantes se pueden colocar sin procedimientos quirúrgicos complementarios, como injertos óseos, y se pueden colocar en áreas donde los implantes tradicionales han tenido menos éxito tal como con secciones alveolares reducidas o deterioradas.

La estructura 40 de tántalo poroso puede formarse en diversas densidades con el fin de adaptar selectivamente la estructura a las aplicaciones particulares. En particular, como se analiza en la patente de EE. UU. N.º 5.282.861, el tántalo poroso puede fabricarse virtualmente en cualquier porosidad y tamaño de poro deseados, ya sean uniformes o variables, y de este modo se pueden combinar con el hueso natural circundante para proporcionar una matriz mejorada para hueso en crecimiento y mineralización. Esto incluye una gradación del tamaño de poro en un solo implante tal que los poros son más grandes en un extremo apical para que coincida con el hueso esponjoso y más pequeños en un extremo coronal para que coincida con el hueso cortical, o incluso para recibir el crecimiento del tejido blando. Además, el tántalo poroso podría hacerse más denso con menos poros en áreas de alto estrés mecánico. En lugar de poros más pequeños en el tántalo, esto también se puede lograr rellenando todos o algunos de los poros con un material sólido que se describe con más detalle a continuación.

Para proporcionar resistencia y estabilidad mecánicas iniciales adicionales a la estructura porosa 14, la estructura porosa 14 puede infiltrarse con material de relleno tal como un polímero no reabsorbible o un polímero reabsorbible. Los ejemplos de polímeros no reabsorbibles para la infiltración de la estructura porosa 14 pueden incluir una poliaril éter cetona (PAEK) tal como poliéter cetona cetona (PEKK), poliéter éter cetona (PEEK), poliéter cetona éter cetona (PEKEKK), poli(metacrilato de metilo) (PMMA), polieterimida, polisulfona y polifenolsulfona. Los ejemplos de polímeros reabsorbibles pueden incluir poli(ácido láctico) (PLA), poli(ácido glicólico) (PGA), poli(ácido láctico)-co-glicólico (PLGA), polihidroxibutirato (PHB), polihidroxivalerato (PHV) y copolímeros de los mismos, policaprolactona, polianhídridos y poliortoésteres. El material reabsorbible se reabsorbería a medida que el hueso crece y lo reemplaza, lo que mantiene la resistencia y la estabilidad del implante.

Con respecto a la estabilidad inicial, cuando el miembro poroso 14 se inserta en la perforación en el hueso, el material poroso morderá en el hueso rallando, astillando y/o descamando las piezas de hueso fuera de las paredes laterales de la perforación en el que se está colocando el implante. Cuando el implante se encaja a presión en la perforación en lugar de roscarse en la perforación, esta acción de "raspado" puede formar pequeños rebajes o hendiduras dentro de la pared lateral de la perforación en el que se asienta el dispositivo de implante. Esto restringe el movimiento rotacional o de torsión del dispositivo de implante dentro de la perforación ya que el dispositivo de implante no tiene la holgura para rotar fuera de las hendiduras y dentro de la perforación.

La acción de raspado también acelera la osteointegración en el dispositivo de implante y en los poros del material poroso debido a la compactación del hueso en los poros. En primer lugar, el rallado de la estructura ósea hace que el hueso sangre lo que estimula el crecimiento óseo al promover la producción de células beneficiosas tales como osteoblastos y osteoclastos. En segundo lugar, las piezas de hueso que caen en los poros del material poroso ayudan a la remodelación ósea. En el proceso de remodelación ósea, las células osteoblastos utilizan las piezas de hueso como andamios y crean nuevo material óseo alrededor de las piezas óseas. Mientras tanto, las células osteoclastos eliminan las piezas de los huesos por reabsorción mediante la descomposición del hueso y la liberación de minerales, como el calcio, de las piezas de hueso y de vuelta a la corriente sanguínea. Las células osteoblastos continuarán reemplazando las piezas de hueso ralladas de los poros y alrededor del dispositivo de implante con hueso nuevo y sano dentro y alrededor del sitio de extracción. El compuesto de hueso encarnado y de tántalo poroso tiene propiedades elásticas mucho más cercanas al hueso que un implante de metal sólido, creando un ambiente de carga que es propicio para mantener el hueso cerca del implante. Por ello, con el material poroso, el miembro poroso 14, y a su vez el implante 10, tiene resistencia incrementada a la torsión o rotación, permite una carga inmediata o muy temprana, y aumenta la estabilidad a largo plazo debido a la osteointegración mejorada. Dicho implante con hueso encarnado tiene una estabilidad mayor que un implante de tamaño comparable con solo crecimiento del hueso.

Las propiedades del material poroso también permiten la expansión del miembro poroso 14 para anclar el miembro poroso 14 en el hueso circundante. Para expandir el material poroso para cualquiera de los implantes descritos en el presente documento, el módulo de elasticidad (es decir, la cantidad de deformación en la zona elástica de la curva de esfuerzo/deformación cuando se aplica un esfuerzo determinado) del material poroso, o al menos esa parte del miembro poroso que se expandirá debe ser de aproximadamente 3 GPa o menor.

Cuando el material poroso de cualquiera de los implantes descritos en el presente documento se expande de forma radial contra el hueso, el material poroso corta en el hueso. Esto ocurre porque la superficie exterior del material poroso puede fabricarse para que tenga trabéculos o salientes agudos de metal que se extienden desde la superficie exterior. Estos trabéculos se forman cuando una "célula" de tántalo poroso se corta dejando solo una parte de cada puntal que constituye una "célula" de tántalo poroso. Se cree que los trabéculos, cuando se comprimen contra la superficie del hueso, reducen el hueso porque el metal de tántalo poroso puede soportar un mayor esfuerzo que muchos tipos de tejido óseo. El resultado de esta acción de excavación o raspado con los puntales recortados aumenta aún más la estabilidad inicial del implante en el sitio quirúrgico además de los puntales sin cortar descritos anteriormente.

Para proporcionar esta acción de corte a medida que el miembro poroso para cualquiera de los implantes descritos en el presente documento se expande, la resistencia a la compresión del metal poroso debería ser de aproximadamente 50 a aproximadamente 90 MPa, que es relativamente más alta que la resistencia a la compresión del hueso esponjoso que es aproximadamente 10 a aproximadamente 50 MPa. La superficie de contacto entre cada

uno de los trabéculos y el hueso será muy pequeña debido a la geometría de los trabéculos tal como se describió anteriormente. Esto dará como resultado un alto esfuerzo (carga/superficie) cuando incluso se aplican cargas moderadas. Dado que la cantidad de esfuerzo que el metal de tántalo poroso puede alcanzar antes de ceder es mayor que el tejido óseo circundante, el material poroso se hundirá en el hueso.

5 Con referencia nuevamente a las Fig 1-2, en una forma, el miembro rígido 12 tiene generalmente forma de bala con una superficie exterior cilíndrica 20 que termina en la parte de extremo apical 18 que está redondeada. La superficie exterior 20 puede ser lisa pero puede ser rugosa o, si no, tratada para fomentar el crecimiento óseo o restringir el crecimiento de bacterias. La parte de extremo coronal 16 del miembro rígido 12 está abierta a una cavidad longitudinal interna 22 para recibir un dispositivo de accionamiento tal como un osteótomo 24 (mostrado en la Fig 3) y/o para recibir sujetadores para asegurar un pilar al implante 10. La cavidad longitudinal 22 puede tener una sección transversal circular con el fin de recibir una fuerza longitudinal procedente de la herramienta de accionamiento. La cavidad longitudinal 22, sin embargo, puede tener también una sección transversal no circular, o tener una parte no circular, tal como poligonal, para recibir un pilar, un sujetador que sostiene un pilar, o para limitar la rotación de la herramienta de accionamiento con respecto al implante 10 por comodidad mientras se inserta el implante 10 en la perforación.

20 El miembro poroso 14 tiene generalmente forma de copa y forma una cavidad interior 26 que se extiende longitudinalmente, accesible coronalmente. El miembro poroso 14 tiene una pared 28 generalmente cilíndrica, así como una parte de extremo apical redondeada 30 que define cooperativamente la cavidad 26. La parte de extremo apical 30 tiene una forma que corresponde a la forma de la parte de extremo apical 18. Para facilitar la expansión, la pared 28 no debería ser demasiado gruesa, y en un aspecto, tiene un grosor de aproximadamente 0,508 mm a aproximadamente 1,016 mm (aproximadamente 0,020 pulgadas a alrededor de 0,040 pulgadas).

25 La parte de extremo apical 18 está configurada para ser insertada en la cavidad 26 para expandir el miembro poroso 14. Por ello, en una forma, un diámetro interno  $d$  del miembro poroso 14 y definido por la cavidad 26 puede ser ligeramente más pequeño que un diámetro externo  $D$  del miembro rígido 12. Como el módulo de elasticidad del miembro poroso 14 es significativamente menor que el módulo de elasticidad del miembro rígido 12, al presionar el miembro rígido 12 apicalmente dentro de la cavidad 26 expandirá el miembro poroso 14 de forma generalmente radial hacia afuera y contra el hueso en la perforación.

35 Para colocar el implante 10 en una perforación en el hueso, primero, el facultativo utiliza una herramienta, que puede ser el mismo osteótomo 24 o una herramienta independiente, recibida en la cavidad 26 para presionar el miembro poroso 14 inicialmente independiente en la perforación aplicando una fuerza longitudinal sobre la herramienta. Por ello, el miembro poroso 14 se coloca en la perforación antes de colocar el miembro rígido 12 en la perforación. Una vez que el miembro poroso 14 está en su sitio, el facultativo utiliza el osteótomo 24 para acoplarse con el miembro rígido 12 para crear una fuerza longitudinal y presionar o roscar el miembro rígido 12 en la perforación y posteriormente en la cavidad 26 del miembro poroso 14. Como se mencionó anteriormente, esta acción expandirá el miembro poroso 14 de forma radial hacia afuera así como también comprimirá la parte de extremo apical 30 del miembro poroso 14 entre el miembro rígido 12 y el fondo de la perforación (similar al fondo 64 de la perforación 60 mostrado en la Fig 11). Esto fuerza al miembro poroso 14 a reducir el hueso adyacente que define la perforación y crear estabilidad inicial en múltiples direcciones como se describió anteriormente. Una vez que la parte de extremo apical 18 se inserta completamente en la cavidad 26, el miembro rígido 12 forma un núcleo para el miembro poroso 14, y el miembro poroso 14 cubre al menos en general la parte de extremo apical 18.

45 Sin embargo, en un aspecto alternativo, el miembro rígido 12 y el miembro poroso 14 se pueden ensamblar juntos antes de la inserción en la perforación, e incluso pre-ensamblados por el fabricante o el proveedor antes de que el facultativo reciba el implante 10. En este caso, el miembro poroso 14 está montado al menos parcialmente en la parte de extremo apical 18 del miembro rígido 12 antes de que los dos miembros 12 y 14 estén colocados en una perforación en el hueso. Si el implante 10 es ensamblado primero antes de que sea insertado en la perforación, el miembro rígido 12 puede introducirse en el miembro poroso 14 a una profundidad suficiente para retener el miembro poroso 14 sobre el miembro rígido 12 sin expandir significativamente el miembro poroso 14. Una vez que el implante 10 es colocado en la perforación, entonces el osteótomo 24 se puede presionar con una fuerza longitudinal suficiente para expandir el miembro poroso 14 de forma radial hacia afuera y dentro del hueso.

50 Como otra opción, el miembro poroso 14 puede asegurarse al miembro rígido 12 mediante un encaje a presión flojo que permite que el miembro poroso 14 se separe fácilmente del miembro rígido 12, tal como de forma manual. En otras palabras, la parte de extremo apical 18 del miembro rígido 12 está dimensionada para deslizarse fácilmente dentro y fuera de la cavidad 26. En este caso, los diámetros  $d$  y  $D$  de la cavidad 26 y el miembro rígido 12 están suficientemente cerca para formar un ajuste de interferencia que mantiene unidos a los miembros 12 y 14 sin expansión significativa hasta que el implante es insertado y ensamblado en la perforación en el hueso. Una vez insertado, se puede aplicar una fuerza significativa al osteótomo 24 en múltiples direcciones para presionar el miembro poroso 14 contra el hueso circundante que forma la perforación.

65 Aunque se menciona un ajuste de interferencia entre el miembro rígido 12 y el miembro poroso 14, se entenderá que pueden usarse adhesivos, soldadura y/o calor para conectar adicional o alternativamente las dos partes entre sí,

especialmente cuando el implante 10 va a ser pre ensamblado.

También se comprenderá que el miembro poroso 14 puede extenderse alternativamente sobre la mayor parte, o sustancialmente la totalidad, de la longitud coronal-apical del implante 10, o del miembro poroso 14 puede cubrir solamente ciertas secciones del miembro rígido 12 en lugar de solamente ahuecar el extremo apical 18 del miembro rígido 12. Por ello, puede ser cilíndrico, y el miembro rígido 12 puede o no extenderse completamente a través del miembro poroso 14 para formar un extremo apical del implante 10. Además, la parte de extremo apical 30 del miembro poroso 14 se puede proporcionar en diversos grosores deseados (en la dirección coronal-apical) para proporcionar diferentes longitudes porosas que se extienden apicalmente desde la parte de extremo apical 18 del miembro rígido 12. De lo contrario, la longitud ensamblada total del implante 10 puede proporcionarse en diferentes dimensiones deseadas variando la longitud del miembro rígido 12.

Alternativamente, puede proporcionarse una parte ancha 32 (mostrada en línea discontinua en las Fig 1-2) del miembro rígido 12 para acoplarse adicionalmente a una superficie anular 34 orientada hacia el lado coronal del miembro poroso 14. Específicamente, la parte ancha 32 tiene un diámetro mayor que un diámetro de la parte de extremo apical 18 que forma un hombro anular 38 orientado hacia el lado apical que se extiende de forma radial hacia fuera desde la parte de extremo apical 18. El hombro 38 se acopla a la superficie 34 cuando el miembro rígido 12 es presionado apicalmente contra el miembro poroso 14. En este caso, cuando el facultativo impacta sobre la herramienta de accionamiento 24 longitudinalmente en la parte de extremo apical o extremo de accionamiento 16 del miembro rígido 12, la pared o pared lateral 28 del miembro poroso 14 es compactada entre el hombro 38 del miembro rígido 12 y el fondo de la perforación (similar al fondo 64 mostrado en la Fig 11) en el que está dispuesto. Esto hace que la pared lateral 28 se abombe o se expanda de forma radial hacia afuera para contactar y reducir el hueso circundante.

Aunque se muestra que la parte ancha 32 se extiende a la parte de extremo coronal 16 del miembro rígido 12, se entenderá que, en cambio, la parte ancha 32 puede extenderse coronalmente desde el hombro 38 a cualquier distancia coronal-apical a lo largo de la longitud del miembro rígido 12 que es suficiente para transferir fuerza adecuada al miembro poroso 14. En un ejemplo, la parte ancha 32 está en forma de pestaña 36 relativamente delgada (como se muestra en línea discontinua en la Fig 2).

Con referencia a la Fig 11, en otra forma básica alternativa, un implante 50 tiene un miembro rígido 52 que se acopla a un miembro poroso 54 al menos parcialmente hecho del material poroso como se describió anteriormente y como con el implante 10. Aquí, sin embargo, el miembro poroso 54 no tiene una cavidad principal. En cambio, el miembro poroso 54 tiene una superficie 56 orientada coronalmente para acoplarse a una parte de extremo apical 58 del miembro rígido 52. Como con el implante 10, cualquiera de los miembros 52 y 54 se colocan por separado en la perforación 60 como se muestra en la Fig 11, o los miembros 52 y 54 se ensamblan antes de la inserción en una perforación 60 en el hueso 62. En el primer caso, el miembro poroso 54 se coloca en la perforación 60, y el miembro rígido 52 se coloca entonces en la perforación 60 y se presiona o rosca en una dirección longitudinal (como se representa mediante la flecha 'A' en la Fig 11) hasta que el miembro rígido 52 se acopla al miembro poroso 54 de modo que el miembro poroso 54 se compacta entre una parte inferior 64 de la perforación 60 y el miembro rígido 52. Esto hace que una pared lateral 66 del miembro poroso 54 se abombe o se expanda de forma radial hacia fuera para acoplarse al hueso circundante. El miembro poroso 54 también es presionado apicalmente para reducir el hueso en el fondo 64 de la perforación 60.

Si los miembros 52 y 54 van a ser pre-ensamblados antes de su inserción en el orificio 60, los miembros 52 y 54 pueden unirse entre sí mediante una estructura de interbloqueo en la parte de extremo apical 58 y la superficie 56 o por otros medios tales como sujetadores, adhesivos, soldadura, calor, etc. De lo contrario, una vez que el implante 50 está colocado en la perforación 60, el procedimiento es el mismo que si los miembros 52 y 54 fueran inicialmente independientes. En lugar de ser completamente poroso, el elemento poroso 54 puede tener un núcleo de un material sólido diferente o tener sus poros rellenos de un material diferente como se describió anteriormente siempre que no interfiera significativamente con la compresión requerida del miembro poroso 54 para su expansión radial.

Con referencia ahora a la Fig 8, como otra forma alternativa más, un implante 70 tiene una estructura similar al implante 10 que incluye un miembro rígido 72 y un miembro poroso 74 con una cavidad longitudinal 76 para recibir el miembro rígido 72. Excepto aquí, el miembro rígido 72, o al menos una parte de extremo apical 78 del miembro rígido 72 que se extiende dentro de la cavidad 76, y el miembro poroso 74 tienen secciones transversales que son no circulares. Aunque se contemplan otras formas (tales como poligonales, otras formas con lados planos, otras formas curvas irregulares, o combinaciones de las dos), en la forma ilustrada, las secciones transversales de la parte de extremo apical 78 y el miembro poroso 74 son ovales o elípticos. Así configurado, una vez que la parte de extremo apical 78 se extiende dentro de la cavidad 76 en una orientación correspondiente como la del miembro poroso 74 (es decir, donde los ejes principales de ambas secciones transversales se extienden generalmente en la misma dirección), el miembro rígido 72 puede ser girada con respecto al miembro poroso 74, como se ilustra mediante las flechas X. El miembro poroso 74 es suficientemente delgado de manera que la rotación del miembro rígido 72 hace que el diámetro principal de la parte de extremo apical 78 sea forzado hacia o dentro del diámetro menor del miembro poroso 74, que hace que el miembro poroso 74 se abombe o expanda de forma radial hacia fuera (como se muestra por las protuberancias 80) para acoplarse al hueso circundante.

Con referencia a la Fig 9, un implante 90 tiene otras características alternativas que también se pueden aplicar al implante 10. El implante 90, como con el implante 10, comprende un miembro rígido 92 y un miembro poroso 94 con una cavidad 96 para recibir una parte de extremo apical 98 del miembro rígido 92. Aquí, sin embargo, la parte de extremo apical 98 puede incluir además roscas 91 para atornillar el miembro rígido 92 en la cavidad 96. La cavidad 96 puede tener o no una parte roscada 93 para acoplarse con las roscas 91. Independientemente de si la parte de extremo apical 98 está inclinada hacia adentro a medida que se extiende apicalmente. El estrechamiento 95 ayuda a ubicar la parte de extremo apical 98 en la cavidad 96 y a expandir el miembro poroso 94 cuando la parte de extrema apical estrechada 98 tiene diámetros que son mayores que el diámetro interno que define la cavidad 96 cuando el estrechamiento 95 en la parte de extremo apical 98 se extiende coronalmente. Para expandir el miembro poroso 94 una vez colocado en una perforación en el hueso, el miembro rígido 92 es accionado longitudinal y apicalmente, aunque al girar el miembro rígido 92, dentro del miembro poroso 94 para expandir el miembro poroso 94 de forma generalmente radial hacia afuera y sobre el hueso circundante. En este caso, una cavidad coronal 97 en el miembro rígido 92 puede ser no circular para recibir una fuerza de rotación desde una herramienta de accionamiento.

Con referencia a la Fig 10, en otra forma, un implante 100 tiene tres piezas en lugar de dos. El implante 100 incluye un primer miembro coronal, de carcasa o rígido, 102; un segundo miembro poroso 104 fabricado del mismo material que el miembro poroso 14; y un tercer miembro central, apical, 106 roscado al miembro de carcasa 102. El miembro 104 poroso es cilíndrico y está montado alrededor de una parte 108 central del miembro central 106. El miembro 104 poroso se sujeta entre un borde anular 110 que se extiende de forma radial hacia afuera desde la parte central 108 sobre el miembro central 106 y una superficie de extremo apical anular 112 formada por el miembro de carcasa 102.

La parte central 108 se rosca y encaja en una perforación roscada interiormente 114 definida por el miembro de carcasa 102 y que está apicalmente accesible. La parte central 108 tiene una longitud coronal-apical suficiente para extenderse a través del miembro poroso 104 y sobresalir coronalmente del miembro poroso 104 para acoplarse a la perforación roscada 114. El miembro de carcasa 102 tiene una cavidad 116 accesible coronalmente para recibir una herramienta de accionamiento para girar el miembro de carcasa 102 para roscar el miembro de carcasa 102 sobre el miembro central 106. Esta rotación ajusta el miembro de carcasa 102 y el miembro central 106 uno hacia el otro para comprimir longitudinalmente el miembro poroso 104 entre la superficie 112 y el hombro 110, haciendo que el miembro poroso 104 para abombarse o expandirse de forma radial hacia afuera, como se indica por las flechas B, para acoplarse al hueso circundante. La perforación roscada 114 es suficientemente profunda para adaptarse a la longitud de inserción de la parte central 108.

Las configuraciones alternativas son evidentes tal como donde la parte central está en el miembro coronal en lugar del miembro apical, el miembro poroso se extiende adicional o alternativamente en otras secciones de la longitud coronal-apical del implante 100, y/o el miembro central y el miembro de carcasa están unidos a cada uno por otros que no sean roscas tal como encaje a presión o mediante sujetadores.

Con referencia a las Fig 4-7, en una forma diferente, un implante 200 es similar al implante 10 en que tiene un primer miembro 202 coronal, rígido o de carcasa y un segundo miembro poroso 204 fabricado de materiales similares a los mencionados anteriormente para el implante 10. Aquí, sin embargo, el miembro de carcasa 202 forma una carcasa exterior para cubrir al menos una parte del segundo miembro poroso 204, y en lugar de tener forma de copa con una cavidad interior, el miembro poroso 204 es una pieza relativamente sólida como con un miembro poroso 54 sobre el implante 50. El miembro poroso 204 es al menos parcialmente poroso, pero en la forma ilustrada sustancialmente poroso, o alternativamente puede tener un núcleo de un material diferente o el material poroso puede ser inyectado para formar un núcleo con un material de relleno diferente como se mencionó previamente.

El miembro de carcasa 202 tiene un cuerpo 206 que define una cavidad longitudinal o axial 208 abierta en una parte de extremo 210 apical o distal del miembro de carcasa 202. El miembro poroso 204 está dispuesto al menos parcialmente dentro de la cavidad longitudinal 208 cuando se ensamblan juntos, y en la forma ilustrada, se extiende apicalmente desde el miembro de carcasa 202 para formar el extremo apical 212 del implante 200. El miembro poroso 204 puede tener también una pared lateral 214 que se estrecha hacia dentro a medida que se extiende coronalmente para ayudar a ubicar el miembro poroso en la cavidad 208 y expandirse de forma radial hacia afuera cuando presiona al miembro de carcasa 202.

La cavidad longitudinal 208 se extiende al menos a lo largo de la parte de extremo apical 210 pero puede extenderse alternativamente la longitud total del miembro de carcasa 202 de manera que la cavidad longitudinal 208 forma un orificio 216 accesible coronalmente para recibir una herramienta de accionamiento 24 (Fig 3). En este caso, la superficie interior 218 (mostrada en línea discontinua) que define la cavidad longitudinal 208 tiene una inflexión u hombro anular 220 para acoplarse a una superficie coronal 222 del miembro poroso 204. Con esta configuración, el miembro de carcasa 202 se acoplará al miembro poroso 204 en el hombro 220 para impactar sobre el miembro poroso 204 cuando el miembro de carcasa 202 es roscado o accionado apicalmente sobre el miembro poroso 204. De lo contrario, con la cavidad longitudinal 208 abierta a toda la longitud del miembro de carcasa 202, la herramienta de accionamiento puede impactar de forma adicional o alternativa con el miembro poroso 204 directamente como se explica con mayor detalle a continuación.

Alternativamente, una pared interior 224 (mostrada en línea discontinua) divide la cavidad longitudinal 208 del orificio coronal 216 que recibe la herramienta de accionamiento. En este caso, la superficie apical 226 de la pared interior 224 se acopla al miembro poroso 204.

5 El cuerpo 206 del miembro de carcasa 202 tiene también al menos una abertura 227 que proporciona acceso generalmente radial a la cavidad longitudinal 208 para permitir que el miembro poroso 204 se extruya de forma radial hacia afuera y a través de las aberturas para acoplarse al hueso. En una forma, las aberturas son generalmente ranuras 228 que se extienden de forma generalmente longitudinal que se extienden a lo largo de la parte de extremo apical 210 hasta una superficie de extremo apical 230 del miembro de carcasa 202. En la forma ilustrada, una pluralidad de ranuras longitudinales 228 están uniformemente espaciadas alrededor del cuerpo 206. Aquí, se proporcionan seis ranuras 228 pero se puede usar la cantidad de ranuras que se desee. La altura de las ranuras 228 puede variar, ya sea uniformemente o de unos a otros, y puede extenderse al menos a la mayoría de la longitud del cuerpo 206 o incluso sustancialmente a toda la longitud del cuerpo 206 si se desea. En la forma ilustrada, el miembro poroso 204 se extiende longitudinalmente dentro de la cavidad longitudinal 208 para una longitud al menos suficiente para acoplarse a la longitud total de las ranuras 228 como se muestra en la Fig 5.

Para permitir que el miembro poroso 204 se expanda o extruya a través de las ranuras 228, o al menos dentro de las ranuras 228 y hacia el exterior del miembro de carcasa 202, el cuerpo 206 se fabrica de una pared cilíndrica 232 que define las ranuras 228 y que tiene un espesor al menos en las proximidades de las ranuras 228 de aproximadamente 0,254 mm o menos (aproximadamente 0,010 pulgadas o menos). Así configurado, el miembro poroso 204 solo necesita expandir 0,254 mm o más (0,010 pulgadas o más) para acoplarse al hueso. El cuerpo 206 no debe doblarse significativamente, si es que lo hace. En una forma, el cuerpo 206 puede fabricarse de titanio y tiene una rigidez de aproximadamente 110 GPa en comparación con los 3 GPa del miembro poroso 204 y como se describió anteriormente para el miembro poroso 14. Expandir o extruir el miembro poroso 204 a través de las ranuras 228 formará una nervadura porosa 234 que se extiende hacia fuera y de forma radial (como se muestra en la Fig 6) en cada ranura 228 para acoplarse al hueso circundante. Cada nervadura 234 se extiende de forma generalmente longitudinal a lo largo del miembro de carcasa 202 para corresponder a la forma de la ranura 228.

30 Con la estructura del implante 200 descrita, el miembro poroso 204 puede estar colocado por separado en una perforación en el hueso (tal como la perforación 60 mostrado en la Fig 11), y el miembro de carcasa 202 se coloca posteriormente en la perforación y en el miembro poroso 204. En otra forma, sin embargo, el miembro poroso 204 se coloca en la cavidad longitudinal 208 antes de que el implante 200 se coloque en la perforación en el hueso. En cualquier caso, el miembro poroso 204 puede asegurarse dentro de la cavidad longitudinal 208 mediante un ajuste de interferencia, o alternativamente, el miembro poroso 204 tiene únicamente inicialmente un encaje a presión flojo dentro de la cavidad longitudinal 208. En este último caso, y cuando el miembro poroso 204 se proporciona en diferentes longitudes coronal-apicales, por ejemplo, el facultativo puede reemplazar el miembro poroso 204 del miembro de carcasa 202 hasta que se seleccione un miembro poroso 204 de una longitud coronal-apical adecuada.

40 Una vez que el miembro poroso 204 está montado en el miembro de carcasa 202, el osteótomo 24 u otra herramienta de accionamiento está montado en el extremo de accionamiento del miembro de carcasa 202 o más específicamente, en el orificio coronal 216 en el miembro de carcasa 202 para colocar el implante 200 dentro de la perforación en el hueso (como el que se muestra en la Fig 11). A medida que el osteótomo 24 es accionado o roscado en una dirección de inserción, el osteótomo 24 se acopla a la pared interior 224, si está presente, y/o a una superficie de extremo coronal 236 del miembro de carcasa 202. Se entenderá que la superficie interior 218 del miembro de carcasa 202 también puede tener hombros o cornisas para recibir el miembro de accionamiento u osteótomo 24 para accionar el miembro de carcasa 202 apicalmente.

Una vez que el miembro poroso 204 está asentado en un fondo de la perforación en el hueso, impactando adicionalmente la herramienta de accionamiento sobre el extremo de accionamiento del miembro de carcasa 202 con una fuerza longitudinal que compacta el miembro poroso 204 entre el miembro de carcasa 202 y el fondo de la perforación. Esto, a su vez, hace que la pared lateral 214 del miembro poroso 204 se expanda de forma radial hacia fuera y se extruya dentro o a través de las ranuras 228 para formar las nervaduras 234 para acoplarse con el hueso circundante (como se muestra en la Fig 6).

55 Para la configuración alternativa donde la cavidad longitudinal 208 se extiende a la longitud del miembro de carcasa 202 y la pared interior 224 no está presente, la herramienta de accionamiento 24 puede acoplarse directamente al extremo de accionamiento o superficie coronal 222 del miembro poroso 204. En este caso, la herramienta de accionamiento se aplica a la superficie de extremo coronal 236 del miembro de carcasa 202, se acopla a un estante u hombro en la superficie interior 218, o tiene un ajuste de interferencia con la superficie interior 218 para la colocación inicial del implante 200 en la perforación en el hueso. Una vez dispuesto de este modo, el impacto adicional de la herramienta de accionamiento en el extremo de accionamiento (o en este caso, el miembro poroso 204) compacta el miembro poroso 204 entre la herramienta de accionamiento y el fondo de la perforación. Esto expande la pared lateral 214 del miembro poroso 204 de forma radial hacia afuera y hacia el interior o a través de las ranuras 228 para formar las nervaduras 234.



Las nervaduras porosas expandidas 234 reducen en el hueso como se describió anteriormente y anclan el implante 200 en la perforación en el que está dispuesto para proporcionar una estabilidad inicial estable para recibir fuerzas de masticación inmediatas. Dado que las nervaduras 234 se extienden dentro del hueso cortical, dicha configuración proporciona al implante 200 una estabilidad adicional a la torsión. La naturaleza porosa del material que forma las nervaduras 234 también ayuda a mejorar la velocidad de osteointegración del implante 200 con el hueso como se describió anteriormente.

Los implantes dentales de encaje a presión descritos anteriormente se pueden mecanizar o cortar de manera convencional usando el Mecanizado de Descarga Eléctrica (EDM). Los implantes dentales de encaje a presión descritos anteriormente también pueden fabricarse utilizando el proceso de fabricación con forma de red propiedad de Zimmer Trabecular Metal Technologies, Inc.

Un implante puede comprender:

un primer miembro que tiene una parte de extremo coronal configurada para soportar una prótesis; y un segundo miembro, que es al menos parcialmente poroso, que se acopla al primer miembro, y configurado para expandirse hacia afuera tras una fuerza longitudinal aplicada a al menos uno de los miembros primero y segundo para anclar el implante en el hueso antes de que se apliquen fuerzas de masticación al implante.

El segundo miembro puede incluir metal poroso.

El segundo miembro puede incluir tántalo.

En particular, el implante es un implante dental.

El segundo miembro puede asegurarse inicialmente al primer miembro solo mediante un encaje a presión flojo que permita que el segundo miembro se separe del primer miembro de forma manual.

Alternativamente, el segundo miembro puede separarse inicialmente del primer miembro para la colocación en una perforación en el hueso antes de que el primer miembro se ensamble con el segundo miembro.

El segundo miembro puede tener una cavidad, y el primer miembro puede tener una parte de extremo apical configurada para su inserción en la cavidad.

La cavidad puede definir un diámetro interno del segundo miembro, y en donde la parte de extremo apical puede tener un diámetro externo que sea mayor que el diámetro interno de modo que la inserción de la parte de extremo apical en la cavidad expanda el segundo miembro de forma radial hacia afuera.

La parte de extremo apical se estrecha preferiblemente hacia adentro a medida que se extiende apicalmente para estar dispuesta dentro de la cavidad.

La parte de extremo apical puede comprender roscas para acoplarse al segundo miembro.

El primer miembro puede tener una parte de extremo apical y el segundo miembro puede tener generalmente forma de copa para cubrir al menos en general la parte de extremo apical del primer miembro.

En particular, el segundo miembro tiene una pared generalmente cilíndrica con un grosor de aproximadamente 0,508 mm a 1,016 mm (aproximadamente 0,020 pulgadas a aproximadamente 0,040 pulgadas).

El segundo miembro puede tener un módulo de elasticidad que es menor que el módulo de elasticidad del primer miembro.

El segundo miembro tiene preferiblemente una resistencia suficiente para reducir el hueso durante la expansión del segundo miembro.

El segundo miembro puede tener una resistencia a la compresión en un intervalo de aproximadamente 50 MPa a 90 MPa o una rigidez de aproximadamente 3 GPa o menos.

El primer miembro puede comprender un cuerpo que defina una cavidad generalmente longitudinal y al menos una abertura en el cuerpo que proporcione acceso generalmente radial a la cavidad longitudinal, y el segundo miembro puede estar dispuesto al menos parcialmente dentro de la cavidad longitudinal y puede configurarse para expandirse de forma radial en la, al menos una, abertura.

Cada, al menos una, abertura puede formar una ranura que se extiende de forma generalmente longitudinal de manera que el segundo miembro se expanda para formar una nervadura que se extienda de forma generalmente longitudinal y radial a través de cada ranura para acoplarse al hueso.

El implante puede comprender además una pluralidad de ranuras espaciadas uniformemente alrededor del cuerpo.

5 El primer miembro puede tener una superficie de extremo apical, y la ranura formada por cada, al menos una, abertura puede extenderse longitudinalmente hasta la superficie de extremo apical.

10 El cuerpo tiene preferiblemente una pared cilíndrica que define la cavidad y la, al menos una, abertura, y la pared tiene preferiblemente un espesor al menos en las proximidades de la, al menos una, abertura de aproximadamente 0,254 mm o menos (aproximadamente 0,010 pulgadas o menos).

La ranura formada por cada, al menos una, abertura puede extenderse en general, al menos, a la mayor parte de la longitud del primer miembro.

15 El implante puede ser configurado para ser colocado en una perforación con un fondo en el hueso, y el segundo miembro puede tener una pared lateral y el primer miembro puede tener un extremo de accionamiento configurado para recibir una herramienta de accionamiento de modo que al impactar el extremo de accionamiento con la herramienta de accionamiento compacte el segundo miembro entre el primer miembro y el fondo del orificio para expandir la pared lateral de forma generalmente radial hacia afuera.

20 El implante puede configurarse para colocarse en un orificio con un fondo en el hueso, y en donde el segundo miembro puede tener una pared lateral y un extremo de accionamiento configurado para recibir una herramienta de accionamiento de manera que al impactar el extremo de accionamiento con la herramienta de accionamiento compacte el segundo miembro entre la herramienta de accionamiento y el fondo del orificio para expandir la pared lateral de forma generalmente radial hacia afuera.

25 El primer miembro puede tener una cavidad longitudinal, y el segundo miembro puede tener una pared lateral que se estrecha hacia adentro a medida que se extiende coronalmente para ubicar el segundo miembro dentro de la cavidad longitudinal.

30 El implante puede comprender un tercer miembro apical que se acopla de forma ajustable al primer miembro, estando el segundo miembro sujetado entre el primero y el tercer miembro de forma que al ajustar el primero y el tercer miembro entre sí se comprima longitudinalmente el segundo miembro y se expanda el segundo miembro de forma generalmente radial hacia fuera.

35 El primer y tercer miembros pueden roscarse entre sí.

Se puede considerar que el segundo miembro es generalmente no circular y tiene una cavidad longitudinal para recibir el primer miembro, y en donde la rotación del primer miembro dentro del segundo miembro hace que el segundo miembro se expanda de forma generalmente radial hacia afuera.

40 El primer miembro y el segundo miembro pueden ser elípticos u ovalados.

Un procedimiento para anclar un implante óseo en una perforación en el hueso puede comprender:

45 proporcionar un primer miembro con una parte de extremo distal y un segundo miembro que define una cavidad y que es al menos parcialmente poroso;  
insertar el segundo miembro en la perforación; y  
expandir al menos una parte del segundo miembro de forma radial hacia fuera y hacia el hueso al accionar la parte de extremo distal del primer miembro dentro de la cavidad del segundo miembro.

50 La cavidad puede definir un diámetro interno del segundo miembro, y un diámetro externo del primer miembro puede ser mayor que el diámetro interno del segundo miembro.

55 Preferiblemente, el segundo miembro incluye tántalo.

El segundo miembro puede colocarse en la perforación antes de colocar el primer miembro en la cavidad del segundo miembro.

60 En particular, el implante es un implante dental.

El segundo miembro puede comprender una pared cilíndrica de aproximadamente 0,508 mm a aproximadamente 1,1016 mm (de aproximadamente 0,020 a aproximadamente 0,040 pulgadas) de espesor.

65 Un procedimiento para anclar un implante óseo en una perforación en el hueso puede comprender:

proporcionar un implante óseo que tenga un miembro poroso interno y un miembro de carcasa exterior que

defina una cavidad longitudinal y al menos una abertura generalmente radial de la cavidad;  
colocar el miembro poroso interno al menos parcialmente dentro de la cavidad longitudinal del miembro de  
carcasa exterior; colocar el implante en la perforación; y  
expandir el miembro poroso para extruir a través de al menos una abertura generalmente radial del miembro  
de carcasa para acoplar el hueso.

5

Al menos una abertura puede comprender una pluralidad de ranuras que se extienden de forma generalmente  
longitudinal, de modo que al expandir el miembro poroso forma nervaduras que se extienden de forma generalmente  
radial hacia fuera del miembro de carcasa y se extienden de forma generalmente longitudinal a lo largo del miembro  
de carcasa.

10

El miembro poroso puede extenderse apicalmente desde el miembro de carcasa.

**REIVINDICACIONES**

1. Un implante dental que comprende:

- 5 un primer miembro rígido (12, 72, 92) que tiene una parte de extremo coronal (16) y una parte de extremo apical (18, 78, 98) opuesta a la parte de extremo coronal (16), la parte de extremo coronal (16) abierta a una cavidad longitudinal interna (22, 76, 96), en donde la parte de extremo coronal (16) está configurada para soportar una prótesis; y
- 10 un segundo miembro (14, 74, 94) que forma una cavidad interior (26, 76, 96) que se extiende longitudinalmente coronalmente accesible, teniendo el segundo miembro (14, 74, 94) una superficie coronal anular (34), una parte de extremo apical redondeada (30) y una pared generalmente cilíndrica (28) que definen cooperativamente la cavidad interior (26, 76, 96) que se extiende longitudinalmente, en donde el segundo miembro (14, 74, 94) se acopla con el primer miembro rígido (12, 72, 92) y está configurado para expandirse hacia afuera al insertar el primer miembro rígido (12, 72, 92) en la cavidad interior (26, 76, 96) que se extiende longitudinalmente para anclar el implante en el hueso antes de que se apliquen fuerzas de masticación al implante, **caracterizado por que** el segundo miembro (14, 74, 94) está al menos parcialmente poroso y en donde el primer miembro rígido (12, 72, 92) tiene además una superficie exterior cilíndrica que termina en la parte de extremo apical (18, 78, 98), que está redondeada.
- 20 2. El implante dental de la reivindicación 1, en donde el segundo miembro (14, 74, 94) se asegura inicialmente al primer miembro rígido (12, 72, 92) solo mediante un encaje a presión flojo que permite al segundo miembro (14, 74, 94) separarse de forma manual del primer miembro rígido (12, 72, 92).
- 25 3. El implante dental de la reivindicación 1, en donde la cavidad interior (26, 76, 96) del segundo miembro (14, 74, 94) define un diámetro interno del segundo miembro (14, 74, 94), y en donde la parte de extremo apical (18, 78, 98) del primer miembro rígido (12, 72, 92) tiene un diámetro externo que es mayor que el diámetro interno de manera que al insertar la parte de extremo apical (18, 78, 98) en la cavidad interior (26, 76, 96) se expanda el segundo miembro (14, 74, 94) de forma radial hacia afuera.
- 30 4. El implante dental de la reivindicación 1, en donde el primero y el segundo miembros rígidos (72, 74) son generalmente no circulares, y en donde al girar el primer miembro rígido (72) dentro del segundo miembro (74) hace que al menos una parte (80) del segundo miembro (74) se expanda de forma generalmente radial hacia afuera.
- 35 5. El implante dental de la reivindicación 4, en donde el primer miembro rígido (72) y el segundo miembro (74) son elípticos u ovals.

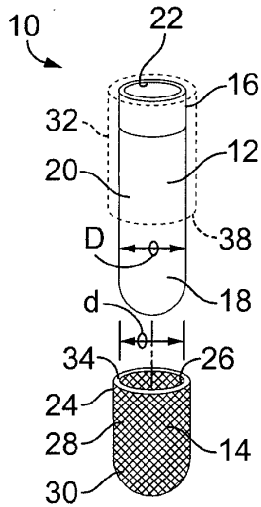


FIG. 1

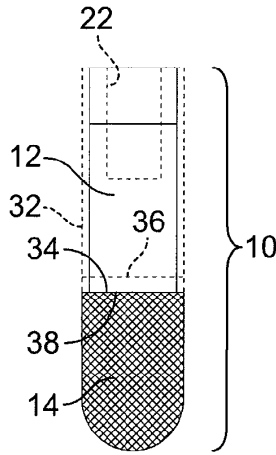


FIG. 2

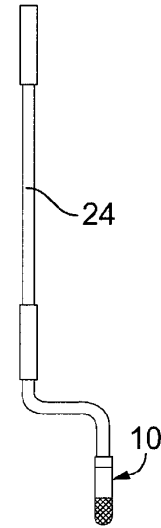


FIG. 3

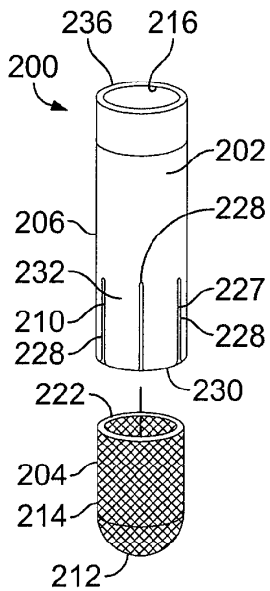


FIG. 4

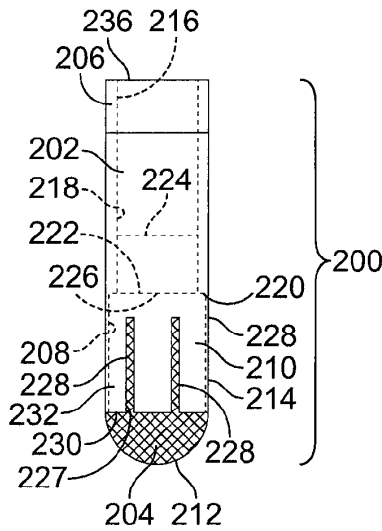


FIG. 5

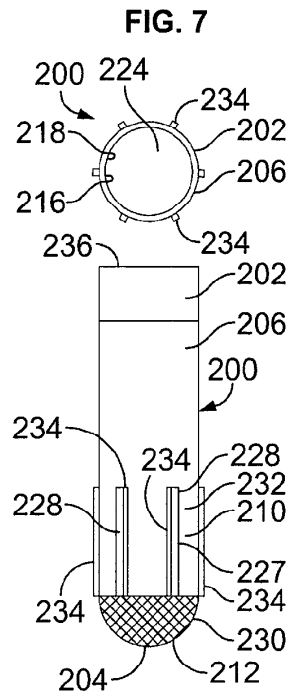


FIG. 6

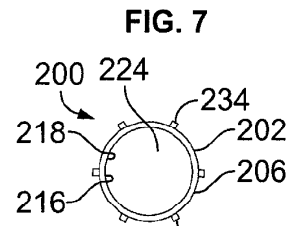


FIG. 7

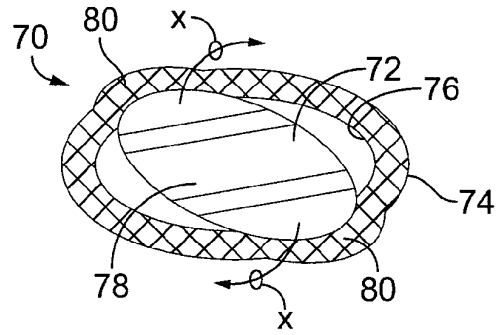


FIG. 8

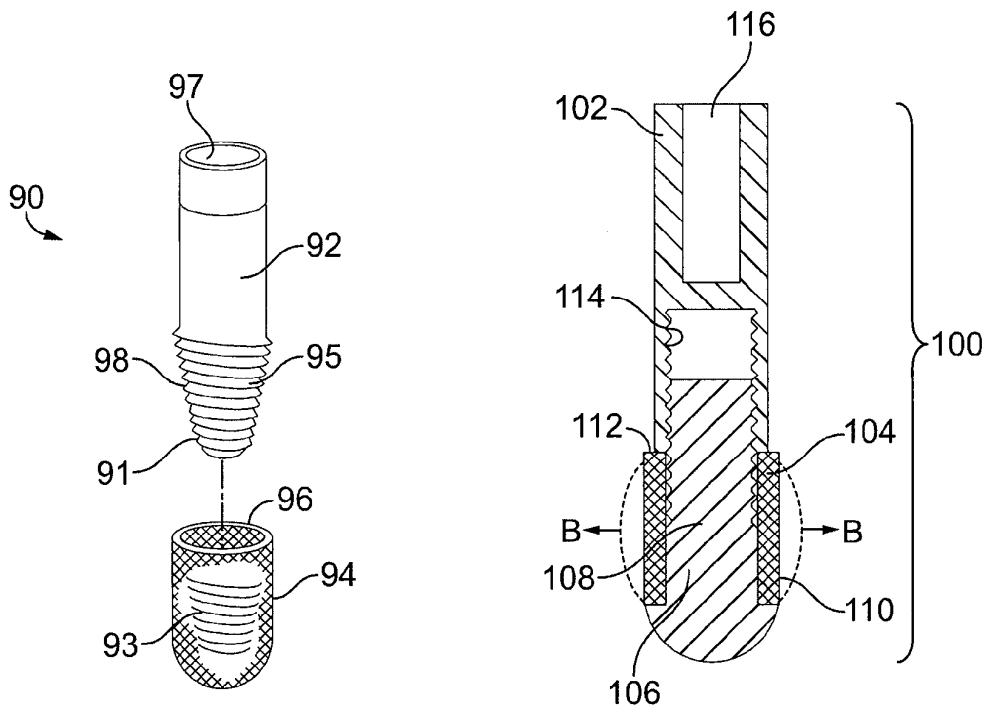


FIG. 9

FIG. 10

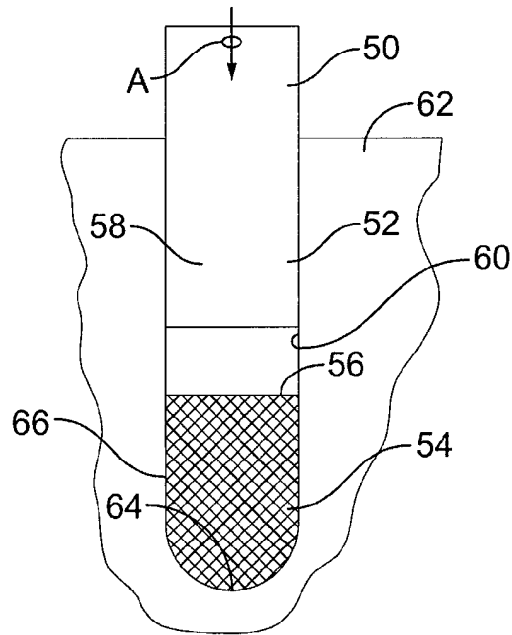


FIG. 11

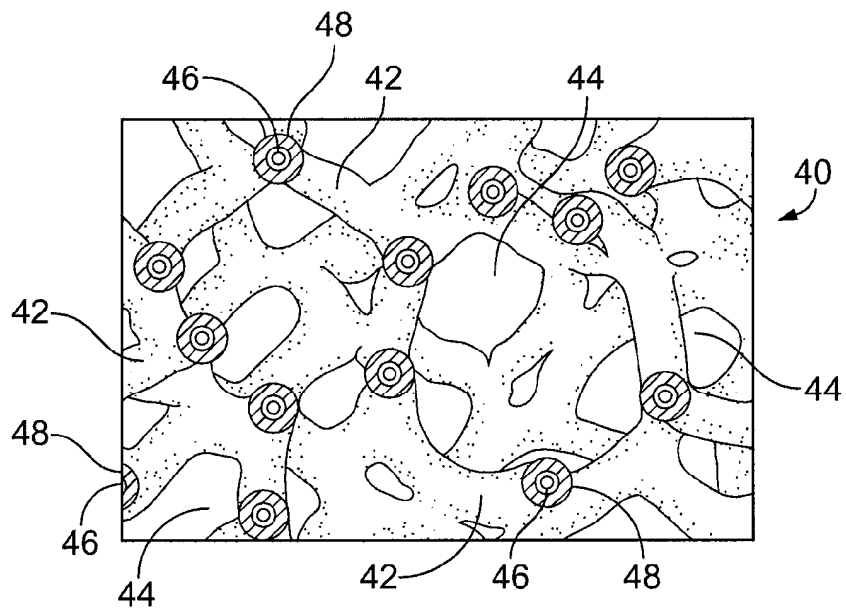


FIG. 12