



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 318 047**

51 Int. Cl.:  
**A61C 8/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02774934 .0**

96 Fecha de presentación : **04.10.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1432364**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **30.06.2004**

54 Título: **Implante.**

30 Prioridad: **04.10.2001 GB 0123804**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**01.05.2009**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**01.05.2009**

73 Titular/es: **Neoss Limited**  
**Windsor House Cornwall Road**  
**Harrogate HG1 2PW, GB**

72 Inventor/es: **Engman, Fredrik**

74 Agente: **Polo Flores, Carlos**

ES 2 318 047 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.

5 La presente invención se dirige a un nuevo implante.

En particular la invención se refiere a un implante con rosca destinado a ser atornillado en el hueso, preferentemente en el maxilar superior o el maxilar inferior como un medio de fijación o anclaje de una prótesis.

10 El diseño actual de implantes, por ejemplo, el diseño de implantes dentales, ha tendido a adaptarse crecientemente a situaciones clínicas diferentes como colocación en hueso blando o duro, por ejemplo, puede usarse un cierto tipo de implante para su sujeción en hueso trabecular o de baja calidad, por ejemplo, hueso blando, mientras que puede usarse un implante diferente para su sujeción en hueso cortical denso o tejidos duros. Sin embargo, existen características comunes que sería deseable incorporar en un diseño de implante colocado en hueso duro, como buena eficacia de corte y bajo rozamiento para tener un nivel aceptable de par de torsión de inserción. Entre tanto, existen razones para tener un alto par de torsión de inserción en situaciones con hueso blando para incrementar la estabilidad inicial mediante compresión ósea adicional. Los sistemas actuales disponibles, por ejemplo, para profesionales dentales no se prestan fácilmente a estos requisitos contradictorios.

20 El resultado de esta tendencia es que existen sistemas de implante actuales que tienen diseños separados para estas situaciones. Un ejemplo es el de los implantes Mk III en el sistema Branemark (disponible en Nobel Biocare), que están diseñados principalmente para su uso en hueso duro. Análogamente, el sistema Replace (también disponible en Nobel Biocare) está diseñado específicamente para su uso en sustitución de cuenca. Alternativamente, los implantes Mk IV en el sistema Branemark (disponible en Nobel Biocare) están diseñados específicamente para su uso en hueso blando. A partir de esto puede verse que los sistemas convencionales usan una diversidad de tipos de diseños de implante para diferentes tipos de calidad de hueso.

30 La patente de EE.UU. n° 5.427.527, para Niznick, y col., describe un sistema de implante dental que usa una forma cilíndrica con rosca a la que se proporciona una pluralidad de canales longitudinales. En particular, el implante es un implante con rosca cónico o ahusado, es decir, una parte inferior del implante es menor en diámetro que el orificio cilíndrico del calibre y la parte superior es mayor en diámetro. Más específicamente, Niznick describe un procedimiento de sujeción de un implante en el que el diámetro del orificio del calibre es menor que el diámetro del implante. Sin embargo, una desventaja concreta del sistema de Niznick es que la parte inferior del implante es menor en diámetro que el orificio del calibre usado, y mientras esto puede hacer más fácil la inserción, el acoplamiento del implante tiene sólo estabilidad limitada.

40 La patente de EE.UU. n° 5.902.109, Reams, y col., describe un implante dental de tipo atornillado de rozamiento reducido que tiene una sección transversal no circular, que incluye una pluralidad de lóbulos e intervalos de manera que al insertarse en el hueso sólo los lóbulos se engarzan con el tejido óseo lo que permite que el hueso crezca en los intervalos.

45 La Solicitud de Patente Internacional n° WO-99/23.970 para Björn, y cols., describe el sistema Mk-IV Branemark de Nobel Biocare descrito anteriormente. Björn describe un sistema de implante que comprende un implante cónico con rosca al que se proporciona un orificio de anclaje cónico en su parte superior. En particular, la fig. 2 de Björn describe un implante al que se proporcionan bordes cortantes (5).

50 La patente de EE.UU. n° 6.099.312 describe un elemento de implante dental que tiene una forma cilíndrica generalmente longitudinal en la que a toda la longitud del implante se le proporcionan surcos reglados dobles, preferentemente equidistantes unos de otros.

55 La patente de EE.UU. n° 5.338.197 describe un pasador de anclaje cónico para asegurar un diente artificial o una prótesis dental al hueso de un paciente, que tiene una pluralidad de estrías cortantes dispuestas alrededor de la periferia de una parte superior del pasador. Sin embargo, el pasador de la técnica anterior es cónico sólo para abordar el problema de la operación de avellanado.

Además, un sistema de implante disponible comercialmente de Ha-Ti Dental comprende un implante cónico generalmente cilíndrico con un surco longitudinal que se usa mediante anclaje en un orificio cónico.

60 Así, puede observarse que existe una serie de problemas con los sistemas existentes de implante dental. En primer lugar, el uso real para un diseño e indicación dados no se sigue siempre según las reivindicaciones del producto. Esto puede dar como resultado un tratamiento incorrecto o, incluso peor, un maltrato continuo o un tratamiento no óptimo.

65 Clínicamente, la selección inapropiada puede conducir a una baja estabilidad de implante y a tensiones en el hueso inaceptablemente altas, que pueden conducir a fallo, necrosis, fractura, etc. Un ejemplo es el uso del implante Mk IV de Nobel Biocare Mk en hueso denso.

Además, el desarrollo de nuevos productos para ajustar la función o el procedimiento clínico, por ejemplo para permitir una nueva indicación, conduce a un aumento aún mayor en la variedad de productos.

## ES 2 318 047 T3

Así, los problemas se refieren tanto a la función de los implantes como a la situación de manipulación y ordenación para el clínico. Esta adaptación del diseño conduce sin duda a un aumento en la variedad que conduce a niveles más altos de existencias y, así, a un capital circulante superior.

5 En tercer lugar, cuando se fabrica un implante cilíndrico comúnmente se introduce una tolerancia negativa para la diferencia de diámetros entre la parte roscada apical y coronal para evitar que el implante no consiga asentarse durante la inserción en el medio en hueso duro pero la estabilidad será inferior en hueso blando.

10 Los implantes cortantes con rosca se han diseñado, en el pasado, para elevar al máximo la eficacia de corte al incrementar la longitud del borde cortante, incrementando el volumen de las cámaras de recogida de astillas de hueso e introduciendo planos de ayuda en relación con el borde cortante para proporcionar una mayor fuerza de contacto. Han surgido problemas clínicos durante la colocación de estos tipos de implantes. Dichos problemas incluyen una alineación deficiente entre el corte de rosca en el hueso y el orificio cilíndrico de preparación que pueden conducir a una baja estabilidad del implante. La mala alineación puede proceder de un descenso en el área roscada circunferencial  
15 debido a la presencia de la cámara de corte y los planos de ayuda. El resultado consiguiente puede ser un contacto deficiente entre implante y hueso que se manifiesta clínicamente como vibración durante la colocación.

Generalmente, cuando se coloca un implante en hueso, el diámetro de la parte inferior del implante es menor que el diámetro del orificio cilíndrico del calibre preparado. Sin embargo, para obtener una estabilidad óptima, por ejemplo,  
20 en hueso trabecular blando, por ejemplo en el maxilar superior, el orificio del calibre preparado puede ser lo más pequeño posible y, por tanto, menor que la parte roscada del implante, lo que conduce a una mayor compresión del hueso, lo que se denomina subpreparación.

El procedimiento clínico normal en la cresta alveolar consiste en preparar un orificio del calibre que sea menor  
25 que el diámetro del cuerpo del implante con independencia de la distancia desde el extremo apical. En consecuencia el implante se engarza con el hueso a lo largo de toda su longitud. Este procedimiento incluye un implante cónico en un calibre cilíndrico, que es distinto del descrito en la patente de EE.UU. n° 5.457.527.

Por tanto, ha existido claramente una necesidad percibida durante mucho tiempo de un sistema de implante que  
30 pueda adaptarse a la situación real mediante cambios en el diseño y/o en combinación con cambios en la instrumentación y/o los procedimientos quirúrgicos. Un objeto de esta invención es proporcionar un implante universal que sea adecuado para su colocación y alcance un anclaje óptimo en hueso blando o duro. Esto se consigue proporcionando un implante que está diseñado para reducir altos niveles de tensión de compresión mediante la provisión de una característica de corte suplementaria, durante y después de la inserción en hueso duro, pero que esté diseñado para un  
35 par de torsión de inserción incrementado cuando se inserta en hueso blando para obtener una estabilidad óptima del implante.

La invención se define mediante las reivindicaciones adjuntas. Los autores de la invención proporcionan un implante para anclaje de una prótesis de ajuste firme, comprendiendo dicho implante un cuerpo del implante roscado  
40 externamente destinado a atornillarse en el hueso usando una herramienta de inserción, teniendo el cuerpo un primer extremo y un segundo extremo, apical, proporcionándose en dicho primer extremo un calibre axial interno de extremo abierto, siendo el implante cónico tal que el extremo apical es menor en diámetro que el primer extremo en el que la conicidad es no superior a 2° y caracterizado porque se proporciona al cuerpo del implante una cara de corte incremental y una región de corte inferior anular que está adaptada para actuar como un elemento de corte de  
45 rosca.

Preferentemente se proporciona al implante una pluralidad de dichas regiones, por ejemplo, tres de dichas regiones.

La cara de corte incremental puede ser preferentemente un surco de corte longitudinal. El extremo apical del surco  
50 de corte es adyacente preferentemente al extremo apical del elemento de cuerpo. El extremo apical del surco de corte se solapa con la región de corte inferior anular. En la forma de realización más preferida, se proporcionan a la región apical del elemento de cuerpo tres regiones lejos del corte de igual tamaño. Así, el extremo apical del implante es tal que el implante muestra tres regiones elevadas y tres huecos, preferentemente en el que cada surco de corte está colocado dentro de una región elevada respectiva.  
55

La conicidad extremadamente pequeña de la parte roscada está, en términos de diferencia de diámetro desde el ápice al diámetro creciente hacia la aleta, comprendida entre 0,05 y 0,20 mm. La conicidad puede describirse también usando grados, que estarán en el intervalo de 0,3 a 3 grados pero preferentemente entre 0,4 y 2 grados. Sustancialmente,  
60 la totalidad de la parte roscada puede hacerse cónica o, alternativamente, puede hacerse cónica sólo una parte.

La cara de corte incremental puede estar en la forma de un borde de un surco que se extiende en la parte roscada en la dirección axial desde el ápice hacia la aleta y puede tener secciones transversales diferentes y/o variables pero sobresale principalmente sólo hasta la profundidad de una sola rosca, la denominada altura de rosca que preferentemente es de 0,15 a 0,6 mm y especialmente de 0,2 a 0,4 mm. La profundidad del surco puede variar dependiendo,  
65 entre otros, de la aplicación y/o el tejido óseo usado.

El implante de la invención puede usarse en una diversidad de áreas o aplicaciones técnicas. Sin embargo, los autores de la invención proporcionan especialmente un implante según las aplicaciones descritas anteriormente. Sin

embargo, los autores de la invención proporcionan especialmente un implante según se describe anteriormente en el que el implante es un implante dental.

5 Alternativamente, los autores de la invención proporcionan un implante según se describe anteriormente en el que el implante es un implante ortopédico, como un implante espinal, u otros implantes semejantes, por ejemplo, un implante craneofacial.

10 Una ventaja particular de la estructura del implante según se describe anteriormente es que el implante puede ser un implante de titanio. Según un aspecto adicional de la invención, los autores de la invención proporcionan una configuración para un implante con rosca diseñado para permitir el anclaje del implante en tejido blando o duro, estando diseñado el implante para anclaje de una prótesis de ajuste firme, comprendiendo dicho implante un cuerpo del implante roscado externamente destinado a atornillarse en el hueso usando una herramienta de inserción, teniendo el cuerpo un primer extremo y un segundo extremo, apical, proporcionándose en dicho primer extremo un calibre axial interno de extremo abierto, siendo el implante cónico tal que el extremo apical es menor en diámetro que el primer extremo, caracterizado porque la conicidad es no superior a 2° y porque se proporciona al cuerpo del implante una cara de corte incremental y un elemento de corte de rosca.

20 La configuración puede tener elementos geométricos que cooperan con los surcos cortantes de la parte apical como, por ejemplo, espacios o cámaras. Los elementos geométricos pueden extenderse desde la parte apical a la aleta, que está en el extremo del implante distal al extremo apical, alternativamente, los elementos geométricos pueden extenderse desde la parte apical a preferentemente una o más roscas completas desde la aleta. El implante puede mostrar más de una rosca, es decir, un motivo de roscas múltiples.

25 Para desarrollar un implante que alcance una colocación óptima en hueso duro y blando, proporcionando un bajo par de torsión de inserción en hueso duro y que proporcione buena estabilidad inicial en hueso blando, se diseña la parte roscada del implante de la forma siguiente:

30 Se introduce una pequeña conicidad desde el ápice y se incrementa el diámetro hacia la aleta de la parte roscada. Se incluye una cara de corte incremental que se extiende en la parte roscada en la dirección axial desde el ápice hacia la aleta. Se incluyen bordes cortantes agresivos por medio de un rebaje anular en la región apical, diseñada para mantener el máximo del área roscada intacto a la vez que se incrementa la capacidad de corte por cooperación con la parte apical de la cara de corte incremental a través de la función de volúmenes de ayuda. Lo anterior es con la condición de que la preparación del orificio quirúrgico se realice con una fresa sustancialmente cilíndrica con la opción de que las roscas puedan ser múltiples. Opcionalmente puede ser necesario un macho de roscar cuando se usa en conexión con hueso extremadamente duro.

40 El problema de usar implantes cilíndricos en orificios cilíndricos es que la rosca en el hueso que es creada, en la mayoría de los casos, por la parte cortante de la rosca del implante se somete a abrasión cuando se atornilla el implante, y con esta abrasión se elimina hueso principalmente en la entrada/boca del orificio en el hueso. Esto puede dar como resultado una estabilidad inicial reducida del implante, especialmente en hueso débil/blando. Un problema importante es el desarrollo de calor que se produce durante la preparación cónica. Dado que una fresa cónica corta a lo largo de toda la periferia, se genera un calor relativamente grande, lo que lleva a necrosis ósea y este efecto negativo puede dar como resultado un fallo. Este puede amplificarse aún más por el hecho de que la geometría cortante de una fresa cónica da como resultado que se produzca una baja presión superficial en la cara cortante y una eficacia reducida. Esto da como resultado una mayor proporción de abrasión y formación de virutas.

45 Esto reduce significativamente las posibilidades de oseointegración con éxito. El objeto de la presente invención es resolver los problemas anteriores, entre otros.

50 El uso mencionado de una unión mediante tornillo en el implante implica el apriete y desapriete de tornillos. Esto representa un riesgo de introducir movilidad rotacional entre un implante y el hueso que puede conducir a fallo.

55 Esto se aplica en particular si los implantes se ajustan en hueso que es de calidad débil/blanda. Los problemas de aflojamiento anteriores son especialmente acusados en el caso de implantes con una rosca que es simétrica circularmente. En la mayoría de los implantes con rosca, es posible naturalmente configurar cortes o regiones de corte inferior anular en el ápice, que están destinados tanto a cortar roscas como a contribuir a la estabilidad rotacional. Existen también implantes con orificios transversales para el crecimiento del hueso. Una característica común de estas construcciones conocidas es que los rebajes y orificios son relativamente pequeños cuando se observan en relación con el área roscada del implante. Como el área superficial de los rebajes u orificios es pequeña, la deformación o rotura del hueso crecido puede tener lugar fácilmente con carga de torsión. Además, los orificios y rebajes están situados en la parte frontal del extremo en el que, en la mayoría de los casos, la calidad del hueso (su dureza) es baja, por ejemplo, en anclaje unicortical. Existe también una debilidad inherente en la que los orificios y rebajes reducen el área roscada del implante. Debe resaltarse aquí que es deseable elevar al máximo el área roscada para una transferencia eficaz de la carga funcional desde la prótesis dental o el puente dental hasta el hueso. Esto se aplica en particular en el caso de hueso blando.

65 Si el implante no se asienta con suficiente estabilidad en el hueso directamente después de la inserción, pueden producirse movimientos microscópicos entre el implante y el tejido óseo circundante, por ejemplo cuando el implante

## ES 2 318 047 T3

se dobla, lo que puede suceder cuando el hueso se expone a cargas de masticación o cuando el paciente tiene una prótesis dental convencional que presiona en la encía encima del implante. Estos movimientos microscópicos pueden deteriorar la curación y/o formación de hueso, lo que conduce a fallo del implante. Por tanto, es importante que el implante tenga suficiente estabilidad inicial.

5

Una condición previa importante para ser capaz de implementar los procedimientos mencionados anteriormente es crear las condiciones para obtener contacto directo óptimo del hueso con el implante en la colocación durante el procedimiento de curación. Es esencial en esta conexión realizar una cirugía meticulosa cuando se ajustan los implantes. El orificio cilíndrico para el implante debe fresarse con gran precisión y en esta conexión es de la máxima importancia que la temperatura en el hueso no se haga demasiado alta. Estos requisitos han significado hasta ahora que tanto el fresado como el ajuste del implante se han efectuado con los instrumentos de formación de orificios y apriete funcionando a baja velocidad. La velocidad de rotación que se emplea normalmente cuando se ajustan implantes es de 15 a 25 rpm. Esto significa que el tiempo requerido para ajustar un implante puede elevarse hasta 1 minuto o más. Durante este tiempo, es necesario que el cirujano ajuste el implante para mantener una mano muy constante de manera que asegure que todas las trabéculas óseas finas que rodean al orificio no estén deformadas, rotas o comprimidas. Los movimientos de vibración del instrumento durante el apriete plantean riesgos de deformación y rotura.

10

15

Los autores de la invención proporcionan un procedimiento de montaje de un implante en un calibre sustancialmente cilíndrico preparado en tejido que comprende las etapas de:

20

(i) preparación de un calibre cilíndrico en tejido blando o duro

(ii) inserción de un implante cónico según se describe anteriormente.

25

Sin embargo, durante la inserción en hueso blando algunos de los elementos cortantes no obtienen suficiente presión de contacto superficial para cortar eficazmente, lo que conduce a un incremento sustancial del par de torsión de inserción durante el procedimiento de inserción debido a la compresión del hueso.

30

35

El procedimiento puede comprender un implante que se inserta en un calibre cilíndrico preparado, y en el que se usa el mismo tipo de diseño de implante ya sea en hueso duro o blando sin perder las ventajas de un diseño de implante realizado específicamente bien para hueso duro y que, por tanto, experimenta un bajo par de torsión de inserción, o bien para hueso blando en el que se contempla como favorable un par de torsión de inserción sustancialmente creciente. El principio que subyace al procedimiento es que los elementos cortantes del implante están diseñados para funcionar totalmente cuando la inserción se está realizando en hueso duro pero, en hueso blando, los surcos de corte incrementales serán menos eficaces.

40

El implante que es adecuado tanto para hueso duro como blando proporcionando un bajo par de torsión de inserción en hueso duro y buena estabilidad inicial en hueso blando ajustando la parte roscada del implante se basa en una parte roscada cónica.

45

La región de corte inferior anular en la región apical puede tener un ángulo de corte diferente siempre que el máximo del área roscada se mantenga intacto mientras se incrementa la capacidad de corte por cooperación con la parte apical de los surcos cortantes a través de la función de volúmenes de ayuda que reduce cualquier tendencia a vibración. Para tener un borde afilado pero no un ápice débil puede introducirse una estría cortante con dobles radios para incrementar el material de volumen. Una forma de realización consiste en que las roscas pueden ser múltiples.

Así, los rasgos geométricos característicos pueden resumirse del modo siguiente:

50

pequeña conicidad;

surcos cortantes a lo largo del lado roscado para múltiples fines;

corte para compensar el aumento de diámetro; y

55

área de ayuda para los bordes cortantes apicales principales para incrementar la presión en el borde cortante y, con ello, proporcionar menor resistencia de corte y así menor par de torsión de inserción;

60

roscas dobles para reducir el tiempo de inserción y mantener una inserción de perfil de rosca demostrado en un orificio cilíndrico preparado en el maxilar.

Análogamente, los rasgos funcionales característicos pueden resumirse del modo siguiente:

65

magníficas propiedades de inserción para hueso duro a blando, lo que significa para hueso duro;

buenas propiedades de corte y, con ello, bajo par de torsión de inserción (comparable a Mk III (mecanizado o TiUnite)) que da como resultado un alto nivel de contacto entre hueso e implante;

tendencia a la vibración reducida,

y para hueso blando:

5 aumento del par de torsión de inserción cuando el implante se está insertando, lo que significa que los surcos axiales no son cortantes dado que el hueso más blando no proporcionará suficiente presión entre el borde cortante óseo de los surcos y proporcionará sólo estabilidad rotacional.

10 Una ventaja adicional es que, entre otros, en uso, a diferencia del sistema Niznick de la técnica anterior, la longitud completa del implante de la presente invención estará en contacto con los lados del orificio del calibre en que se introduce el implante.

15 Otras ventajas y características estarán fácilmente disponibles en la siguiente descripción de las formas de realización preferidas, los dibujos y las reivindicaciones.

A continuación se describirá la invención con referencia al ejemplo y los dibujos adjuntos en los que:

la fig. 1 es una vista en perspectiva de un implante de la invención; y

20 la fig. 2 es una vista del ápice del extremo de un implante de la fig. 1, visto en sección transversal a lo largo de X-X.

25 En referencia a la fig. 1, un implante (1) de la invención comprende un elemento de cuerpo longitudinal (2) proporcionado en un primer extremo (3) con una cabeza de aleta (4) que tiene una configuración (no mostrada) adaptada para engarzarse con una prótesis, por ejemplo, una prótesis dental. El elemento de cuerpo (2) se hace cónico de manera que un segundo extremo o ápice (5) distal al primer extremo (3) sea más estrecho en diámetro que el primer extremo (3). Además, al elemento de cuerpo (2) se le proporciona una rosca externa (6). Al segundo extremo (5) del elemento de cuerpo se le proporciona una región de corte inferior (7).

30 Al elemento de cuerpo (2) se le proporciona también al menos una cara de corte incremental (8) en la forma de un surco longitudinal (9). El extremo apical (10) de la cara de corte incremental (8) es adyacente al extremo apical (5) del elemento de cuerpo (2). Longitudinalmente, el extremo apical (10) de la cara de corte incremental (8) se solapa con el extremo (11) de la región de corte inferior anular (7) distal al extremo apical (5) del implante.

35 En referencia a la fig. 2, en la forma de realización preferida de la invención, al elemento de cuerpo (2) se le proporcionan tres regiones de corte inferior anulares de igual tamaño (7) y tres surcos longitudinales (9). Así, en la vista en sección transversal del implante (1), el implante (1) muestra tres regiones no de corte inferior (12) y tres huecos que son las regiones de corte inferior (7). Los surcos de corte longitudinal (a) están colocados dentro de cada región elevada (12).

40 A la región de corte inferior anular (7) se le proporciona una pared en rebaje (13) dentro de la cavidad de la región de corte inferior (7). Así, la región de corte inferior anular (7) comprende un borde cortante (13), un borde terminal (14) a cada lado de la pared en rebaje (13). En el implante de la presente invención la pared de la cavidad trasera (13) es suficiente para separar de forma distinta el borde delantero y el borde cortante, aunque el ángulo global entre la pared cortante y las paredes terminales es inferior a 90°, siendo el ángulo entre cada pared y la pared en rebaje mayor que 90°. Así, el cuerpo de tornillo (15) entre regiones de corte inferior (7) es más grueso que en los implantes convencionales.

45 El elemento del cuerpo del implante es cónico, de manera que la conicidad es no superior a 2°, siendo el extremo apical más estrecho que el extremo distal con aletas.

En uso, se fresa un orificio cilíndrico en el hueso de un paciente, se coloca el implante cónico en el orificio y se atornilla en sentido horario en el orificio.

55 Esto proporciona una serie de ventajas, entre otras, que la región entre las regiones alejadas del corte puede ser más gruesa que en los dispositivos convencionales, permitiendo por tanto que se usen materiales como titanio de diferentes calidades y pureza.

#### Ejemplo 1

##### 60 *Pruebas comparativas*

Se realizaron pruebas para examinar las características de corte de un implante según la invención (Prueba) en comparación con los productos existentes (Nobel Biocare).

65 El gráfico 1 es una comparación en un maxilar inferior (hueso denso) con el implante Mk III que es un implante extremadamente autocortante. Los dos implantes siguen el mismo patrón, con la Prueba en niveles en cierta medida superiores, pero totalmente aceptables, de par de torsión de inserción.

## ES 2 318 047 T3

El gráfico 2 es una comparación en un maxilar superior (hueso blando) con el implante Mk IV, que es un implante cónico hecho para su colocación en hueso blando. De nuevo, el implante de Prueba sigue las mismas características y tiene un par de torsión de inserción similar a un implante existente, pero ahora con un diseño para su colocación en hueso blando.

5

### Referencias citadas en la descripción

10 *Esta lista de referencias citadas por el solicitante es sólo para comodidad del lector. No forma parte del documento de patente europea. Aun cuando se ha puesto el máximo esmero en la elaboración de las referencias, no pueden excluirse errores u omisiones y la EPO declina toda responsabilidad a este respecto.*

### Documentos de patentes citados en la descripción

- 15      • US-5.427.527-A, Niznick [0005]                      • US-6.099.312-A [0008]  
          • US-5.902.109-A, Reams [0006]                      • US-5.338.197-A [0009]  
20      • WO-9.923.970-A, Björn [0007]                      • US-5.457.527-A [0018]

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

**REIVINDICACIONES**

5 1. Un implante (1) para anclaje de una prótesis de ajuste firme, comprendiendo dicho implante un cuerpo de implante (2) roscado externamente (6) configurado para atornillarse en el hueso usando una herramienta de inserción, teniendo el cuerpo (2) un primer extremo (3) y un segundo extremo (5), apical, proporcionándose en dicho primer extremo un calibre axial interno de extremo abierto, siendo el implante cónico de manera que el extremo apical es menor en diámetro que el primer extremo en el que la conicidad no es superior a 2º y se proporciona al cuerpo del implante una cara de corte incremental (8) y una región de corte inferior anular separada que está adaptada para actuar como un elemento de corte de rosca (7), y en el que el extremo apical (10) de la cara de corte incremental (8) se solapa con la región de corte inferior (7).

15 2. Un implante (1) según la reivindicación 1, **caracterizado** porque al implante se le proporciona una pluralidad de regiones de corte inferior (7).

3. Un implante (1) según la reivindicación 2, **caracterizado** porque al implante se le proporcionan tres regiones de corte inferior (7).

20 4. Un implante (1) según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el extremo apical de la cara de corte incremental (8) es adyacente al extremo apical (5) del elemento de cuerpo (2).

5. Un implante (1) según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la cara de corte incremental (8) está en la forma de un surco de corte longitudinal (9).

25 6. Un implante (1) según la reivindicación 5, **caracterizado** porque el surco de corte longitudinal tiene una sección transversal variable a lo largo de su longitud.

7. Un implante (1) según la reivindicación 3, **caracterizado** porque el extremo apical del implante es tal que el implante muestra tres regiones elevadas y tres huecos.

30 8. Un implante según la reivindicación 7, **caracterizado** porque la cara de corte incremental está colocada dentro de cada región elevada.

35 9. Un implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el implante es un implante dental.

10. Un implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el implante es un implante ortopédico.

11. Un implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el implante es un implante de titanio.

40 12. Un implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el implante es adecuado para inserción en hueso duro y hueso blando.

13. Un implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque al implante se le proporciona un motivo de roscas múltiples.

45 14. Un implante según la reivindicación 13, **caracterizado** porque la cara de corte incremental se extiende desde adyacente en la región apical hasta una aleta en el primer extremo.

50 15. Un implante según la reivindicación 2, **caracterizado** porque cada región de corte inferior tiene un perfil de triple cara en el plano perpendicular al eje longitudinal.

16. Un implante según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el implante es adecuado para su uso en hueso duro y hueso blando.

55 17. Un kit de implante que comprende:

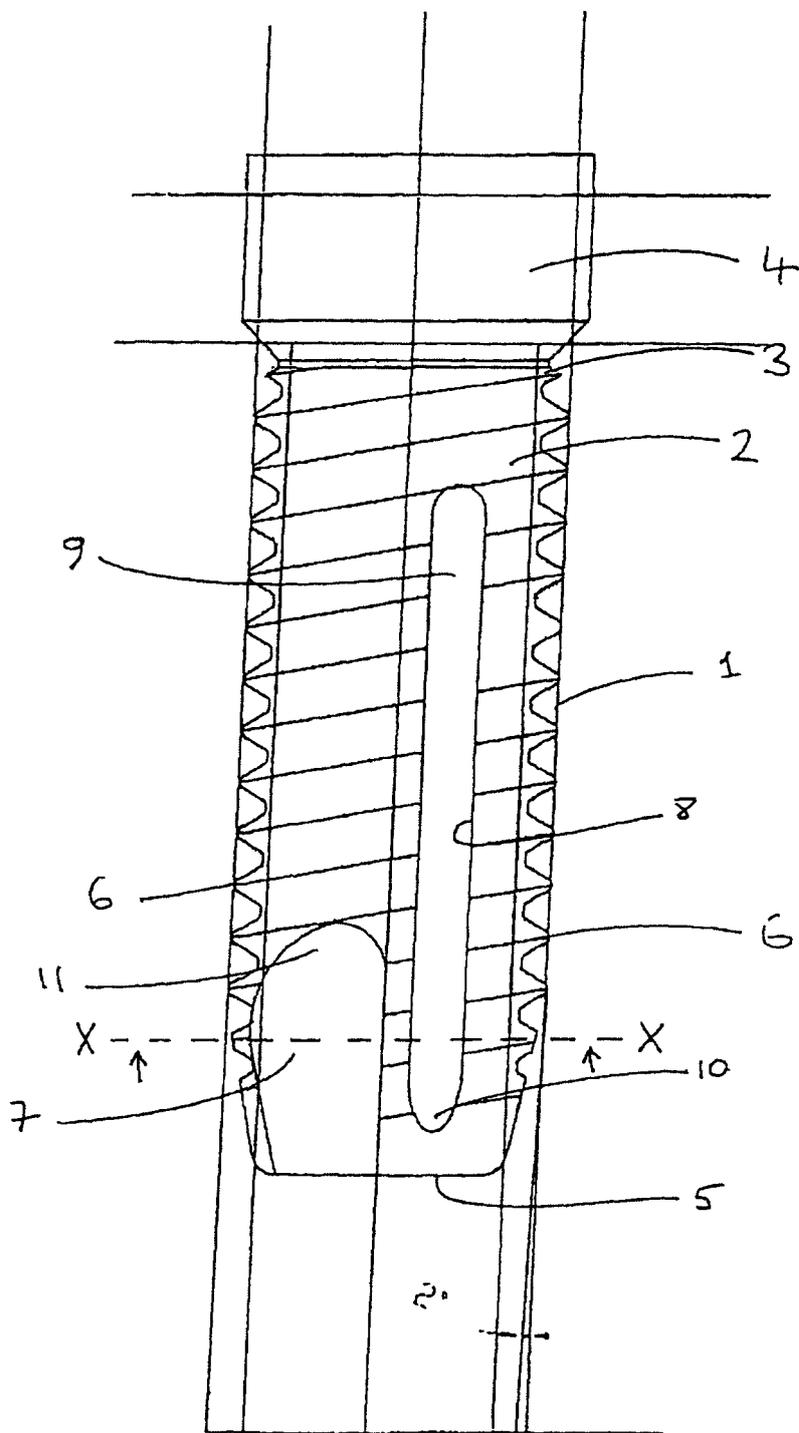
un implante según la reivindicación 1;

una herramienta adaptada para llevar e insertar el implante; y

60 una fresa para cortar un calibre cilíndrico.

18. Un kit de implante según la reivindicación 17, **caracterizado** porque el kit es un kit de implante dental.

65



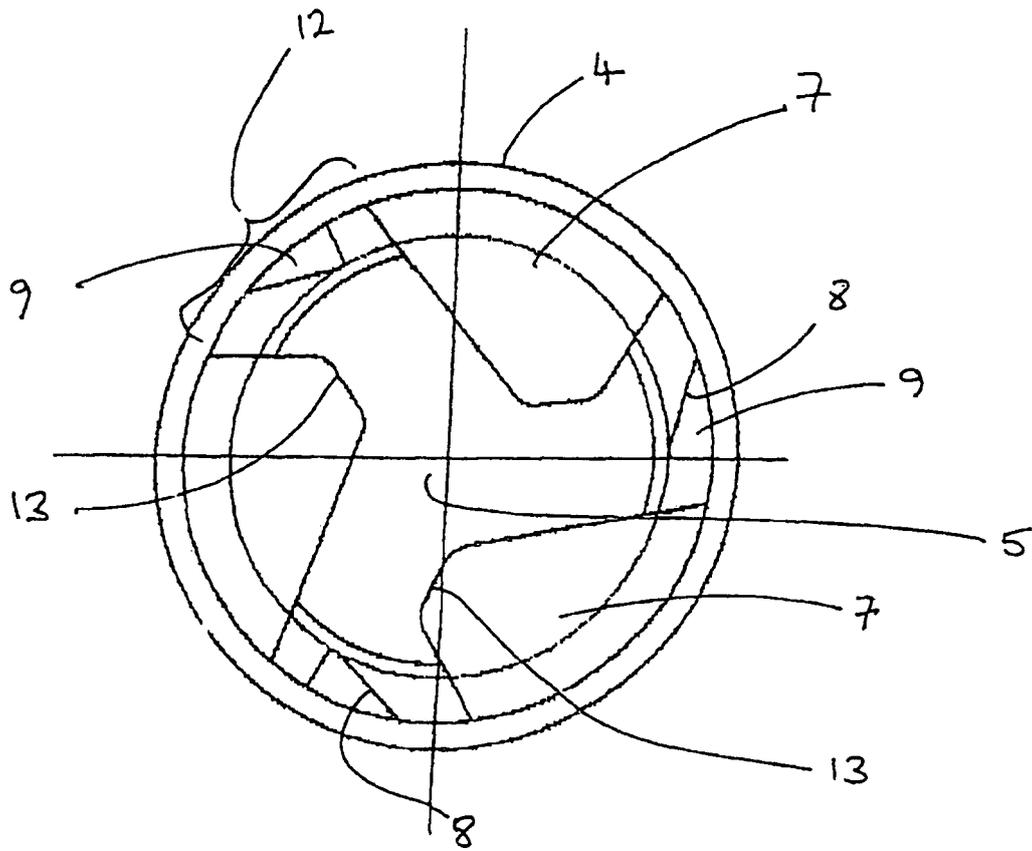


Fig. 2

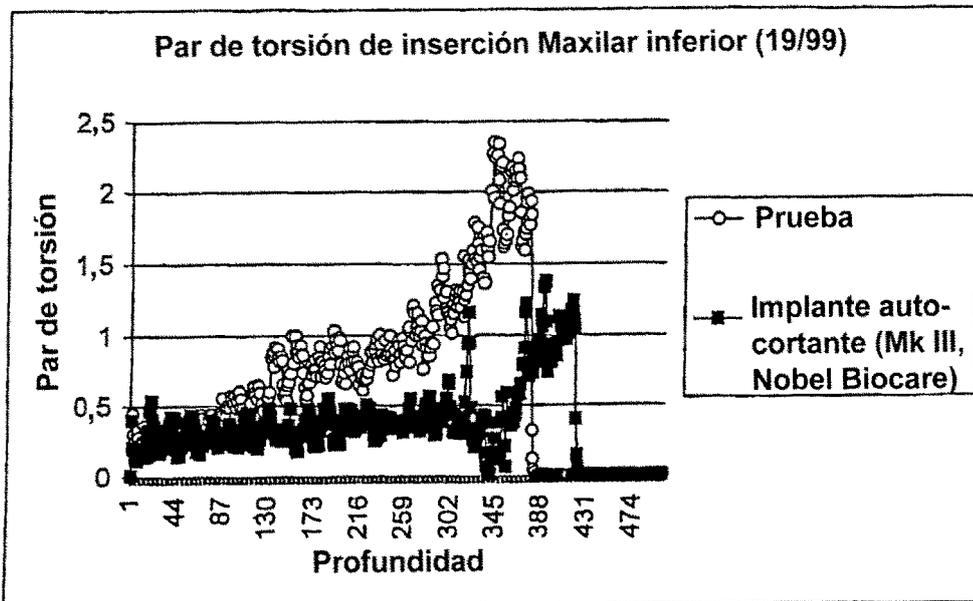


Gráfico 1. Colocación en un maxilar inferior

Fig. 3

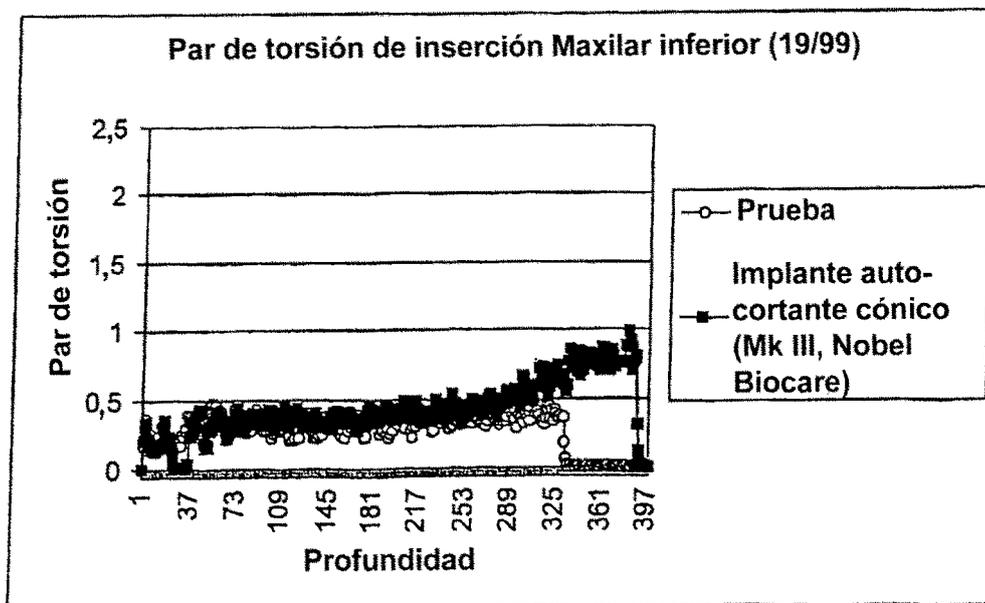


Gráfico 2. Colocación en un maxilar superior

Fig. 4