

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 743 215**

51 Int. Cl.:

**A61C 8/00**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.07.2015 PCT/EP2015/067261**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.02.2016 WO16016236**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.07.2015 E 15742285 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.05.2019 EP 3191012**

54 Título: **Implante dental**

30 Prioridad:

**30.07.2014 BE 201400586**

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

**18.02.2020**

73 Titular/es:

**NOBEL BIOCARE SERVICES AG (100.0%)  
Balz Zimmermann-Strasse 7  
8302 Kloten, CH**

72 Inventor/es:

**ROMPEN, ERIC**

74 Agente/Representante:

**PONS ARIÑO, Ángel**

**ES 2 743 215 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 dental

5 La presente invención se refiere a un implante dental formado por un cuerpo de anclaje definido entre un extremo apical y un extremo cervical, siendo dicho cuerpo de anclaje un cuerpo con una primera longitud predeterminada y presentado, en su superficie externa y a lo largo de dicha primera longitud predeterminada, al menos una rosca.

10 Preferentemente, el implante dental está hecho de titanio, aunque algunas alternativas al titanio para la fabricación del implante dental son el circonio, una aleación de estos dos elementos, o cualquier otro material biocompatible.

Tradicionalmente, un implante dental se utiliza para producir una prótesis dental a fin de recuperar la función masticatoria, el confort bucal y la estética de un paciente que haya perdido alguno o todos los dientes.

15 Para ello, durante la colocación del implante, este se fija primero mediante atornillado en una cavidad de alojamiento previamente formada en el hueso de la mandíbula y situada en un lugar de implantación. A continuación, se coloca un elemento protésico, fijo o extraíble, sobre el implante utilizando un pilar o cuello: de este modo, se obtiene una prótesis compuesta por el elemento protésico montado sobre un conjunto protésico que comprende el implante y el cuello o pilar.

20 En general, los implantes dentales conocidos según el estado de la técnica están compuestos por un cuerpo de anclaje roscado con un diámetro externo de entre 3 mm y 6 mm, cuyo diámetro se selecciona para permitir una distribución de las cargas de presión en el momento de la colocación del elemento protésico y durante la masticación.

25 El documento US 3.466.748 describe un implante dental que comprende un cuerpo de anclaje compuesto por varias partes independientes: una primera parte roscada en la que el diámetro de los filetes (que componen la rosca) es constante a lo largo de toda la altura y una segunda parte en la que el diámetro de los filetes (que componen la rosca) disminuye a lo largo del implante dental hacia su extremo apical. El cuerpo de anclaje también comprende partes no roscadas, incluida la parte final del cuerpo de anclaje en contacto con el soporte de la prótesis: por lo tanto, según  
30 este documento anterior, la parte coronal del implante dental no es roscada. Además, el implante dental según este documento anterior comprende una parte central no roscada entre la primera y la segunda parte roscadas, lo que resulta problemático a la hora de extraer el implante dental. En efecto, cuando los tejidos óseos regeneran el hueso alrededor de la parte central del implante dental, este queda prácticamente inmovilizado y no se puede desatornillar, ya que las partes roscadas quedan separadas por el hueso regenerado.

35 El documento WO2011/085982 también describe un primer implante dental cuya parte coronal no es roscada y un segundo implante dental en el que solo dos partes independientes presentan roscas. Más concretamente, según este segundo implante dental descrito en este documento anterior, las dos partes roscadas están destinadas a localizarse en el hueso cortical, mientras que la parte central del implante dental situada entre estas dos partes roscadas no  
40 presenta rosca. Se trata, por tanto, de un anclaje bicortical responsable de la desviación lateral que crea problemas de fijación del implante dental en el cuello de este último. En efecto, dado que el hueso cortical es más denso que el hueso esponjoso, si la parte apical del implante dental se fija en el hueso cortical apical, la flexibilidad del implante disminuirá y se ejercerá una mayor presión sobre el hueso cortical cervical. Por esta razón, resulta particularmente preferible que la parte apical del implante dental se sitúe en el hueso esponjoso.

45 Además, este tipo de implantes dentales, como el que se describe en el documento WO2011/085982, se utiliza con una frecuencia cada vez menor debido, por un lado, a problemas relacionados con la desviación lateral y, por otro, a que no se pueden extraer simplemente desatornillándolos. En efecto, como en el caso del implante dental descrito en el documento US 3.466.748, cuando los tejidos óseos regeneran el hueso alrededor de la parte central del implante  
50 dental, este queda prácticamente inmovilizado y no se puede desatornillar, ya que las partes roscadas quedan separadas por el hueso regenerado.

El documento WO2010/021478 describe un microimplante dental (implante en miniatura) con roscas de diámetro creciente desde la parte cervical hacia la parte apical: el diámetro de los filetes que componen la rosca es, por tanto,  
55 más pequeño en la parte coronal de dicho implante dental según el estado de la técnica.

Por desgracia, con estos implantes según el estado de la técnica, la estabilidad del hueso periimplantario no está garantizada sistemáticamente. En efecto, la pérdida ósea postoperatoria en forma de cráteres se produce con frecuencia transcurrido cierto tiempo de operación y viene acompañada por una pérdida de fijación de la mucosa  
60 periimplantaria caracterizada por la formación de bolsas entre las encías y los implantes, observándose la penetración de la flora bacteriana bucal en dichas bolsas. Además, como se indicó anteriormente, algunos de estos implantes dentales no se pueden desatornillar, ya que están prácticamente inmovilizados en el hueso en regeneración alrededor del implante dental.

Al parecer, la pérdida ósea periimplantaria del hueso cortical cervical puede tener distintas causas:

- por un lado, estas pérdidas pueden deberse a una falta de fijación de la mucosa relacionada, por ejemplo, con: (i) una falta de biocompatibilidad del cuello o pilar, (ii) un desatornillado excesivamente frecuente de los pilares, (iii) técnicas protésicas inadecuadas; y/o
- por otro lado, estas pérdidas pueden deberse a la destrucción ósea causada ya sea por las elevadas tensiones de masticación, que producen fuerzas de cizallamiento excesivas en la interfase hueso/implante, o por posibles deformaciones de las paredes del cuerpo del implante.

La pérdida de masa ósea del hueso cortical cervical (por definición, no muy vascularizado) definida en la periferia de un extremo cervical del implante provoca una reducción de la estabilidad mecánica (estabilidad primaria) y un aumento gradual del brazo de palanca óseo adicional, lo que incrementa gradualmente las tensiones mecánicas ejercidas sobre el anclaje óseo residual y, por tanto, provoca una posible aceleración de la destrucción ósea.

Además de la pérdida de cualidades mecánicas del implante y, por lo tanto, de la capacidad de masticación del paciente, la pérdida de masa ósea puede ser responsable de la retirada de las encías en el lugar de implantación, lo cual tiene dos consecuencias principales. Por un lado, la pérdida de masa ósea deja visible parte del cuello o pilar del conjunto protésico, lo que reduce la calidad estética. Por otro lado, la pérdida de masa ósea se corresponde con una pérdida de la barrera natural frente a las bacterias presentes en la cavidad bucal, que, cuando la pérdida de la encía alrededor de la cerviz o pilar es lo suficientemente grave, pueden alojarse entre el implante y las encías, lo que provoca una rápida inflamación de las últimas.

Más dramáticamente, las bacterias pueden penetrar en y colonizar la masa ósea, lo que provoca la aparición de infecciones o la formación de abscesos en el hueso, que resultan particularmente difíciles de tratar.

Por lo tanto, existe la necesidad de proporcionar un implante dental que permita reducir, o incluso eliminar, dichas pérdidas óseas periimplantarias postoperatorias del hueso cortical cervical. Además, existe la necesidad de suministrar un implante dental que pueda desatornillarse fácilmente, por ejemplo, para su sustitución.

Para compensar esta necesidad, según la invención se proporciona un implante como el anteriormente descrito, caracterizado porque dicho cuerpo de anclaje presenta, sobre al menos una sección coronal del implante, una sección de dicha al menos una rosca con un diámetro nominal  $d_n$  mayor que un diámetro externo  $d_e$  dicho cuerpo de anclaje en una primera relación  $d_n/d_e$  comprendida entre 2,00 y 4,00 y preferentemente entre 2,00 y 3,00.

De esta manera, debido a las relaciones entre el diámetro nominal de la rosca y el diámetro externo del cuerpo de anclaje proporcionado según la invención, se obtiene un implante que conserva su estabilidad mecánica al tiempo que reduce la presión ejercida sobre el hueso cortical cervical.

De hecho, en el contexto de la presente invención, sorprendentemente se ha observado que, al reducir el diámetro del cuerpo de anclaje y aumentar el diámetro de dicha al menos una rosca en una primera relación  $d_n / d_e$  comprendida entre 2,00 y 4,00, la estabilidad mecánica del implante no solo no se deterioró, sino que, por el contrario, la estabilidad mecánica del implante aumenta a largo plazo.

Según la invención, también se ha determinado que dicha relación debe observarse al menos en la parte (sección) coronal del implante dental. En el sentido de la presente invención, los términos «parte o sección coronal del implante dental» se refieren a la parte (o sección) intraósea del implante dental que se extiende a lo largo de una longitud de entre 2 y 5 mm y preferentemente, a lo largo de una longitud de entre 3 y 4 mm, desde el extremo cervical del implante dental hacia el extremo apical del mismo.

Según la invención, se ha demostrado que se consigue una reducción del trauma causado por las fuerzas masticatorias en la interfase hueso/implante aumentando el diámetro nominal (y por lo tanto, la anchura de los filetes) del paso de rosca, lo que permite aumentar la superficie de contacto entre el hueso y el implante, aumentar el encaje entre el hueso y el implante y comprimir el hueso a la vez que se reducen las fuerzas de cizallamiento.

Además, se ha observado que un cuerpo de implante menos hueco que los implantes según el estado de la técnica, que albergan una cavidad interna profunda para albergar el tornillo del pilar, permite, asimismo, reducir las deformaciones de las paredes del implante sometidas a las fuerzas masticatorias.

Este objetivo se consigue reduciendo significativamente el diámetro del cuerpo del implante, en particular en la parte cervical, y aumentando la anchura de los filetes para garantizar un buen anclaje en el hueso cortical duro. Además, los filetes anchos permiten crear espacio para generar hueso esponjoso bien vascularizado entre los filetes y reducir

la relación entre el material del implante (por ejemplo, titanio) y el peso óseo, a la vez que se conserva una estabilidad primaria (o estabilidad mecánica) elevada durante la colocación del implante y, por lo tanto, la estabilización (o mejora) del anclaje del cuerpo del implante a lo largo del tiempo.

5 En otras palabras, en el contexto de la presente invención, se ha determinado que un implante dental según la invención presenta tres ventajas principales sin reducir la estabilidad primaria del implante (estabilidad mecánica), es decir, sin disminuir el anclaje de los filetes de la rosca del implante dental en el hueso periférico:

- la superficie de contacto del implante dental aumenta, lo que permite distribuir mejor las tensiones  
10 mecánicas a las que está sometido el implante dental;

- las compresiones del hueso denso/duro (hueso cortical) y del hueso esponjoso aumentan, lo que estimula una nueva formación rápida del tejido óseo (y por lo tanto, del hueso) alrededor del implante dental; y

15 - alrededor del implante dental puede regenerarse una gran cantidad de hueso vivo, ya que su rosca presenta filetes de gran diámetro entre los cuales pueden regenerarse y fijarse los tejidos óseos (regeneración ósea entre filetes de gran tamaño a lo largo de todo el implante dental), lo que aumenta el contacto entre hueso e implante.

Ventajosamente, dicho cuerpo de anclaje es, al menos en parte, esencialmente cilíndrico o presenta una forma cónico-cilíndrica o cónica cuya punta converge hacia dicho extremo apical.  
20

Ventajosamente, dicha sección coronal está definida por una pared lateral que comprende una primera cara vestibular y una segunda cara palatina, estando dicha cara palatina en posición desplazada hacia dicho extremo cervical con respecto al de la cara vestibular a lo largo de un eje longitudinal que atraviesa el cuerpo de anclaje y conecta dicho  
25 primer extremo cervical a dicho extremo apical.

Opcionalmente, el cuerpo de anclaje presenta, en su extremo apical, al menos una muesca de roscado compuesta por al menos una escotadura longitudinal, dispuesta preferentemente desde el extremo apical hacia el extremo cervical del cuerpo de anclaje.  
30

Otras realizaciones del tornillo del implante dental según la invención se indican en las reivindicaciones adjuntas.

Además, la presente invención se refiere a un conjunto protésico que comprende:

35 - dicho implante según la invención; y

- un elemento transgingival destinado a atravesar las encías y dispuesto para conectarse a la sección coronal del cuerpo de anclaje. Este elemento transgingival está destinado, además, a soportar un elemento protésico.

40 Preferentemente, dicho elemento transgingival es un cuello que sobresale del extremo cervical del implante y que está dispuesto en la prolongación de la sección coronal del cuerpo de anclaje.

Ventajosamente, el elemento transgingival es un pilar conectado, preferentemente de forma extraíble, por un elemento de conexión a dicha sección coronal del cuerpo de anclaje.  
45

Otras realizaciones del conjunto protésico según la invención se indican en las reivindicaciones adjuntas.

Otras características y ventajas de la invención se deducen de la descripción proporcionada a continuación, de forma no limitativa.  
50

La figura 1 ilustra una primera realización del implante según la invención.

La figura 2 ilustra una primera realización del conjunto protésico según la invención.

55 La figura 3 ilustra una segunda realización del conjunto protésico según la invención.

La figura 4 ilustra una tercera realización del conjunto protésico según la invención.

En las figuras, los elementos similares llevan los mismos números de referencia.  
60

Las figuras 1a y 1b ilustran una primera realización del implante (1) según la invención. En estas figuras, el cuerpo de anclaje (2) se identifica con una primera longitud  $L_1$  generalmente comprendida entre 10,00 mm y 15,00 mm, que forma el implante definido por un extremo apical  $E_a$  y un extremo cervical  $E_c$  unidos entre sí por un eje longitudinal  $a_L$ .

Dicho eje longitudinal  $a_L$ , que atraviesa el cuerpo de anclaje (2) desde el extremo apical  $E_a$  hacia el extremo cervical  $E_c$ , se corresponde con el eje de rotación de una rosca (4) presente en una superficie externa a lo largo de toda la longitud del cuerpo de anclaje (2).

5

La rosca (4) es una rosca de paso positivo, es decir, se enrosca en un sentido de perforación D al girar el tornillo en el sentido de las agujas del reloj en torno al eje de rotación  $a_L$ .

El cuerpo de anclaje (2) presenta, al menos a lo largo de una sección coronal (3) que se extiende a lo largo de una segunda longitud  $L_2$  de entre 2,00 mm y 5,00 mm, una sección de la rosca (4) con un roscado (con filetes) de un diámetro nominal  $d_n$  mayor que un diámetro externo  $d_e$  del cuerpo de anclaje (2) en una primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  comprendida entre 2,00 y 4,00, preferentemente entre 2,00 y 3,90, ventajosamente entre 2,00 y 3,80, más ventajosamente entre 2,00 y 3,70, alternativamente entre 2,00 y 3,60 y en una realización concreta, entre 2,00 y 3,50.

15 Opcionalmente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  está comprendida entre 2,00 y 3,40, preferentemente entre 2,00 y 3,30, más ventajosamente entre 2,00 y 3,20, alternativamente entre 2,00 y 3,10 y opcionalmente, entre 2,00 y 3,00.

Opcionalmente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  está comprendida entre 2,00 y 3,00.

20 Preferentemente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  está comprendida entre 2,00 y 2,90, preferentemente entre 2,00 y 2,80, ventajosamente entre 2,00 y 2,70, más ventajosamente entre 2,00 y 2,60, alternativamente entre 2,00 y 2,50 y en una realización concreta, entre 2,00 y 2,40.

Opcionalmente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  está comprendida entre 2,00 y 2,30, preferentemente entre 2,00 y 2,20, más ventajosamente entre 2,00 y 2,10.

25

Más preferentemente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  es igual a 2,00 o 2,50.

Aún más preferentemente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  es igual a 3,00 o 3,50.

30

Aún más ventajosamente, la primera relación  $R_1 = d_n / d_e$  es igual a 4,00.

La longitud  $L_2$  corresponde al grosor medio del hueso cortical de la mandíbula.

35 El diámetro nominal es el diámetro medido entre dos crestas de la rosca.

Preferentemente, el diámetro nominal  $d_n$  de la rosca tiene un valor comprendido en un intervalo de entre 2,50 mm y 6,00 mm, preferentemente en un intervalo comprendido entre 4,00 mm y 5,00 mm. El diámetro externo  $d_e$  del cuerpo de anclaje (2) se selecciona preferentemente de un intervalo comprendido entre 1,20 mm y 3,00 mm.

40

Preferentemente, la rosca, que presenta la relación  $R_1 = d_n / d_e$  anteriormente definida, está presente a lo largo de al menos toda la longitud  $L_2$  de la sección coronal (3) del implante 1.

Ventajosamente, la rosca, que presenta la relación  $R_1 = d_n / d_e$  anteriormente definida, está presente a lo largo de toda la longitud  $L_1$  del implante.

45

El cuerpo de anclaje (2) es preferentemente un cuerpo sólido hecho de titanio o circonio, de forma cónica, y comprende una punta que converge hacia dicho extremo apical  $E_a$ . En particular, el cuerpo de anclaje (2) presenta un diámetro externo del extremo apical  $d_{Ea}$  comprendido entre 1,50 mm y 2,00 mm y un diámetro externo del extremo cervical  $d_{Ec}$  comprendido entre 2,50 mm y 3,00 mm.

50

La rosca (4) se caracteriza, además, por una segunda relación  $R_2 = n / L_1$  comprendida entre  $0,50 \text{ mm}^{-1}$  y  $1,00 \text{ mm}^{-1}$ , preferentemente entre  $0,60 \text{ mm}^{-1}$  y  $1,00 \text{ mm}^{-1}$ , ventajosamente entre  $0,70 \text{ mm}^{-1}$  y  $1,00 \text{ mm}^{-1}$ , donde  $n$  representa un número predeterminado de crestas (5) de la rosca (4).

55

Por lo tanto, la relación  $R_2$  representa la densidad de crestas por unidad de longitud del implante. Por ejemplo, para un implante con una longitud  $L_1$  igual a 10,00 mm, una relación  $R_2$  de  $0,50 \text{ mm}^{-1}$  significa que, a lo largo de la longitud  $L_1$ , se forma una rosca que comprende 5 crestas.

60 Una relación  $R_2$  de  $1,00 \text{ mm}^{-1}$  significa que, a lo largo de una longitud  $L_1$  igual a 10,00 mm, se forma una rosca que comprende 10 crestas.

Ventajosamente, la rosca (4) se caracteriza, además, por una segunda relación  $R_3 = n / L_2$  comprendida entre  $0,50 \text{ mm}^{-1}$

<sup>1</sup> y  $1,00 \text{ mm}^{-1}$ , preferentemente entre  $0,60 \text{ mm}^{-1}$  y  $1,00 \text{ mm}^{-1}$ , ventajosamente entre  $0,70 \text{ mm}^{-1}$  y  $1,00 \text{ mm}^{-1}$ , donde n representa un número predeterminado de crestas (5) de la rosca (4).

Por lo tanto, la relación  $R_3$  representa la densidad de crestas por unidad de longitud  $L_2$  de la sección coronal (3) del implante. Por ejemplo, para una sección coronal (3) con una longitud  $L_2$  igual a 3,00 mm, una relación  $R_3$  de  $0,50 \text{ mm}^{-1}$  significa que, a lo largo de la longitud  $L_2$ , se forma una rosca que comprende 1,5 crestas.

Una relación  $R_3$  de  $1,00 \text{ mm}^{-1}$  significa que, a lo largo de una longitud  $L_2$  igual a 5,00 mm, se forma una rosca que comprende 5 crestas.

10

Preferentemente, el cuerpo de anclaje (2) presenta, en su extremo apical  $E_a$ , al menos una muesca de roscado (6) compuesta por una escotadura longitudinal dispuesta desde el extremo apical  $E_a$  hacia el extremo cervical  $E_c$  del cuerpo de anclaje (2).

15 Típicamente, esta segunda sección apical (8) se ancla en la parte ósea esponjosa (4'') con una profundidad predefinida (4') de la mandíbula.

Esta segunda sección apical se define, además, por una longitud  $L_2'$  que depende de la profundidad (4') de la parte ósea esponjosa (4'').

20

En este contexto, la longitud  $L_1 = L_2 + L_2'$  del implante depende, por tanto, por una parte, de la profundidad del hueso cortical duro (3') de la mandíbula y por otra, de la profundidad (4') de la parte ósea esponjosa (4'') de la mandíbula.

Preferentemente, la segunda sección apical (8) presenta una forma cilíndrica o cónica con una punta que converge hacia un extremo apical  $E_a$ .

25

Las figuras 2 y 3 ilustran dos realizaciones distintas del conjunto protésico que comprende:

- el implante 1 según la invención; y

30

- un elemento transgingival (9) dispuesto para conectarse a la sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2) y destinado a soportar un elemento protésico.

El elemento transgingival (9) comprende una tercera longitud  $L_3$  igual a un grosor de encía (9'') del lugar de implantación. Por lo general, esta tercera longitud  $L_3$  está comprendida entre 3,0 mm y 4,00 mm.

35

En una primera realización del conjunto según la invención (figura 2), el conjunto es un conjunto tipo «Tissue Level» y comprende un elemento transgingival (9) que adopta la forma de un cuello (9') que sobresale en la prolongación de la primera sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2), a lo largo del eje longitudinal  $a_L$ , en sentido opuesto al extremo apical  $E_a$  del cuerpo de anclaje (2). De este modo, el cuello de la prótesis (9) y el cuerpo de anclaje (2) forman un solo cuerpo.

40

En una segunda realización del conjunto según la invención (figuras 3a a 3c), el conjunto es un conjunto tipo «Bone Level» en el que el elemento transgingival (9) es un pilar (9'') conectado, preferentemente de forma extraíble, por un primer elemento de conexión (10) a la sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2).

45

El primer elemento de conexión (10) que conecta el pilar (9'') a la sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2) comprende un cuerpo del cabezal (10a) que sobresale del extremo cervical  $E_c$  del cuerpo de anclaje (2) a lo largo de dicho eje longitudinal  $a_L$  y que presenta una base biselada de forma oblicua en relación con un plano horizontal que atraviesa el extremo cervical  $E_c$  del cuerpo de anclaje (2). El cuerpo del cabezal (10a) sobresale en sentido opuesto al extremo apical  $E_a$  del cuerpo de anclaje (3). Además, el cuerpo del cabezal (10a) está dispuesto para encajar en una primera cavidad (10b) presente en el pilar (9'') a través de una abertura de la cavidad (10c) del pilar (figura 3a).

50

Preferentemente, el cuerpo del cabezal (10a) adopta una forma cónica y la primera cavidad (10b) del pilar presenta una forma complementaria a la del cuerpo del cabezal (10a). Preferentemente, la punta del cuerpo del cabezal (10a) es mayor que 0 %, estando preferentemente comprendida entre el 0,10 % y el 10 %.

55

En el contexto de la presente invención, la punta C de un cono queda definida de la siguiente manera:

60

$$C \text{ (en \%)} = [(d - D')/H] \times 100$$

donde d corresponde al diámetro basal del cono;

D' corresponde al diámetro del extremo cervical del cono; y

H corresponde a la altura del cono.

5 Preferentemente, el cuerpo del cabezal (10a) comprende, además, una segunda cavidad roscada (10d) dispuesta para alojar el tornillo (10e), que comprende un cuerpo cuadrado y una cabeza de tornillo, a través de una apertura (10f) de la cavidad (10d) del cuerpo del cabezal (10a). El pilar (9") puede conectarse mediante un cojinete al cuerpo del cabezal (10a) por medio de la cabeza de tornillo (10e), que, una vez atornillada en la segunda cavidad (10d) del cuerpo del cabezal (10a), comprime una parte de la superficie apical del pilar (9") en el cuerpo del cabezal (figuras 3b y 3c).

Alternativamente (no aparece en las figuras), el pilar (9") está provisto, en su base, de un elemento apical que sobresale de la base y que está dispuesto para quedar alojado en una cavidad formada en la sección coronal del implante a través de una abertura definida en el extremo cervical del implante.

La figura 4 ilustra una tercera realización del conjunto protésico en una vista truncada.

En esta realización, la sección coronal (3) del implante está definida por una pared lateral (11) que comprende una primera cara vestibular (11a) y una segunda cara palatina (11b), estando dicha cara palatina (11b) en posición desplazada hacia el extremo cervical  $E_c$  con respecto al de la cara vestibular (11a) a lo largo del eje longitudinal  $a_L$ .

La cara palatina es la cara destinada a orientarse hacia el paladar duro de la cavidad bucal tras la colocación del implante.

La cara vestibular es la cara opuesta a la cara palatina.

Además, en este tipo de implantes, la concavidad de la sección coronal comprende una doble pendiente.

Asimismo, como se ilustra en la figura 4, el cuerpo del cabezal (10a) comprende ventajosamente al menos una parte caracterizada por una sección transversal esencialmente poligonal -cuadrada (10'), pentagonal (10''), hexagonal (10''')-, mientras que la cavidad (10b) del pilar presenta una forma poligonal complementaria a la del cuerpo del cabezal (10a). Como muestra esta figura, las secciones transversales comprenden secciones poligonales festoneadas con bordes redondeados que adoptan la forma de biseles.

En todas las realizaciones anteriormente descritas, se puede disponer un material osteoestimulante en la superficie del cuerpo de anclaje, en particular, en la superficie de la sección coronal del implante, para estimular la regeneración ósea tras la colocación del implante en el lugar de implantación. En este contexto, el espacio creado entre las crestas de los filetes de la rosca constituye un depósito de material osteoestimulante.

#### **Comparaciones mediante el modelado de un implante dental tradicional según el estado de la técnica con un implante dental según la invención**

Se realizaron modelos de elementos finitos (utilizando el software Samcef, versión 16, de la empresa SAMTECH) sobre modelos de implantes tridimensionales (creados con el software CREO, versión 2, de la empresa PTC) a fin de comparar, a nivel mecánico, un implante dental tradicional según el estado de la técnica y un implante según la invención, estando hechos ambos implantes de una aleación de titanio Ti6AL4V (con un módulo de Young ajustado a 110 GPa para el cálculo).

Estos modelos se realizaron para determinar y comparar (1) las superficies totales de contacto del implante dental con el hueso denso y el hueso esponjoso, (2) las tensiones de compresión ejercidas, por un lado, sobre el hueso denso y, por otro, sobre el hueso esponjoso y (3) las tensiones de compresión ejercidas en el interior del propio implante dental al aplicar una fuerza predeterminada a lo largo del eje longitudinal ( $a_L$ ) del implante dental en su extremo cervical ( $E_c$ ).

La fuerza considerada y aplicada en el contexto de estos modelos de elementos finitos se fijó en 150 N, lo que corresponde a una fuerza de masticación molar media (Guillaume Odin. Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale [Modelado digital del hueso mandibular aplicado a la implantología dental y maxilofacial]. Modelado y simulación. École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2008).

Las características de cada uno de estos implantes dentales se indican a continuación en la Tabla 1:

Tabla 1:

	Implante dental tradicional según el estado de la técnica	Implante dental según la invención
Longitud ( $L_1$ )	8,7 mm	8,7 mm
Diámetro nominal ( $d_n$ )	4,27 mm	4,27 mm
Diámetro externo ( $d_e$ )	4 mm	2 mm
Relación $d_n/d_e$	1,067	2,135

Además, para realizar estos modelos de elementos finitos, se ajustaron los siguientes valores de módulo de Young (módulo de elasticidad) para los distintos elementos a tener en cuenta. Los estudios se indican a continuación en la

5 Tabla 2:

Tabla 2:

	Módulo de Young (MPa)
Hueso denso	3000*
Hueso esponjoso	300*
Implante dental	110.000

\* Guillaume Odin. Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale. Modelado y simulación. École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2008.

10

Los resultados obtenidos se indican a continuación en la Tabla 3:

Tabla 3:

	Implante dental tradicional según el estado de la técnica	Implante dental según la invención
Superficie total de contacto (con el hueso denso y el hueso esponjoso)	132,3 mm <sup>2</sup>	150,3 mm <sup>2</sup>
Tensión de compresión ejercida sobre el hueso denso	83,1 MPa	100,9 MPa
Tensión de compresión ejercida sobre el hueso esponjoso	6,7 MPa	7,1 MPa
Tensión de compresión ejercida sobre el implante dental	7,7 MPa	8,5 MPa

15

Según lo que se aprecia en este análisis, aumenta la superficie total de contacto del implante dental según la invención con el hueso denso y el hueso esponjoso. Además, las tensiones de compresión ejercidas respectivamente sobre el hueso denso, el hueso esponjoso y el implante también aumentan para un implante según la invención, cuya relación  $d_n/d_e$  está comprendida entre 2 y 4 (relación  $d_n/d_e = 2,135$  para el implante según la invención considerado en los

20

modelos de elementos finitos).

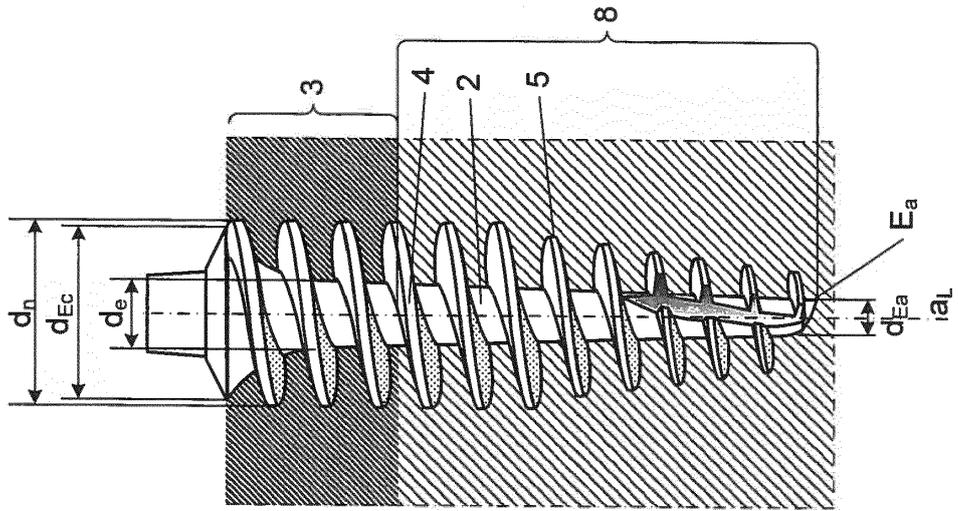
Los aumentos de compresión del hueso denso y esponjoso debidos a un implante dental según la invención resultan particularmente ventajosos porque permiten estimular el tejido óseo de forma que se regenere más rápidamente y mejor alrededor del implante dental.

25

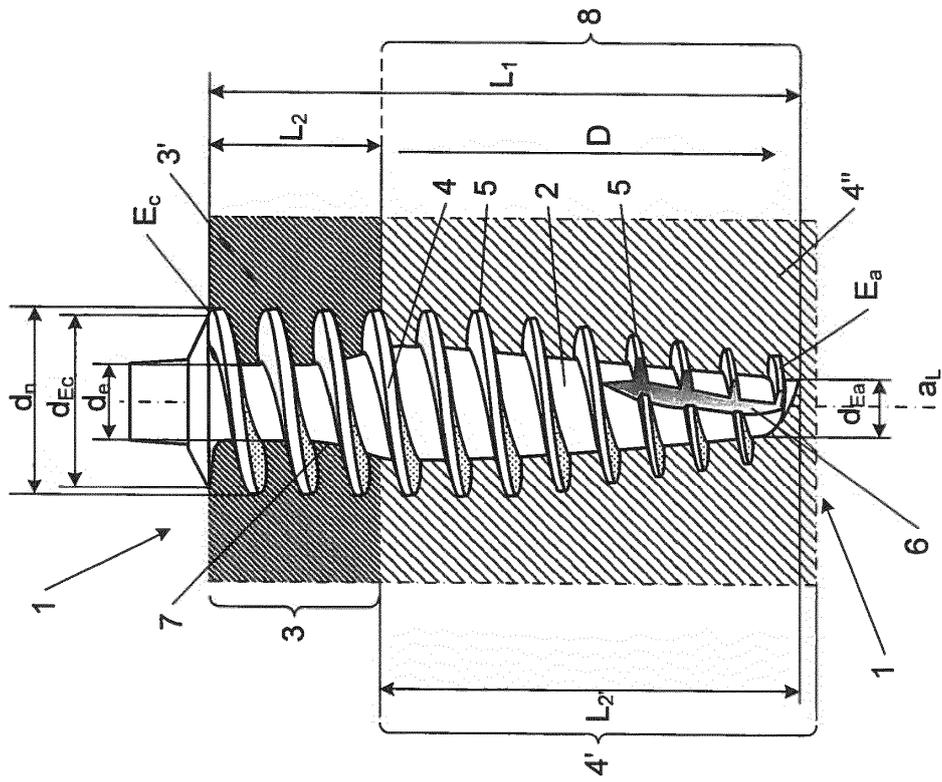
Por supuesto, la presente invención en ningún caso queda limitada a las realizaciones anteriormente descritas, y pueden realizarse cambios en la misma sin exceder el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

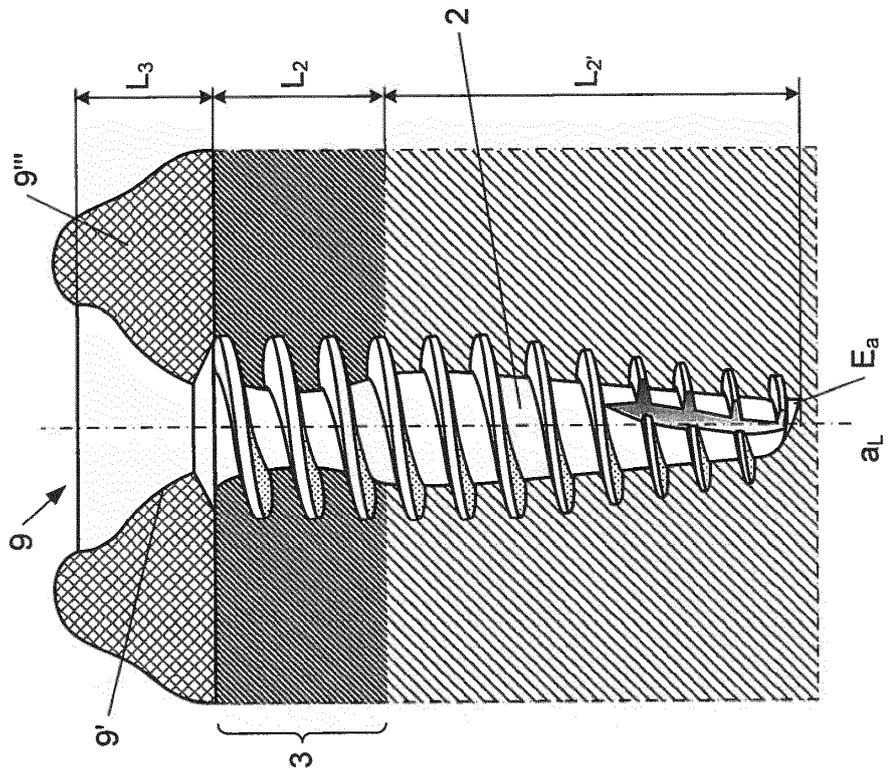
1. Implante dental (1) formado por un cuerpo de anclaje (2) definido entre un extremo apical ( $E_a$ ) y un extremo cervical ( $E_c$ ), siendo dicho cuerpo de anclaje (2) un cuerpo con una primera longitud predeterminada  $L_1$  que  
5 presenta, en su superficie externa y a lo largo de dicha primera longitud predeterminada, al menos una rosca (4), presentando dicho cuerpo de anclaje (2), sobre al menos una sección coronal (3) del implante (1), una sección de dicha al menos una rosca (4) con un diámetro nominal  $d_n$ , **caracterizado porque** dicho diámetro nominal  $d_n$  es mayor que un diámetro externo  $d_e$  de dicho cuerpo de anclaje (2) en dicha sección coronal (3) en una primera relación  $d_n/d_e$  comprendida entre 2,00 y 4,00, preferentemente entre 2,00 y 3,00.
- 10 2. Implante dental según la reivindicación 1, donde dicho cuerpo de anclaje presenta, al menos en parte, una forma esencialmente cilíndrica.
3. Implante dental según la reivindicación 1 o 2, donde dicho cuerpo de anclaje presenta una forma cónico-  
15 cilíndrica o cónica y una conicidad que converge hacia dicho extremo apical ( $E_a$ ).
4. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde dicha sección coronal (3) está definida por una pared lateral (11) que comprende una primera cara vestibular (11a) y una segunda cara palatina (11b), estando dicha cara palatina (11b) en posición desplazada hacia dicho extremo cervical ( $E_c$ ) con respecto al de  
20 la cara vestibular (11a) a lo largo de un eje longitudinal ( $a_L$ ) que atraviesa el cuerpo de anclaje (2) y conecta dicho primer extremo cervical ( $E_c$ ) a dicho extremo apical ( $E_a$ ).
5. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde dicho cuerpo de anclaje (2) presenta, en su extremo apical ( $E_a$ ), al menos una muesca de roscado (6) compuesta por al menos una escotadura  
25 longitudinal, preferentemente dispuesta desde el extremo apical ( $E_a$ ) hacia el extremo cervical ( $E_c$ ) del cuerpo de anclaje (3).
6. Unidad protésica que comprende:
- 30 - dicho implante según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5; y
- un elemento transgingival (9) dispuesto para conectarse a la sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2) y destinado a soportar un elemento protésico.
- 35 7. Unidad protésica según la reivindicación 6, donde dicho elemento transgingival es un cuello (9') que sobresale del extremo cervical ( $E_c$ ) del implante y que está dispuesto en la prolongación de la sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2).
8. Unidad protésica según la reivindicación 6, donde el elemento transgingival es una columna (9")  
40 conectada, preferentemente de forma extraíble, mediante un elemento de conexión (10) a dicha sección coronal (3) del cuerpo de anclaje (2).



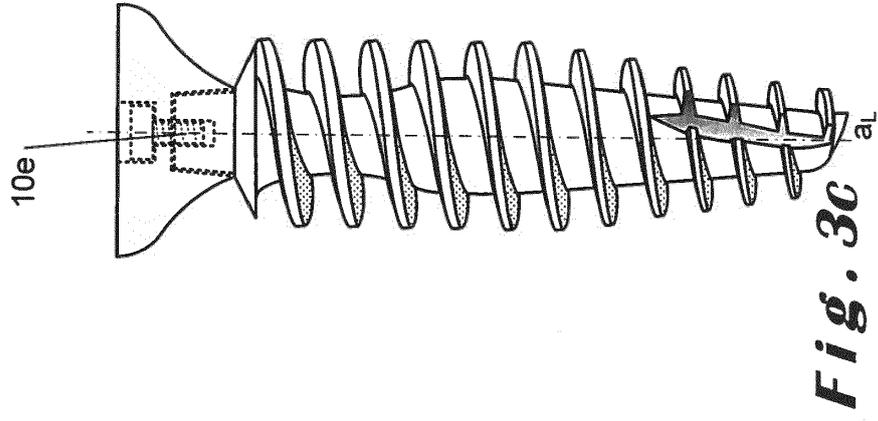
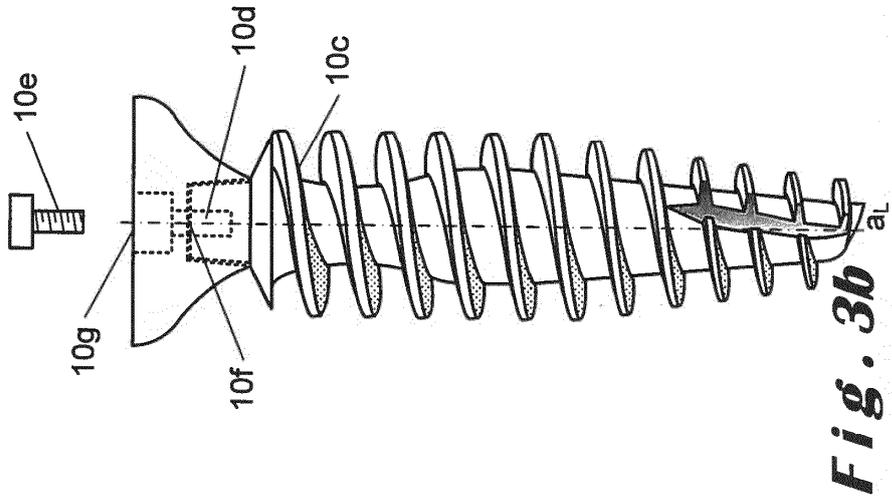
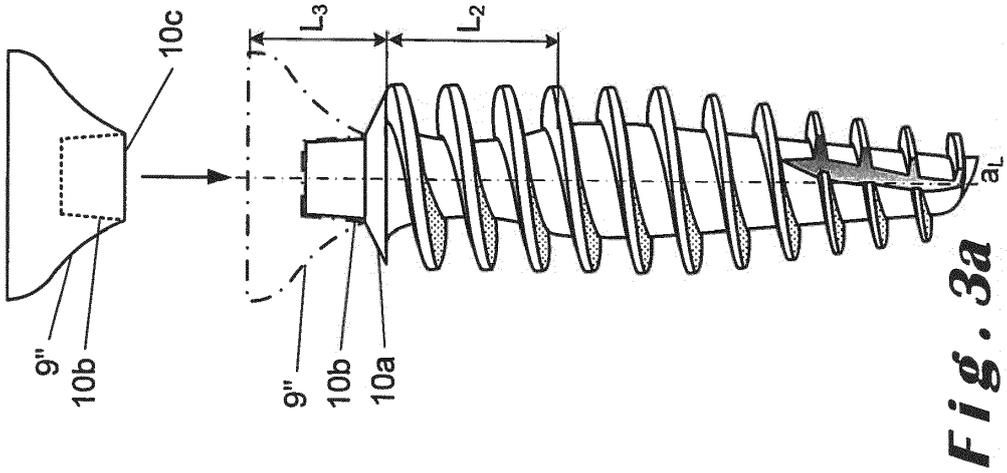
**Fig. 1b**

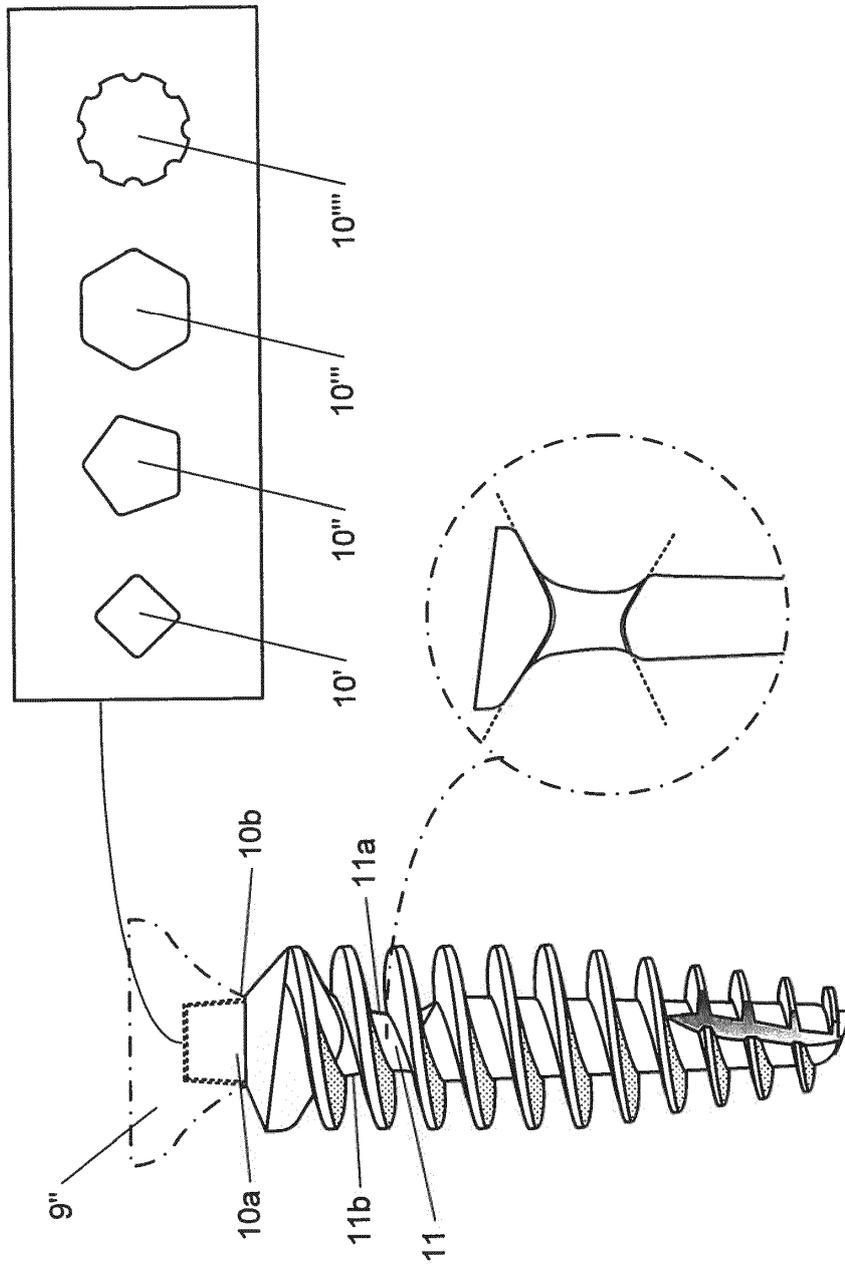


**Fig. 1a**



**Fig. 2**





**Fig. 4**