

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 376 792**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **06791820 .1**  
96 Fecha de presentación: **04.09.2006**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1931277**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **18.06.2008**

54 Título: **Implantes dentales de carga inmediata**

30 Prioridad:  
**02.09.2005 EP 05019102**  
**16.12.2005 EP 05027662**  
**16.12.2005 US 751325 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.03.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.03.2012**

73 Titular/es:  
**DENTSPLY Friadent GmbH**  
**Steinzeugstrasse 50**  
**68229 Mannheim, DE**

72 Inventor/es:  
**KAHDEMANN, Steffen y**  
**TRENKLER, Christian**

74 Agente/Representante:  
**Curell Aguilá, Mireia**

**ES 2 376 792 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

Implantes dentales de carga inmediata.

5 La presente invención se refiere en general al campo de la odontología de implantes, principalmente al diseño de un dispositivo médico realizado en cerámica biocompatible y/o titanio, en donde el dispositivo médico proporciona una base para una corona o superestructura que sea fácil de manipular por un dentista. Más precisamente, la presente invención se refiere a un dispositivo médico que comprende una parte roscada 1, una parte transgingival 2 y una cabeza protésica 3, en donde el diseño de la parte roscada permite una carga inmediata del implante dental, en donde el perfil de rosca de dicha parte roscada exterior 1 comprende un flanco apical y un flanco distal, en donde un ángulo agudo  $\beta$  entre el flanco apical y el eje longitudinal es más pequeño que un ángulo agudo  $\gamma$  entre el flanco distal y el eje longitudinal, y en donde dicho ángulo agudo  $\beta$  está entre 5 y 20 grados y dicho ángulo agudo  $\gamma$  está entre 40 y 70 grados.

#### 15 Antecedentes de la invención

En las últimas décadas, se han usado cada vez más estructuras de hueso artificial para su implantación con el fin de sustituir huesos naturales perdidos debido, por ejemplo, a degeneración, degradación o lesión. Estas implantaciones se han realizado en huesos y raíces dentales y han ofrecido buenos resultados en el remedio de defectos o en la recuperación de sus funciones. Los implantes dentales se utilizan comúnmente para soportar prótesis fijas o retirables de pacientes en los que se han perdido las raíces naturales del paciente. Por tanto, es esencial proporcionar una base adecuada sobre la cual un dentista pueda reconstruir una dentición. Debido a que más gente quiere sacar ventaja de enfoques más conservadores ofrecidos por la odontología de implantes, por ejemplo utilizando un único implante en vez de cortar dientes adyacentes para soportar un puente de arco corto con la finalidad de sustituir un diente ausente, la odontología de implantes ha ganado cada vez más popularidad.

Es importante que los implantes dentales estén realizados en un material no corrosivo que debe ser compatible con el tejido circundante y que no provoque ninguna reacción inmunológica. Se emplean usualmente para implantes metales seleccionados y/o materiales cerámicos seleccionados. En la técnica anterior, los materiales metálicos que se han utilizado principalmente para la preparación de huesos artificiales o raíces de dientes incluían aleaciones de cobalto-cromo, acero inoxidable, titanio y tántalo. Además, se han empleado recientemente diversos materiales cerámicos que incluye alúmina y materiales que comprenden principalmente carbono.

Los materiales metálicos son excelentes en resistencia mecánica, particularmente en resistencia al impacto, pero carecen de afinidad para con tejido vivo. Cuando se utiliza un implante metálico, se disuelven iones metálicos fuera del implante y estos son tóxicos para las células óseas alrededor del implante. Además, se abstrae la formación de hueso, probablemente debido a la gran conductividad térmica del implante metálico. Entre los materiales metálicos, el titanio, que se pasiva con una delgada capa de óxido de titanio inerte, y el tántalo han demostrado tener una resistencia superior a la corrosión y proporcionar una superficie de crecimiento adecuada para la fijación del hueso formando osteoblastos, que es condición previa para el crecimiento interno de los implantes dentales conocidos en la técnica, y, por tanto, estos metales se han empleado como placas fijas para espadillas de partes fracturadas de huesos e implantes de mandíbulas.

Por otro lado, los materiales cerámicos muestran una buena afinidad para con los huesos. El tejido óseo creciente, en particular, los osteoblastos, puede penetrar en poros finos del material cerámico, llevando a una fuerte fijación. Además, no hay reacciones adversas entre el material cerámico y el tejido. Por otra parte, puesto que son resistentes a la corrosión o la descomposición, los materiales cerámicos tienen una excelente durabilidad. Sin embargo, la mayoría de los materiales cerámicos posee una pobre resistencia al impacto y son difíciles y caros de fabricar.

Un implante dental comprende usualmente una parte de implante, destinada a implantarse en el tejido óseo de la mandíbula o del maxilar, y un poste o pieza de apoyo, que puede transfijarse sobre el cuerpo del implante, de modo que éste se alce por encima del cuerpo del implante con el fin de poder acoger una prótesis dental. Un denominado implante dental de una parte comprende la parte de implante y la parte de apoyo en una pieza, mientras que, por el contrario, un implante dental de dos partes, como implica el nombre, está hecho de dos piezas, y así la parte de implante es separable de la parte de apoyo y está conectada a la parte de apoyo a través de, por ejemplo, un tornillo.

Los implantes dentales de una parte se insertan en una intervención quirúrgica en el hueso y se les permite entonces sujetarse al hueso durante un periodo de tiempo dado, usualmente en el intervalo de 3 a 6 meses. Después de este periodo, típicamente una corona o superestructura se sujeta directamente a la parte del implante dental que sobresale por encima de la encía sin necesidad de una intervención quirúrgica adicional. En contraste con esto, cuando se inserta un implante dental de dos partes en el hueso, la primera parte del implante dental, que no se extiende a través de la encía, se inserta en el hueso en una primera intervención quirúrgica y, después de un periodo de crecimiento interno de típicamente entre 3 y 6 meses, una parte de apoyo que se extiende por encima de la encía se sujeta a la primera parte en una segunda intervención quirúrgica.

Así, el diseño de una parte tiene ciertas ventajas con respecto al diseño de dos partes, que incluyen, entre otras, que no hay necesidad de una segunda intervención quirúrgica. Como consecuencia de esto último, el uso de un diseño de una parte da como resultado frecuentemente menos pérdida de hueso que el uso de un diseño de dos partes y, así, una mejor estética del tejido blando que rodea el implante dental.

El documento EP 1 570 804 A1 describe un implante dental de dos partes que comprende un cuerpo exterior hecho de cerámica o metal y un cuerpo interior hecho de metal o cerámica, a condición de que, cuando el cuerpo exterior esté hecho de metal, el cuerpo interior esté hecho de cerámica y cuando el cuerpo exterior esté hecho de cerámica, el cuerpo interior esté hecho de metal.

El documento WO 2005/044133 describe un implante dental de dos partes, que consiste en un cuerpo de base que comprende una parte roscada y una sección de poste, sobre la cual se asegura una corona. El cuerpo de base está dividido de modo que los elementos de poste que rodean la sección de poste, puedan retirarse del cuerpo de base restante que comprende la parte roscada.

El documento WO 00/32134 describe un implante de dos partes que está diseñado de modo que las áreas destinadas a aposición al hueso presentan una apariencia festoneada, incluyendo patrones convexo y cóncavo para seguir la morfología del hueso de origen natural. Así, los implantes descritos proporcionan posibilidades de sujeción para los huesos y el tejido blando, efectuando con ello una preservación de tejido duro y blando.

El documento WO 03/045368 A1 describe un implante dental de una parte que comprende una parte de anclaje para anclar el implante en el hueso y una parte de montaje para recibir una superestructura protésica. La parte de anclaje y la parte de montaje están configuradas en una pieza de material basado en óxido de circonio. Al menos algunas secciones de la superficie externa de dicha al menos la parte de anclaje son tratadas previamente utilizando un método de retirada sustractiva o son provistas de un revestimiento que soporta la osificación.

El documento WO 2004/096075 A1 describe un implante dental de una parte que comprende un cuerpo de base con una sección roscada y una espiga para montar una corona dental, en donde la base del cuerpo es de una pieza. Además, este cuerpo de base de una pieza está hecho al menos ampliamente de óxido de circonio o una mezcla de óxido de circonio y óxido de aluminio.

Actualmente, hay diferentes técnicas disponibles para producir implantes dentales realizados en materiales cerámicos, que incluyen, por ejemplo, formar un cuerpo cerámico, por ejemplo mediante moldeo por inyección o isoprensado, o amolado de una pieza en bruto de cerámica densamente sinterizada, por ejemplo, una pieza en bruto de cerámica obtenida por prensado isostático en caliente (HIP).

Se conocen en la técnica anterior un gran número de métodos que permiten la producción de implantes de titanio o partes de los mismos y que incluyen, sin limitación, fundición, fundición a la cera perdida y torneado.

El moldeo por inyección tiene las ventajas de que es posible una producción en serie y de que son posibles casi todos los diseños de un implante dental. Sin embargo, el diseño de un molde de inyección prototipo es difícil y/o caro y, por tanto, la variabilidad de este método, es decir, el número de diferentes diseños de implante que pueden producirse económicamente es bastante bajo. En la mayoría de los casos, es necesario un proceso de producción posterior que requiere que el material no esté sinterizado densamente en esta etapa, lo que pueda llevar a defectos del material y así a una alta tasa de rechazos.

El amolado de una pieza en bruto cilíndrica HIP densamente sinterizada tiene la ventaja de que es muy preciso debido a la técnica CAD/CAM y, así, es posible una alta variabilidad en el diseño de la parte roscada. Puesto que el material ya está densamente sinterizado, la tasa de rechazos es muy baja. Sin embargo, es un método caro y, debido a la dureza del material, no es posible amolar un cuerpo de implante tal como es necesario para diseñar, por ejemplo, una conexión interna cónica. Además, el amolado del material puede llevar a las denominadas microgrietas (fisuras), que podrían tener influencia sobre la calidad y estabilidad del implante.

Los diseños del implante dental de una parte conocidos por la técnica anterior adolecen, entre otros, del inconveniente de que no son adecuadas para cargarse inmediatamente después de la implantación. Esto significa que es necesario un crecimiento interno no perturbado del implante en el hueso antes de que puede sujetarse una corona o superestructura. En el caso de implantes dentales de una parte no es posible cerrar el tejido sobre el implante y, en consecuencia, una parte del implante sobresaldrá a través de la encía. Para permitir el crecimiento interno no perturbado del tejido óseo en el implante, es importante, por tanto, que el paciente se abstenga de perturbar mecánicamente el implante tocando, por ejemplo, la parte sobresaliente del implante. En consecuencia, el cumplimiento de un individuo con las instrucciones del dentista de no perturbar el implante es crucial para el éxito del procedimiento de implante. Sin embargo, frecuentemente es difícil mantener el cumplimiento del paciente durante un periodo de hasta seis meses. Así, hay una necesidad de un implante dental de una parte adecuado para una carga inmediata del implante con una corona o superestructura directamente después de la implantación, es decir, un implante que no requiera un periodo tan largo de crecimiento interno no perturbado.

## Sumario de la invención

- 5 En una forma de realización, la presente invención se refiere a un implante dental hecho de cerámica biocompatible y/o titanio que tiene una parte roscada exterior 1; una parte transgingival 2 y una cabeza protésica 3, en donde el diseño de la parte roscada 1 permite la carga inmediata del implante dental, en donde el perfil de rosca de dicha parte roscada exterior 1 comprende un flanco apical y un flanco distal, en donde un ángulo agudo  $\beta$  entre el flanco apical y el eje longitudinal es menor que un ángulo agudo  $\gamma$  entre el flanco apical y el eje longitudinal, y en donde dicho ángulo agudo  $\beta$  está entre 5 y 20 grados y dicho ángulo agudo  $\gamma$  está entre 40 y 70 grados.
- 10 En otra forma de realización, la presente invención concierne a un implante dental de dos partes hecho de cerámica biocompatible y/o titanio que comprende un implante dental según la presente invención y una corona o superestructura.

## Descripción de las formas de realización preferidas de la invención

- 15 Antes de que se describa la presente invención con más detalle a continuación, debe entenderse que esta invención no está limitada a la metodología, protocolos y reactivos particulares descritos en la presente memoria, ya que estos pueden variar. Debe entenderse también que la terminología aquí utilizada es para la finalidad de describir formas de realización particulares solamente y no está destinada a limitar el alcance de la presente invención, que estará limitado sólo por las reivindicaciones adjuntas. A menos que se defina de otra manera, todos los términos técnicos y científicos utilizados en la presente memoria tienen los mismos significados entendidos comúnmente por un experto ordinario en la materia.

- 20 En toda esta memoria y en las reivindicaciones que siguen, a menos que el contexto requiera otra cosa, la palabra "comprender" y variaciones tales como "comprende" y "que comprende" se entenderá que implican la inclusión de un número entero o paso señalado o de un grupo de números enteros o etapas señaladas, pero no la exclusión de cualquier otro número entero o etapa u otro grupo de números enteros o etapas. En los siguientes pasajes se definen diferentes aspectos de la invención con más detalle. Cada aspecto así definido puede combinarse con cualquier otro aspecto o aspectos, a menos que se indique claramente lo contrario. En particular, cualquier característica indicada como preferida o ventajosa puede combinarse con cualquier otra característica o características indicadas como preferidas o ventajosas.

- 25 Se citan varios documentos en todo el texto de esta memoria. Nada de esto debe interpretarse como una admisión de que la invención no tiene derecho a anteceder a tal descripción en virtud de la invención anterior.

- 30 Como se resalta anteriormente, hay necesidad en la técnica anterior de proporcionar un implante dental de una parte adecuado para ser cargado inmediatamente después de la implantación. Esto reducirá la necesidad de cumplimiento del paciente y, así, aumentará la tasa de éxito de la implantación.

- 35 En un primer aspecto, la presente invención proporciona un implante dental hecho de cerámica biocompatible y/o titanio que tiene una parte roscada exterior 1, una parte transgingival 2 y una cabeza protésica 3, en donde el diseño de la parte roscada 1 permite la carga inmediata de dicho implante dental, en donde el perfil de rosca de dicha parte roscada exterior 1 comprende un flanco apical y un flanco distal, en donde un ángulo agudo  $\beta$  entre el flanco apical y el eje longitudinal es menor que un ángulo agudo  $\gamma$  entre el flanco distal y el eje longitudinal, y en donde dicho ángulo agudo  $\beta$  está entre 5 y 20 grados y dicho ángulo agudo  $\gamma$  está entre 40 y 70 grados.

- 40 La expresión "carga inmediata", como se utiliza en la presente memoria, se refiere a un implante dental según la presente invención que, inmediatamente, por ejemplo dentro de un periodo de 0 a 96 horas, es decir, 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90 o 96 h después de la implantación del implante dental, está preparado para recibir, por ejemplo, una corona o superestructura. Los implantes de una parte de la técnica anterior se insertan en el hueso de la mandíbula y se les permite que se sujeten al hueso durante al menos 3 a 6 meses antes de la fijación de una corona o superestructura. El implante de la presente invención está preparado para recibir, por ejemplo, una corona o superestructura si la fijación de la corona o superestructura al implante no da como resultado un aflojamiento del implante dentro de un periodo de 1 semana a 6 meses después de la implantación, preferiblemente de 1 mes a 6 meses y, más preferiblemente, de 3 meses a 6 meses después de la implantación. Sistemas de ensayo adecuados para evaluar si un implante dental tiene las propiedades de "carga inmediata" especificadas son conocidas en la técnica anterior y comprenden, sin limitación, estudios en animales de modelos de animales adecuados, preferiblemente en cerdos y perros, en los que los implantes dentales de la presente invención se insertan en el hueso de la mandíbula del animal y una corona se sujeta inmediatamente, es decir, dentro del periodo indicado de 0 a 96 horas, y la estabilidad del implante es evaluada después de los periodos indicados, es decir, 1 semana a 6 meses, determinando la fuerza necesaria para retirar el implante. La estabilidad se compara con un implante al que no se ha sujetado inmediatamente una corona, pero al que se ha sujetado una corona después del periodo de 3 a 6 meses conocido en la técnica. Así, en caso de que la comparación se lleve a cabo de 3 a 6 meses después de la inserción del implante, puede sujetarse una corona a los implantes de la técnica anterior. El implante de la presente invención se considera que es estable en el hueso de la mandíbula, es decir, no

tiene que aflojarse, si la fuerza necesaria para desatornillar y/o retirar el implante de la presente invención en comparación con un implante de la técnica anterior es al menos 50%, preferiblemente 60%, más preferiblemente 70%, más preferiblemente 80%, más preferiblemente 90% y muy preferiblemente 100% o más de la fuerza necesaria para desatornillar y/o retirar el implante de la técnica anterior.

5 En una forma de realización preferida del implante dental según la presente invención, la parte roscada puede tener cualquier forma conocida en la técnica. La rosca es a derechas o a izquierdas y puede tener una amplia variedad de pasos. Preferiblemente, el filete de rosca tiene un paso ( $\alpha$ ) de entre 6 y 18 grados, por ejemplo 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17 o 18 grados, preferiblemente de entre 8 y 15 grados y, más preferiblemente, de alrededor de 12  
10 grados. Como es evidente por la figura 3, el paso del filete de rosca se determina como la proyección de la rosca sobre la sección transversal del tornillo.

15 En otra forma de realización preferida de la parte roscada 1 según la presente invención la distancia entre una vuelta de la rosca y la siguiente rosca es preferiblemente de entre 1 y 2 mm, más preferiblemente de entre 1,2 y 1,8 mm, más preferiblemente de entre 1,4 y 1,6 mm y, muy preferiblemente, de alrededor de 1,5 mm.

20 En otra forma de realización preferida de la parte roscada 1 según la presente invención hay una diferencia entre la perforación de núcleo (el "diámetro interior i") y el borde de cada vuelta de la rosca (el "diámetro exterior o"), en donde dicha diferencia es preferiblemente de entre 0,1 y 3,0 mm, preferiblemente 0,5 a 1,5 mm y más preferiblemente alrededor de 1 mm. Esta diferencia se denomina también la "profundidad de la rosca". La respectiva diferencia depende en parte del respectivo diámetro exterior o. Se prefiere que el diámetro interior i sea de 10 a 20% más pequeño que el diámetro exterior o.

25 En una forma de realización preferida del perfil de rosca de dicha parte exterior roscada 1, el flanco distal contacta inmediatamente con el flanco apical, es decir, sin una sección intermedia que sea, por ejemplo, paralela al eje longitudinal. El punto de contacto entre los flancos distal y apical puede estar redondeado. Preferiblemente, las caras de los flancos apical y/o distal son esencialmente planas, preferiblemente planas, sobre toda la longitud del flanco, es decir, al menos sobre una longitud de 80%, 85%, 90%, 91%, 92%, 93%, 94%, 95%, 96%, 97% o 98% de toda la longitud del flanco. La longitud del flanco es la longitud de la superficie del flanco entre los puntos en los que el  
30 flanco alcanza el diámetro interior y exterior, respectivamente. De preferencia, los flancos comprenden una pequeña sección en cada extremo, es decir, en el punto de conexión con el siguiente flanco, que no es plano, sino que está redondeado. La longitud de esta sección varía preferiblemente entre 1% y 15%, por ejemplo 1%, 2%, 3%, 4%, 5%, 6%, 7%, 8%, 9%, 10%, 11%, 12%, 13%, 14%, 15% de toda la longitud de un flanco dado.

35 El flanco apical tiene un ángulo agudo  $\beta$  con respecto al eje longitudinal de entre 5 y 20 grados, por ejemplo 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19 o 20 grados, preferiblemente de entre 8 y 15 grados y, más preferiblemente, de alrededor de 10 grados. Además, el flanco distal tiene un ángulo agudo  $\gamma$  con respecto al eje longitudinal de entre 40 y 70 grados, por ejemplo, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69 o 70 grados, preferiblemente de entre 45 y 55 grados y, más  
40 preferiblemente, de alrededor de 50 grados. Así, se observa una especie de estribo de bóveda en el hueso.

45 Se prefiere que la parte roscada 1 tenga los mismos parámetros de rosca, por ejemplo el paso del filete de rosca, la profundidad de la rosca y el perfil de rosca (ángulo  $\beta$  y ángulo  $\gamma$ , longitud de la sección plana, forma de los puntos de contacto de los flancos apical y distal) sobre toda la longitud. En consecuencia, se prefiere que el implante dental comprenda sólo un tipo de rosca.

50 En una forma de realización preferida, el pico apical de la parte roscada está formado de preferencia cónicamente coincidiendo preferiblemente con un fondo romo. El cono en el pico apical tiene preferiblemente un radio de entre 1,5 y 2,5 mm, por ejemplo 1,1, 1,2, 1,3, 1,4, 1,5, 1,6, 1,7, 1,8, 1,9, 2,0, 2,1, 2,2, 2,3, 2,4 o 2,5, preferiblemente 2,0 mm.

55 En una forma de realización preferida del implante dental según la presente invención, al menos una parte del área superficial de dicha parte roscada exterior 1 tiene una microrrugosidad de entre 2 micras y 50 micras, por ejemplo 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49 o 50, preferencialmente entre 4 micras y 20 micras, para facilitar el crecimiento interior de osteoblastos y la sujeción estable de tejido óseo al implante. Es bien conocida en la técnica la manera de medir la rugosidad de la superficie, por ejemplo con un perfilómetro alphastep 250. La microrrugosidad proporciona una excelente superficie de contacto para osteoblastos, que se sujetan al implante dental y permiten una "osteointegración" más rápida, lo que es un requisito previo para una adherencia permanente del implante a la superficie ósea de contacto. Por tanto, una microrrugosidad adecuada de la superficie del implante puede contribuir  
60 al enclavamiento mecánico entre el hueso y el implante. Preferiblemente, el área superficial que tiene la microrrugosidad antes indicada cubre al menos 20%, más preferiblemente al menos 30%, más preferiblemente al menos 40%, más preferiblemente al menos 50%, más preferiblemente al menos 60%, más preferiblemente al menos 70%, más preferiblemente al menos 80%, más preferiblemente al menos 90% del área de superficie de la parte roscada exterior 1.

65 La rugosidad de superficie requerida puede conseguirse por una variedad de métodos conocidos en la técnica,

- 5 incluyendo, sin limitación, chorreado explosiones con óxido de aluminio después de que se haya sinterizado un implante de cerámica o de titanio, o bien la rugosidad puede conseguirse a través del diseño del molde utilizado para formar el cuerpo crudo de cerámica durante el moldeo por inyección o isoprensado, o la rugosidad puede conseguirse a través del revestimiento con un material biocompatible, por ejemplo cerámica o cualquier biomaterial que pudiera ser adecuado para conseguir un mejor contacto de implante a hueso o por manipulación de la superficie a través de una técnica láser. Para el titanio es posible utilizar técnicas que incluyen, sin limitación grabado (químico y/o eléctrico), chorreado y revestimiento. Para obtener la rugosidad de superficie deseada es posible combinar dos o más de los métodos anteriormente esbozados.
- 10 En otra forma de realización del implante dental según la presente invención, la parte roscada exterior 1 tiene un diámetro y una longitud adecuados para insertarse en el hueso mandibular o maxilar. Idealmente, todas las raíces de los dientes se han retirado antes de perforar el agujero en el que se coloca el implante dental. Sin embargo, es posible también taladrar un agujero en un hueso que comprenda todavía la totalidad o partes de una raíz natural. Se proporciona una parte roscada exterior 1 que sirve para la finalidad de la estabilización mecánica del implante dental en el hueso.
- 15 En una forma de realización preferida del implante dental según la presente invención, la parte roscada exterior 1 tiene una longitud de entre 2 y 20 mm, por ejemplo 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19 o 20 mm, preferiblemente entre 8 y 15 mm.
- 20 El diámetro exterior de la parte roscada 1 está preferiblemente entre 1,5 y 7 mm, por ejemplo 1,5, 2, 3, 4, 5, 6 o 7 mm, más preferiblemente entre 2 y 6 mm, muy preferiblemente entre 2,5 y 5,5 mm.
- 25 Se prefiere particularmente que la parte roscada 1 según la invención tenga una longitud de entre 2 y 20 mm y un diámetro exterior de entre 1 y 7 mm. A una longitud de entre 8 y 15 mm, se prefiere particularmente un diámetro exterior de entre 2,5 y 5,5 mm.
- 30 En la mayoría de las formas de realización, la parte roscada exterior 1 no se extenderá sobre toda la longitud de la parte del implante dental insertada en el hueso. Estas roscas están presentes preferiblemente sobre las secciones cilíndricas del implante dental de la presente invención, mientras que una punta, que podría sujetarse en el extremo apical del implante dental, no comprenderá preferiblemente roscas. Una punta de este tipo puede tener cualquier forma en tanto su diámetro no se extienda sobre el diámetro de la parte roscada exterior 1 a la que está sujeta, es decir, el diámetro exterior de la parte roscada exterior 1. Preferiblemente, el diámetro de la punta no se extiende más allá del diámetro interior de la parte roscada exterior 1. La punta tiene preferiblemente una forma redonda, apuntada o roma. Como no se requiere siempre que la parte completa del implante roscado insertada en el hueso esté roscada, el implante dental en algunas formas de realización comprende partes adicionales insertadas en el hueso que no están roscadas. Estas una o más partes adicionales están localizadas preferiblemente hacia el extremo apical del implante dental y/o hacia la región de contacto, preferiblemente hacia la parte transgingival 2. Preferiblemente, cualquier parte adicional que no esté roscada y se inserte en el hueso está provista también de una superficie rugosa según se define anteriormente.
- 35 40 En otra forma de realización preferida según la presente invención, la parte transgingival 2 está conectada a la parte roscada exterior 1 a través de una unión cónica 4 que no se extiende preferiblemente dentro del hueso.
- 45 En una forma de realización preferida según la presente invención, la unión cónica 4 tiene preferiblemente un ángulo hacia la cabeza protésica 3 de entre 1 y 7 grados, por ejemplo 1, 2, 3, 4, 5, 6 o 7 grados, preferiblemente de entre 2 y 5 grados.
- 50 En otra forma de realización preferida según la presente invención, la unión cónica 4 tiene preferiblemente una longitud de entre 0,3 y 3 mm, por ejemplo 0,3, 1, 2, o 3 mm, preferiblemente de entre 0,5 y 1,5 mm, más preferiblemente de alrededor de 1 mm.
- 55 En una forma de realización preferida según la presente invención, la parte transgingival 2 comprende una parte central 5 y una unión cónica 6 hacia la cabeza protésica 3.
- 60 En otra forma de realización preferida según la presente invención, la parte central 5 tiene una forma cilíndrica.
- 65 En una forma de realización preferida según la presente invención, la parte transgingival 2 tiene una longitud de entre 1 y 3 mm, por ejemplo 1, 2 o 3 mm, preferiblemente de entre 1,5 y 2,5 mm.
- En una forma de realización preferida del implante dental según la presente invención, la parte transgingival 2 tiene preferiblemente un diámetro de entre 2 y 9 mm, en donde la diferencia de diámetro entre el diámetro exterior de la parte roscada 1 está preferiblemente en el intervalo de 0,1 a 2 mm, más preferiblemente de 0,3 a 1,0 mm. En una realización, el diámetro de la parte transgingival 2 puede cambiar sobre la longitud de la parte transgingival 2 para formar, por ejemplo, una unión cónica hacia la cabeza protésica 3.

En una forma de realización del implante dental según la presente invención, un área superficial de dicha parte transgingival 2 tiene una microrrugosidad de menos de 2 micras, más preferiblemente de menos de 1 micra. Preferiblemente, esta área superficial cubre al menos 80%, 85%, 90% o 95% de la parte transgingival.

5 En una forma de realización preferida según la presente invención, la cabeza protésica 3 proporciona una base para una corona o superestructura. El término "base", como se utiliza aquí, se refiere a un diseño adecuado para utilizarlo en la fijación de una corona o superestructura.

10 En una forma de realización del implante dental según la presente invención, la cabeza protésica tiene una anchura o una longitud adecuada para evitar una etapa de postprocesamiento. La mayoría de los implantes de la técnica anterior tienen una cabeza protésica voluminosa que tiene que procesarse adicionalmente después de la implantación para permitir la sujeción de, por ejemplo, la corona o superestructura. Las etapas de postprocesamiento, por ejemplo amolado de la cabeza protésica, van acompañadas frecuentemente de un deterioro de la cabeza protésica y, por tanto, el evitar esta etapa proporciona una ventaja adicional a los implantes dentales de 15 la presente invención. Aunque los dientes entre dos pacientes no varían mucho en su longitud, hay una gran variación lateralmente entre dientes similares de dos personas. Así, una etapa de postprocesamiento es siempre necesaria en casos en los que el implante dental tenga una anchura que, dado el respectivo espacio lateral disponible, no permitirá la sujeción de, por ejemplo, una corona o superestructura. No son necesarios pasos de postprocesamiento cuando la anchura de la cabeza protésica se selecciona de tal manera que sea apropiada para el respectivo espacio dental a cerrar. Así, en una realización preferida, la anchura de la cabeza protésica 3 está dentro del intervalo de 2,0 a 11,0 mm, más preferiblemente en el intervalo de 2,5 a 8,0 mm, aún más preferiblemente en el intervalo de 3,0 a 7,0 mm y, muy preferiblemente, en el intervalo de alrededor de 3,5 a alrededor de 5,8 mm.

25 En otra forma de realización preferida, la presente invención proporciona un conjunto de implantes dentales que varían en la anchura de la cabeza protésica. El dentista será capaz entonces de seleccionar un implante dental con una anchura adecuada para sujetar, por ejemplo, una corona o superestructura, con un tamaño adecuado para llenar el hueco. Tal conjunto de implantes dentales comprende al menos dos implantes dentales con cabezas protésicas de diferente anchura. Preferiblemente, las dos anchuras están dentro de los intervalos anteriores y los intervalos preferidos. Un conjunto preferido particular comprende 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 30 19 o 20 implantes dentales, cada uno con una cabeza protésica 3 de diferentes diámetros, preferiblemente distribuidos por igual en el intervalo de 2,0 a 11,0 mm, más preferiblemente en el intervalo de 2,5 a 8,0 mm, aún más preferiblemente en el intervalo de 3,0 a 7,0 mm y muy preferiblemente en el intervalo de alrededor de 3,5 a alrededor de 5,8 mm.

35 En otra forma de realización preferida, un conjunto de implantes dentales comprenderá al menos dos, preferiblemente 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 o más implantes dentales, en donde las partes roscadas 1 tienen diferentes anchuras y/o longitudes, preferiblemente con una diferencia de 0,1 a 0,5 mm en anchura. Las anchuras se seleccionarán sobre la base del tamaño de la respectiva mandíbula y la posición dentro de ésta. Preferiblemente, la anchura de las partes roscadas 1 del conjunto variará entre 2 y 6 mm, muy preferiblemente entre 2,5 y 5,5, mientras que, al mismo tiempo, la anchura de la cabeza protésica 3 es preferiblemente la misma para todos los implantes dentro de un conjunto. Así, en una forma de realización preferida, un conjunto de este tipo puede comprender implantes dentales con partes roscadas 1 de las siguientes anchuras: 2,5, 2,7, 2,9, 3,1, 3,3, 3,5, 3,7, 3,9, 4,1, 4,3, 4,5, 4,7, 4,9, 5,1, 5,3 y 5,5. Preferiblemente, la anchura de la cabeza protésica, que será idéntica para todos los implantes dentales de una serie, estará dentro del intervalo de alrededor de 3,5 a alrededor de 5,8 mm. Es aún más 45 preferido que la longitud de la cabeza protésica y/o cualquier ángulo que pudiera tener sean también idénticos para todos los implantes de un conjunto. Así, en una forma de realización preferida particular, se proporciona un conjunto de implantes dentales que tienen diversas longitudes y anchuras de la parte roscada 1 y una cabeza protésica idéntica 3 para todos los implantes. Esto permitirá que el mecánico dental o el técnico dental utilicen herramientas idénticas, por ejemplo cápsulas y modelos de laboratorio, para la producción posterior de todas las coronas y 50 superestructuras.

En otra forma de realización del implante dental según la presente invención, la cabeza protésica 3 tiene una longitud de entre 2,5 y 5 mm, por ejemplo 2,5, 2,6, 2,7, 2,8, 2,9, 3,0, 3,1, 3,2, 3,3, 3,4, 3,5, 3,6, 3,7, 3,8, 3,9, 4,0, 4,1, 4,2, 4,3, 4,4, 4,5, 4,6, 4,7, 4,8, 4,9 o 5,0, preferiblemente de entre 3 y 4,5 mm, más preferiblemente 4 mm. El uso de 55 una longitud de aproximadamente 4 mm hace que no sean necesarios pasos de postprocesamiento. Por tanto, no hay ninguna necesidad de amolar la cabeza protésica 3 después de la implantación, lo que podría llevar potencialmente a daños de la cabeza protésica 3.

En otra forma de realización preferida, la cabeza protésica 3 es de forma cónica. En esta realización, tiene las anchuras preferidas indicadas anteriormente en su base y se estrecha hacia la parte superior. El estrechamiento es preferiblemente con un ángulo de entre 1° y 15°, por ejemplo 1°, 2°, 3°, 4°, 5°, 6°, 7°, 8°, 9°, 10°, 11°, 12°, 13°, 14° o 15°. Este estrechamiento facilita la sujeción de las coronas o superestructuras y/o la exploración de la cabeza protésica una vez se ha insertado el implante dental de la presente invención en el mandibular. Tal exploración puede utilizarse entonces, por ejemplo, para fabricar la corona o superestructura a sujetar a la cabeza protésica, por 60 ejemplo por dispositivos CAD/CAM o por un técnico dental, de tal manera que, por un lado, se adapte exactamente a la cabeza protésica sobresaliente 3 y, por otro lado, se posicione correctamente con respecto a los dientes

circundantes.

En otra forma de realización preferida según la presente invención, la cabeza protésica 3 comprende una parte supragingival 7 y unos medios de fijación 8.

En una forma de realización preferida según la presente invención, la parte supragingival 7 tiene la mitad de la longitud total de la cabeza protésica 3.

En otra forma de realización preferida según la presente invención, los medios de fijación 8 son adecuados para utilizarse en la inserción del implante dental en los huesos.

Los medios de fijación 8 pueden tener cualquier forma que, si se la pone en contacto con una parte correspondientes en el dispositivo de inserción, impida la rotación del dispositivo de inserción con relación al implante dental a lo largo del eje longitudinal del implante dental. Los medios de fijación 8 tienen preferiblemente la forma de un saliente multicara 10 o una indentación multicara 11 localizados en la parte superior de la cabeza protésica 3, preferiblemente un saliente multicara 10 localizado en la parte superior de la cabeza protésica 3, muy preferiblemente un saliente multicara 10 localizado en la parte central de la parte superior de la cabeza protésica 3. Además, los medios de fijación proporcionan un medio para sujetar una herramienta al implante dental para la inserción, por ejemplo atornillando, del implante dental en el hueso.

En una forma de realización preferida del implante dental según la presente invención, dichos medios de fijación tienen forma poligonal 9, y preferiblemente dicha forma poligonal 9 tiene n caras, en donde "n" puede ser cualquier número entero, preferiblemente entre 1 y 50, por ejemplo 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49 o 50; preferiblemente dicha forma poligonal tiene 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 o 10 caras, más preferiblemente 4, 5 o 6 caras.

En una forma de realización preferida, en la que los medios de fijación 8 son un saliente multicara, la longitud de los medios de fijación con respecto a la longitud de la cabeza protésica está preferiblemente entre 30 y 70% de la longitud de la cabeza protésica, más preferiblemente entre 40% y 60%. Como se expone anteriormente, en una realización preferida, la anchura, la longitud y/o el ángulo de la cabeza protésica 3 son idénticos para todos los implantes dentro de un conjunto de implantes dentales que tienen partes roscadas 1 de tamaños diferentes. Se prefiere además que dentro de tal conjunto de implantes los medios de fijación, en particular el saliente multicara, tengan el mismo número de caras y, más preferiblemente, el mismo tamaño y forma, lo que permitirá el uso de una herramienta de inserción para todos los implantes dentales de un conjunto de implantes dentales.

En una forma de realización del implante dental según la presente invención, el implante dental está hecho de titanio, preferiblemente titanio puro con una pureza de 99,2%, por ejemplo de grado 1 a 4, o de aleaciones de titanio, por ejemplo de grado 5 o más, comprendiendo uno o más de los siguientes elementos Al, Cr, Mo, Sn, Mn, V, Fe, Cu y S en concentración conocida en la técnica.

En otra forma de realización del implante dental según la presente invención, el implante dental está hecho de cerámica biocompatible.

En una forma de realización adicional del implante dental según la presente invención, el implante dental está hecho de titanio y cerámica biocompatible. Preferiblemente, la parte roscada 1 del implante dental está hecho de un material, mientras que la parte transgingival 2 y la cabeza protésica 3 están realizadas en otro material. Más preferiblemente, la parte roscada 1 del implante dental está realizada en cerámica biocompatible, mientras que la parte transgingival 2 y la cabeza protésica 3 están realizadas en titanio. Muy preferiblemente, la parte roscada 1 del implante dental está realizada en titanio y la parte transgingival 2 y la cabeza protésica 3 están realizadas en cerámica biocompatible.

Si el implante dental está realizado parcial o completamente en titanio o una aleación de titanio, se prefiere que todas las superficies en contacto con tejido, hueso y la cavidad oral sean pasivadas al menos por la aplicación de una capa de óxido de titanio. Tal pasivación puede conseguirse y dirigirse de diversas maneras, incluyendo la pasivación electroquímica o la exposición a concentraciones de oxígeno incrementadas.

En una forma de realización preferida, en el caso de un implante dental según la presente invención hecho de cerámica biocompatibles y titanio, ambos materiales se conectan uno a otro por medio de roscas y/o cementando las dos o más partes una con otra. Se conocen adhesivos adecuados en la técnica de la odontología que comprenden, sin limitación, cementos de fosfato de zinc, cementos de carboxilato, cementos de ionómero con vidrio, cementos híbridos, cementos compuestos, adhesivos de cianacrilato y adhesivos de poliácilato.

En una forma de realización preferida del implante dental según la presente invención, la cerámica biocompatible comprende un material de cerámica seleccionado del grupo que comprende óxido de circonio, óxido de aluminio, óxido de itrio, óxido de hafnio, óxido de silicio, óxido de magnesio, óxido de cerio y otros óxidos metálicos. Los materiales de cerámica puros o mixtos pueden tener diversas formas del cristal, incluyendo, por ejemplo, trigonal,

hexagonal, etc., tal como éstas pueden encontrarse, por ejemplo, en el rubí y el zafiro. Preferiblemente, el material cerámico consiste en óxido de circonio, óxido de hafnio, óxido de itrio, óxido de aluminio y otros óxidos metálicos.

5 En una forma de realización preferida, 90 a 99,99% de la composición cerámica consiste en óxido de circonio, óxido de itrio y óxido de hafnio y 0,01% a 10% de la composición cerámica consiste en óxido de aluminio y otros óxidos metálicos; preferiblemente 95 a 99,99% de la composición cerámica consiste en óxido de circonio, óxido de itrio y óxido de hafnio y 0,01 a 5% de la composición cerámica consiste en óxido de aluminio y otros óxidos metálicos; más preferiblemente 98 a 99,99% de la composición cerámica consiste en óxido de circonio, óxido de itrio y óxido de hafnio y 0,01 a 2% de la composición cerámica consiste en óxido de aluminio y otros óxidos metálicos; más  
10 preferiblemente 99 a 99,99% de la composición cerámica comprende óxido de circonio, óxido de itrio y óxido de hafnio y 0,01 a 1% consiste en óxido de aluminio y otros óxidos metálicos; por ejemplo, 99,72% de la composición cerámica estará compuesta de óxido de circonio, óxido de itrio y óxido de hafnio.

15 En una forma de realización preferida, la composición cerámica comprende 88 a 95% en peso de óxido de circonio, 3 a 7% en peso de óxido de itrio, 1 a 4% en peso de óxido de hafnio, 0,1 a 1% en peso de óxido de aluminio y 0,01 a 0,5% de otros óxidos metálicos; preferiblemente, la composición cerámica comprende 90 a 94% en peso de óxido de circonio, 4 a 6% en peso de óxido de itrio, 1,5 a 2,5% en peso de óxido de hafnio, 0,2 a 0,5% en peso de óxido de aluminio y 0,02% a 0,2 de otros óxidos metálicos; más preferiblemente, la composición cerámica comprende 92 a  
20 93% en peso de óxido de circonio, 5 a 6% en peso de óxido de itrio, 2 a 3% en peso de óxido de hafnio, 0,2 a 0,3% en peso de óxido de aluminio y 0,02 a 0,05% de otros óxidos metálicos; por ejemplo, 92,61% en peso de óxido de circonio, 5,08% en peso de óxido de itrio, 2,03% en peso de óxido de hafnio, 0,254% en peso de óxido de aluminio y 0,036% de otros óxidos metálicos.

25 En una forma de realización del implante dental hecho de cerámica biocompatible y titanio según la presente invención, la parte roscada realizada en cerámica biocompatible 1 o titanio y la parte transgingival 2 y la cabeza protésica 3 realizadas en cerámica biocompatible 3 o titanio están conectadas una a otra con un adhesivo.

30 En una forma de realización preferida, la parte roscada y la parte transgingival 2 y la cabeza protésica 3 del implante dental según la presente invención se adhieren una a otra por cualquier adhesivo (también denominado cemento). Se conocen en la técnica de la odontología un gran número de adhesivos adecuados para conectar dos partes de, por ejemplo, un implante. Preferiblemente, el adhesivo se selecciona dentro del grupo de adhesivos que comprende: cementos de fosfato de zinc, cementos de carboxilato, cementos de ionómero con vidrio, cementos híbridos, cementos compuestos, adhesivos de cianacrilato y adhesivos de poliacrilato.

35 En otra forma de realización del implante dental según la presente invención, dicha cabeza protésica 3 comprende además una corona o superestructura de una pieza, mientras que la corona o superestructura se ha sinterizado junto con el apoyo para formar una pieza.

40 En un aspecto adicional de la presente invención, el objeto de la misma se resuelve proporcionando un implante dental de dos partes hecho de cerámica biocompatible y/o titanio, que comprende un implante dental según la presente invención y una corona o superestructura.

45 El implante dental según la presente invención se atornilla y/o cementa en el hueso mandibular o maxilar de un paciente.

### Breve descripción de los dibujos

50 La figura 1 muestra un implante dental de una parte que comprende una parte roscada exterior 1, una parte transgingival 2 y una cabeza protésica 3, comprendiendo dicha cabeza protésica unos medios de fijación 8 en forma de una indentación multicara 11.

55 La figura 2 muestra un implante dental de una parte que comprende una parte roscada exterior 1, una parte transgingival 2 y una cabeza protésica 3, en donde una unión cónica 4 conecta la parte roscada exterior 1 a la parte central 5 de la parte transgingival 2 y en donde una unión cónica adicional 6 conecta la parte central 5 a la parte protésica 3. Además, dicha cabeza protésica 3 comprende una parte supragingival 7 y unos medios de seguridad 8 en forma de un saliente multicara 10.

60 La figura 3 muestra una sección de la parte roscada en una realización preferida de la invención, en donde el vástago se estrecha hacia el extremo apical. El ángulo  $\alpha$  representa el paso de la parte roscada, a es la longitud apical del vástago y b es la longitud distal del vástago.

### Listado de números de referencia

65 1 parte roscada exterior

2 parte transgingival

- 3 cabeza protésica
- 5 4 unión cónica [entre la parte roscada 1 y la parte central 5]
- 5 parte central
- 6 unión cónica [entre la parte central 5 y la cabeza protésica 3]
- 10 7 parte supragingival
- 8 medios de fijación
- 15 9 forma poligonal
- 10 saliente multicara de los medios de fijación
- 11 indentación multicara de medios de fijación

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Implante dental realizado en cerámica biocompatible y/o titanio, que tiene una parte roscada exterior (1), una parte transgingival (2) y una cabeza protésica (3), en el que el diseño de dicha parte roscada (1) permite una carga inmediata de dicho implante dental, comprendiendo el perfil de rosca de dicha parte roscada exterior (1) un flanco apical y un flanco distal y siendo un ángulo agudo ( $\beta$ ) entre el flanco apical y el eje longitudinal más pequeño que un ángulo agudo ( $\gamma$ ) entre el flanco distal y el eje longitudinal, y estando dicho ángulo agudo ( $\beta$ ) comprendido entre 5 y 20 grados y dicho ángulo agudo ( $\gamma$ ) entre 40 y 70 grados.
- 10 2. Implante dental según la reivindicación 1, en el que dicha parte roscada exterior (1) tiene un filete de rosca con un paso de entre 6 y 18 grados.
- 15 3. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, en el que al menos una parte del área superficial de dicha parte roscada exterior (1) tiene una microrrugosidad de entre 2 micras y 50 micras.
- 20 4. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que dicha parte roscada exterior (1) tiene un diámetro y una longitud adecuados para insertarla en el hueso mandibular o maxilar.
- 5 5. Implante dental según la reivindicación 4, en el que dicha parte roscada exterior (1) tiene una longitud de entre 5 y 20 mm.
- 25 6. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la parte roscada (1) está conectada a la parte transgingival (2) a través de una unión cónica (4).
- 30 7. Implante dental según la reivindicación 6, en el que la unión cónica (4) tiene un ángulo hacia la cabeza protésica (3) de entre 1 y 7 grados.
- 35 8. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que la parte transgingival comprende una parte central (5) y una unión cónica (6) hacia la cabeza protésica.
- 40 9. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que la parte transgingival tiene una longitud de entre 1 y 3 mm.
- 45 10. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que dicha cabeza protésica (3) proporciona una base para una corona o superestructura.
- 50 11. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que dicha cabeza protésica (3) tiene una anchura adecuada para evitar una etapa de postprocesamiento.
- 55 12. Implante dental según la reivindicación 11, en el que dicha cabeza protésica (3) tiene una longitud de entre 2,5 y 5 mm.
- 60 13. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en el que dicha cabeza protésica comprende una parte supragingival (7) y unos medios de fijación (8).
- 65 14. Implante dental según la reivindicación 13, en el que dicha parte supragingival (7) tiene un diámetro de entre 1 y 5 mm.
15. Implante dental según la reivindicación 13, en el que dichos medios de fijación (8) tienen forma poligonal (9).
16. Implante dental según la reivindicación 15, en el que dicha forma poligonal (9) tiene 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 o 10 caras.
17. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, en el que el implante dental está realizado en titanio.
18. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, en el que el implante dental está realizado en cerámica biocompatible.
19. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, en el que la parte roscada (1) de dicho implante dental está realizada en titanio y la parte transgingival (2) y la cabeza protésica (3) están realizadas en cerámica biocompatible.
20. Implante dental según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 19, en el que la cerámica biocompatible comprende un material de cerámica seleccionado dentro del grupo constituido por óxido de circonio, óxido de aluminio, óxido de itrio, óxido de hafnio, óxido de silicio, óxido de magnesio y óxido de cerio.

21. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 20, que comprende además una corona o superestructura en una pieza.

5 22. Implante dental de dos partes realizado en cerámica biocompatible y/o titanio, que comprende un implante dental según las reivindicaciones 1 a 20 y una corona o superestructura.

Figura 1

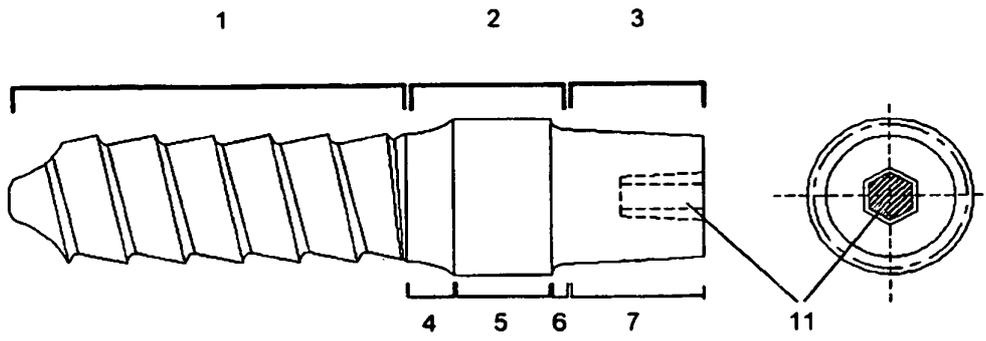


Figura 2

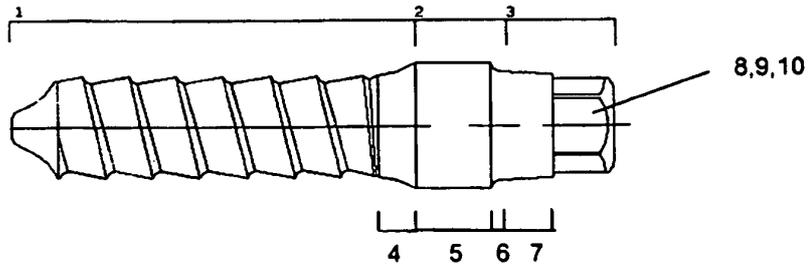


Figura 3

