

IMPLANTE DENTAL

CAMPO DE LA INVENCION

[001] La presente invención se refiere a implantes oseointegrados en general, más específicamente, la presente invención está relacionada con el implante dental que comprende regiones de geometría optimizada y cámaras helicoidales.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

[002] Los implantes dentales oseointegrados son componentes artificiales, hechos de materiales biocompatibles, como titanio o cerámicas. Estos implantes se insertan en el tejido óseo y, posteriormente ocurre la integración con este tejido. Los implantes dentales poseen como objetivo rehabilitar al paciente con el fin de anclar componentes protésicos que recibirán prótesis dentales responsables de reemplazar los dientes naturales perdidos por varias razones.

[003] En general, el éxito de un implante dental como ancla de un componente protésico depende de su estabilidad a lo largo del tiempo. Como es conocido por los expertos en la materia, hay básicamente dos tipos de estabilidad, que son: estabilidad primaria y estabilidad secundaria.

[004] Fundamentalmente, la estabilidad primaria representa la estabilidad mecánica del conjunto (implante/hueso) y, cuando se obtiene en el momento de la instalación de dicho implante, puede permitir el uso de la técnica de carga inmediata (cuando la prótesis se instala inmediatamente después que el implante fue colocado). A su vez, la estabilidad secundaria representa la estabilidad obtenida con la oseointegración del implante y se logra después de un cierto período de tiempo.

[005] Lo ideal sería lograr la estabilidad primaria en el momento de la instalación del implante, y esto depende sustancialmente de las características

del hueso y también de las características geométricas del implante como, por ejemplo, geometría y dimensiones de las roscas, angulación entre el núcleo y las roscas, tratamientos de superficie del implante, y otros aspectos.

[006] En un segundo momento, y en medio-largo plazo, la estabilidad secundaria depende, entre otros aspectos, de la aceptación de la pieza por el cuerpo del paciente y de su integración con el tejido óseo, hechos que se determinan principalmente por las siguientes características: condición clínica del paciente, calidad del material del implante, tratamiento de la superficie del implante y ausencia de necrosis ósea en el alveolo quirúrgico.

[007] Por lo tanto, es obligatorio proporcionar un implante de material biocompatible que sea adecuado a la integración con el tejido óseo y con características mecánicas que favorecen su estabilidad; simplificando y facilitando la completa rehabilitación del paciente.

[008] A su vez, con respecto al procedimiento quirúrgico, existen varias técnicas para la instalación de implantes. Básicamente, el procedimiento de instalación de un implante dental incluye las siguientes etapas: apertura del tejido blando para el acceso al tejido óseo; aplanamiento de la región de instalación del implante (si es necesario); producir una perforación piloto con un taladro para este propósito; apertura gradual del orificio de inserción del implante mediante perforaciones secuenciales y adecuación del perfil de apertura de inserción con taladro para este propósito (si es necesario).

[009] En algunos casos, para la instalación de implantes roscados se utilizan uno o más machos para creación de rosca para preparar la superficie ósea, para permitir la correcta recepción de la rosca en el implante.

[010] Además, aquellos expertos en la materia reconocen que hay distintos tipos de tejidos óseos en relación con el nivel de dureza. Según la clasificación ósea de Lekholm y Zarb (1985), hay básicamente cuatro tipos de

huesos: Tipo 1 - hueso residual compuesto de hueso cortical homogéneo; Tipo 2 - hueso residual compuesto de una capa espesa de hueso cortical que rodea el hueso trabecular denso; Tipo 3 - hueso residual compuesto de una capa fina de hueso cortical que rodea el hueso trabecular denso; Tipo 4 - hueso residual compuesto de una capa fina de hueso cortical que rodea el hueso esponjoso de baja densidad.

[011] Los huesos considerados rígidos (tipos 1 y 2) son más difíciles de perforar, sin embargo, permiten obtener una estabilidad primaria adecuada más fácil en la instalación de un implante dental. En la misma lógica, se observa que los huesos considerados blandos (tipos 3 y 4) se perforan con más facilidad, sin embargo, son más difíciles de lograr una estabilidad primaria.

[012] Además, es importante mencionar que la misma región ósea puede comprender diferentes perfiles de dureza, y esto representa una mayor complejidad en la instalación del implante.

[013] Como se ha dicho, durante el procedimiento de instalación del implante, se pueden utilizar machos para la creación de roscas en la inserción, pero no se indica este procedimiento para huesos blandos. Además, representa una etapa adicional del proceso quirúrgico.

[014] Por otro lado, ya se conocen implantes que disponen de la extremidad apical cortante, con el fin de reemplazar o minimizar la etapa del uso de machos para apertura de la rosca. En estos implantes, la extremidad apical (junto con el cuerpo del implante) prepara la superficie ósea, realizando la confección de rosca en que el implante se apoyará.

[015] Por ejemplo, en el documento US 4,229,169, Smith et al. define un implante dental para inserción en el hueso maxilar incluyendo un tornillo de metal autorroscante. En el US 4,407,620, Shinjo va más allá, definiendo un tornillo autorroscante que incluye un vástago roscado alargado con una cabeza

de conducción en una de las extremidades y una punta de perforación en la extremidad opuesta, donde la punta de perforación incluye, al menos, dos estrías igualmente espaciadas entre sí, alrededor de un eje central de lo vástago, cada estría con una arista de corte.

[016] El implante propuesto por Shinjo es adaptado especialmente para tipos de hueso esponjosos. Sin embargo, en la práctica esto presentaba cuatro problemas principales: falta de estabilidad durante la etapa de perforación en diferentes tipos de hueso; no había posibilidad de flujo de los restos de corte hacia el exterior; había, proporcionalmente, sólo una pequeña área roscada, reduciendo la estabilidad del implante poco después de la instalación; y, principalmente, el riesgo en caso de una torsión excesiva en el borde inferior perforante adhiriera otras estructuras biológicas lesionando, por ejemplo, los nervios motores del paciente.

[017] Los implantes se han perfeccionado gradualmente para incluir la mayor área posible de rosca para proporcionar estabilidad después de la instalación, ápices redondos para mitigar la posibilidad de lesiones durante la instalación, y bordes cortantes integrados a las roscas para, al menos, proporcionar la función autorroscante. En el documento US 5,312,256, Scortecci describe un implante odontológico de ápice redondeado y cuerpo cilíndrico en que se proporcionan aperturas que permiten el crecimiento óseo y un soporte hexagonal para recibir un componente protésico y tornillo de retención. En la porción apical del implante propuesto, Scortecci incluye dos partes de roscas anchas, numeradas 11 y 12, para la función autorroscante ('self-tapping') y/o retención en el hueso donde ya se abrió la rosca. El documento US 5,897,319 es representativo de los implantes adoptados con más frecuencia actualmente.

[018] Sin embargo, los problemas en la instalación de implantes continúan recurrentes e intensificados debido a diferentes tipos de huesos. Esto porque, aunque se conozcan, estos huesos no siempre están dispuestos de manera homogénea o claramente identificados en cada paciente. Por lo tanto, el cirujano debe adaptar su estrategia de inserción y el torque (fuerza) de instalación del implante durante la cirugía, lo que puede llevar a error, especialmente en cirujanos menos experimentados. Aun así, las diferentes geometrías de diversos implantes se reflejan en diferentes características de instalación, como mayor o menor fuerza durante la instalación. Esta variación en la fuerza de instalación del implante por el tipo de hueso en el que se instala, hace que el trabajo del cirujano sea aún más difícil.

[019] Sería ideal que las fuerzas de aplicación durante la instalación sean similares, permitiendo al cirujano reconocer en la práctica cuando un implante se inserta correctamente, sin riesgo de que el implante esté incorrectamente instalado. Sucede que los cirujanos se acostumbran no sólo con el procedimiento de instalación de un tipo de implante, sino también con la fuerza necesaria para realizar la instalación. Esto dificulta, por ejemplo, cambiar el tipo de implante ya que el médico/odontólogo, acostumbrado a un determinado implante, resiste a ser reentrenado o, con el fin de minimizar el riesgo de que el implante se afloje, termina apretando el implante demasiado, lo que puede generar problemas debido al uso de fuerza excesiva en la instalación, como fisuras en el tejido óseo y en algunos casos hasta necrosis ósea.

[020] Se espera entonces, que un implante, independientemente del diámetro, presente una fuerza de instalación similar y, sea posible instalar en todos los tipos de hueso, minimizando los errores debido a la elección incorrecta del implante.

[021] Por lo tanto, es necesario que un implante sea capaz de lograr estabilidad en diversos tipos de huesos, facilitando su uso e instalación y, obteniendo estabilidad, tanto primaria como secundaria; este también debe proporcionar una fuerza de instalación uniforme que reduzca las posibilidades de errores por parte de los cirujanos. Además, el implante debe ser capaz de abrir la propia rosca para que reemplace las etapas de aperturas con taladros de perfil.

SUMARIO DE LA INVENCION

[022] De esta manera, el objetivo fundamental de la presente invención es divulgar un implante dental que comprende un núcleo; al menos una rosca definida sobre el núcleo; una primera región y una segunda región y un eje central; en que la superficie del núcleo define un ángulo con el eje central en la primera región y un ángulo con el eje central en la segunda región. Además, debe tener una superficie de rosca que define el ángulo con eje central en la primera región y un ángulo con eje central en la segunda región.

[023] Más específicamente, la presente invención describe un implante en el que el diámetro del núcleo disminuye a una tasa en la primera región hacia la extremidad apical, de modo que el ángulo del núcleo en relación con el eje central sea mayor que el ángulo de la rosca en relación con el mismo eje. Además, el diámetro del núcleo disminuye a una tasa en la segunda región hacia la extremidad apical, de modo que el ángulo del núcleo sea igual que el ángulo de la rosca, ambos en relación con el eje central del implante.

[024] Adicionalmente, esta invención divulga un implante que comprende al menos, una cámara helicoidal, en que la dicha cámara helicoidal posee una profundidad que se mide en relación con la cresta de la rosca. Además, esta cámara helicoidal posee una longitud, que se mide entre su extremo inferior y su extremo superior.

[025] También, la presente invención prevé un implante en el que la rosca posee un espesor de cresta de rosca en la primera región variable y creciente hacia la extremidad coronal de dicho implante.

[026] Además, la presente invención prevé un implante en el que la rosca posee un paso y una altura de filete de rosca, el paso de rosca varía entre un valor mínimo y un valor máximo, mientras que la altura del filete de rosca varía entre un valor mínimo y un valor máximo sobre el implante.

[027] La presente invención prevé un implante en el que dichas cámaras helicoidales presentan una profundidad que varía en su longitud, de modo que el menor valor de profundidad ocurre en los extremos de dicha cámara helicoidal.

[028] Además, la presente invención presenta la cámara helicoidal con una profundidad que posee valor menor que la altura mínima del filete de rosca en los extremos de dicha cámara helicoidal y un valor mayor que la altura máxima del filete de rosca cerca del punto central de la longitud de dicha cámara helicoidal.

[029] Finalmente, la presente invención proporciona un implante en el que dicha cámara helicoidal se extiende desde la segunda región del implante hasta la primera región del implante.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[030] La Figura 1 ilustra una vista frontal del implante propuesto que resalta las angulaciones del núcleo y las roscas.

[031] La Figura 2 ilustra la segunda vista frontal del implante propuesto que resalta las regiones a lo largo del cuerpo del implante.

[032] La Figura 3 ilustra una tercera vista frontal del implante propuesto que resalta las propiedades de roscas y cámaras helicoidales.

[033] La Figura 4 ilustra una vista en perspectiva inferior del implante propuesto que resalta la extremidad apical, las propiedades de roscas y cámaras helicoidales.

[034] La Figura 5 ilustra una vista en perspectiva superior del implante propuesto que resalta la extremidad coronal.

[035] La Figura 6 ilustra: (a) corte transversal de la apertura ósea (artificial) después de la inserción del implante propuesto; (b) corte transversal de la apertura ósea (artificial) con el implante propuesto instalado.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

[036] Las Figuras 1 a 5 ilustran el implante **1**, de acuerdo con una modalidad preferencial de la presente invención, que se puede fabricar en cualquier material biocompatible, propio para el uso en implantes oseointegrados, preferentemente en titanio o aleaciones de este metal, en particular el titanio comercialmente puro (Grado 4). En una modalidad posible, el implante de la presente invención puede fabricarse a partir de material cerámico.

[037] Como se puede ver en las figuras adjuntas, el implante **1** posee un núcleo **2**, al menos una rosca **3**, una extremidad apical **16** y una extremidad coronal **17** opuesta; dicho implante **1** posee la forma general de tornillo de rosca simple o doble. La longitud **10** del implante **1** se define por un eje central **11**, medido entre la dicha extremidad apical **16** y la extremidad coronal **17**.

[038] En la porción superior de la extremidad coronal **17** (dentro del implante) se dispone una interfaz protésica **4** del implante **1**, la cual puede ser de cualquier tipo conocido en la técnica, como el cono morse, hexágono externo o hexágono interno o cualquier otro tipo de interfaz protésica adecuada.

[039] En la extremidad coronal **17**, el diámetro externo (diámetro de la rosca) **15** del implante **1**, medido en su porción más ancha varía entre 3,5 mm y 5,0 mm, preferentemente 3,5 mm, 3,75 mm, 4,0 mm, 4,3 mm o 5,0 mm, pero no limitado a estas medidas (ver figura 2). A su vez, el diámetro **14** del núcleo **2** del implante **1** posee un valor máximo de 3,2 mm a 4,6 mm, preferentemente 3,2 mm, 3,4 mm, 3,6 mm, 3,9 mm o 4,6 mm, pero no limitado a estas medidas (ver figura 1). En una modalidad preferencial, la extremidad apical **16** es, preferentemente, redondeada, teniendo una forma semiesférica, con un diámetro que varía de 1,65 mm a 2,2 mm, pero no limitada a estas medidas (ver figura 4). Es válido tener en cuenta que el diámetro externo máximo de la rosca **15** será igual al diámetro medido en la extremidad coronal **17**.

[040] Este extremo apical **16** posee un diámetro reducido en comparación con el cuerpo del implante **1**. Esta característica de la extremidad apical **16** permite que el implante se inserte en una apertura ósea de diámetro reducido. Más específicamente y en una modalidad preferencial, el diámetro de la extremidad apical **16** del implante **1** permite la inserción después del pasaje de taladro de valor 2,0 mm. Además, la inserción del implante **1** podrá realizarse después de utilizar el taladro de diámetros variados, como 2,8 mm o más, dependiendo de la condición clínica de cada paciente.

[041] La inserción del implante en aperturas óseas de diámetro reducido es especialmente favorable para pacientes que presentan huesos de tipos III y IV (huesos blandos/trabeculares), esto se debe a que este procedimiento conducirá a una alta compactación del tejido óseo, aumentando las posibilidades de obtener estabilidad primaria, incluso en estos tipos de tejidos óseos.

[042] La longitud **10** del implante **1** varía entre 6 mm a 20 mm, siendo preferentemente 8 mm, 10 mm, 11,5 mm, 13 mm, 16 mm o 18 mm. A lo largo

de la longitud **10** se definen al menos dos regiones; una primera región **12** con alto poder de compactación ósea, que es, por lo tanto, una región compresiva, y una segunda región **13**, con alto poder de corte e inserción, siendo una región cortante. La longitud de la segunda región **13** es de 1,0 mm a 2,0 mm mayor que el diámetro medido en la extremidad coronal **17** del implante **1**, siendo preferentemente 1,0 mm mayor que dicho diámetro. En las modalidades preferidas, la longitud de la segunda región **13** varía entre 4,5 mm a 6,6 mm.

[043] Las roscas **3**, definidas sobre el núcleo **2**, tienen inicio en la extremidad apical **16** y recorren el implante **1** hacia la extremidad coronal **17**, cerrando de 0,3 mm a 1,0 mm debajo de dicho extremo coronal **17**.

[044] La salida de la rosca **3**, o sea, donde termina la rosca, depende de la variación del diámetro del implante, cuanto menor sea el diámetro exterior **15** de la rosca **3**, comienza antes la salida de la rosca con el objetivo de reforzar la extremidad coronal **17** del implante **1**, aumentando el espesor de la pared. Por otro lado, en los implantes **1** de mayor diámetro exterior **15** la salida de la rosca **3** se produce de forma más brusca, más cerca de la extremidad coronal **17** del implante **1**.

[045] En una modalidad preferencial, el espesor de la cresta de la rosca **3.1** en la segunda región **13** hay una medida constante de, como máximo, 0,1 mm, preferentemente 0,04 mm. El espesor de la cresta de la rosca **3.1** en la primera región **12** es variable a lo largo del implante **1**, con un valor más bajo cerca de la segunda región **13** y un valor más alto cerca de la extremidad coronal **17** (ver figuras 3 y 4).

[046] Es importante señalar que la variación en el valor del espesor de la cresta de rosca **3.1** está especialmente prevista para que la primera región **12** presente una alta capacidad de compactación ósea para que, en consecuencia, se alcance la estabilidad primaria, incluso en huesos blandos (ver figuras 3 y 4).

[047] Además, el paso de rosca **3.2** varía entre 0,6 mm a 0,75 mm, mientras que la altura del filete de rosca **3.3** varía progresivamente de un mínimo de 0,15 mm a 0,35 mm y máximo de 0,20 mm a 0,55 (ver figuras 3 y 4).

[048] Es importante señalar que la variación de la altura del filete de rosca **3.3** se relaciona con los diferentes diámetros entre la superficie del núcleo **2** y la superficie de las roscas **3** a lo largo del implante **1**, en que la superficie del núcleo **2** se define por la línea que delimita el diámetro **14** y la superficie de la rosca **3** se define por la línea que delimita el diámetro exterior **15** (ver figura 1).

[049] La extremidad apical **16**, así como el núcleo **2** del implante **1** posee una forma sustancialmente cónica, definida por ángulos medidos desde el eje central del implante **11**. El ángulo **6** del núcleo **2** en la primera región **12**, se mide entre el eje central **11** del implante y la línea que define la superficie del núcleo **2** en la primera región **12** del implante, que varían de 2° a 12°. A su vez, el ángulo **7** del núcleo **2** en la segunda región **13** se mide entre el eje central **11** del implante y la línea que define la superficie del núcleo **2** en la segunda región **13**, que varía de 14° a 18°, preferentemente de 16° (ver figura 1).

[050] En otras palabras, cuando se observa sólo el núcleo **2** del implante, se ve que posee un perfil sustancialmente cónico, tanto en la primera región **12**, como en la segunda región **13**. Esta característica geométrica en el núcleo **2** también es responsable por la característica cortante de la segunda región **13** y de la característica compactante de la primera región **12**.

[051] Finalmente, el ángulo **8** de rosca **3** en la primera región **12** y el ángulo **9** de rosca en la segunda región **13**, se miden entre el eje central del implante **11** y la línea que define la superficie más exterior de dicha rosca **3**, siendo que el ángulo **9** de la rosca en la segunda región **13** posee, preferentemente, el mismo valor del ángulo **7** del núcleo **2** en la segunda

región **13**, y el ángulo **8** de la rosca en la primera región **12** es preferentemente igual a cero (ver figura 1).

[052] A diferencia de lo observado en relación con el núcleo **2**, las roscas **3** poseen un perfil sustancialmente cónico en la segunda región **13** y un perfil cilíndrico en la primera región **12**. Esta característica geométrica también es responsable de la característica cortante de la segunda región **13** y de la característica compactante de la primera región **12**.

[053] Como se puede observar, debido a la geometría del implante **1**, el diámetro **14** del núcleo **2** disminuye a una tasa en la primera región **12** hacia la extremidad apical **16**, de modo que el ángulo **6** del núcleo **2** en la primera región **12** sea mayor que el ángulo **8** de la rosca **3** en la primera región **12**.

[054] De la misma manera, el diámetro **14** del núcleo **2** disminuye a una tasa en la segunda región **13** hacia la extremidad apical **16**, de modo que el ángulo **7** del núcleo **2** en la segunda región **13** sea igual que el ángulo **9** de la rosca **3** en la segunda región **13**. En otras palabras, los ángulos **7** y **9** son congruentes. En la segunda región **13**, la tasa de disminución del diámetro **14** del núcleo **2** disminuye a una tasa igual al diámetro **15** de las roscas **3**.

[055] Habiendo sido ya descrita, en parte, resta relacionar las características geométricas **1** de la geometría macro del implante con los procedimientos de instalación. Esto se debe a que, para instalar los implantes dentales, se utilizan múltiples taladros para abrir el tejido óseo. Se aplican taladros más anchos gradualmente hasta que se alcance el diámetro adecuado para la inserción del implante. Por ejemplo, en un procedimiento común del estado de la técnica, para la instalación de un implante con diámetro de 4,8 mm, se utiliza un primer taladro de 2,0 mm, después se utiliza un taladro de 3.5 mm, si es necesario. En algunos casos, todavía se necesitan un taladro de perfil

y macho para creación de perfil de rosca. Sólo entonces se puede instalar el implante.

[056] En este punto, surge una ventaja de este implante. Por ejemplo, teniendo este implante **1** el diámetro de 4,1 mm y con perfiles de corte (de la segunda región **13**) y de compactación (de la primera región **12**), se puede instalar en huesos considerados blandos, directamente después de la aplicación de un taladro de 2,0 mm. Esta inserción sólo es posible por el formato de la extremidad apical **16**.

[057] Por lo tanto, el implante **1** permite que se requieran menos pasajes de taladro (dependiendo del tipo de hueso y condición clínica del paciente); se obtenga más capacidad de compactación ósea (por la primera región **12**); se obtenga un alto nivel de estabilidad primaria, incluso en los huesos de tipo 3 y 4, lo que en muchos casos, se permita una carga inmediata sobre el paciente; y no sea necesario pasar el macho para creación de rosca en huesos blandos tipo 3 y 4, y la segunda región **13** sea capaz de ser insertada en huesos más rígidos (cortical) de tipo 1 y 2.

[058] Como complemento, el implante **1** dispone de, al menos, una cámara helicoidal **5** que posee una longitud **5.1**, medida entre sus extremos inferior y superior, de modo que su extremo inferior se inicie, preferentemente, una rosca por encima de la extremidad apical **16** y su extremo superior termine, preferentemente, dos roscas después del punto de intersección entre la primera región **12** y la segunda región **13**.

[059] La cámara helicoidal **5** posee como uno de los objetivos dirigir el material óseo a la primera región **12**, aumentando la compresión y compactación en esta región y, en consecuencia, la estabilidad primaria del implante **1**.

[060] La cámara helicoidal **5** también posee, aún, una profundidad medida desde la cresta de la rosca **3.1** hasta la base de dicha cámara. Esta profundidad es variable en su longitud **5.1**, y el valor de la profundidad más bajo se encuentra en las extremidades inferior y superior de la cámara helicoidal. En otras palabras, la cámara helicoidal **5** comienza poco profunda, y su profundidad aumenta gradualmente hacia la línea media de longitud **5.1** de dicha cámara **5**.

[061] Es fundamental señalar que la profundidad de la cámara **5** posee un valor menor que la altura mínima del filete de rosca **3.3** en las extremidades de la cámara helicoidal **5** y, un valor mayor que la altura máxima del filete de rosca **3.3** en la línea media de la longitud **5.1** de la cámara **5** (ver figuras 4 y 5).

[062] En otras palabras, y teniendo en cuenta las figuras, la extremidad de la cámara helicoidal **5** representa un pequeño corte en la cresta de la rosca **3**, y aumenta gradualmente de profundidad a lo largo de su longitud, hasta alcanzar y exceder la superficie del núcleo **2**. Cabe señalar que la cámara helicoidal **5** no invade la extremidad apical **16**, es decir, la cámara helicoidal **5** no se extiende hasta la extremidad del implante **1**.

[063] Además, la cámara helicoidal **5** posee caras de transición **5.2** en las porciones laterales, que posee como objetivo facilitar el flujo del material óseo dentro de la cámara **5**. Estas caras de transición **5.2** se inclinan en relación con la superficie del núcleo **3** con un ángulo que varía de 20° a 160°. En otras palabras, las caras de transición **5.2** representan las paredes laterales inclinadas de la cámara helicoidal **5**.

[064] También es importante señalar que existe la posibilidad de aplicar un contrapar en el implante **1**, durante la inserción en el tejido óseo. Durante este contrapar las cámaras helicoidales **5**, también permiten el flujo de tejido

óseo en su interior, pero en la dirección opuesta a la que se produce en la aplicación de torsión.

[065] Otra ventaja obtenida por el implante **1** de esta invención es la capacidad de mantener una torsión de instalación similar para diferentes diámetros de implante. Esto es posible debido a la combinación del implante con el taladro de sobrecontorno (no se muestra).

[066] El taladro de sobrecontorno posee un diámetro tal que el diámetro del implante **1**, medido en la extremidad coronal **17** debe ser menor que el del taladro. Esta diferencia de diámetro se acorta a un hueso más rígido, es decir, se retira más hueso para taladros de mayor diámetro, de modo que el implante **1** interactúe con menos material, permitiendo el mantenimiento de una torsión más uniforme.

[067] Este mantenimiento de torsión facilita el trabajo del odontólogo/médico en el momento de la instalación del implante, ya que independientemente del tipo de hueso en el que trabaje, la fuerza que se ejerce será la misma. Así, se evitan las torsiones excesivas que puedan romper el implante o torsión menor que pueda dejar el implante suelto, lo que puede hacer que salga de la apertura de inserción.

[068] Por último, cabe señalar que la existencia de dos regiones (regiones **12** y **13**) con perfiles geométricos distintos en el implante **1** permite que el implante **1** tenga éxito en la instalación en un paciente con región ósea que comprende diferentes perfiles de dureza. Esta condición es clara al observar la figura 6, en la que se puede ver una apertura ósea (artificial), que comprende una porción de hueso blando (trabecular) en la parte superior y hueso rígido en la parte inferior (cortical). La primera región **12** a través de su geometría, permite una alta compactación ósea en la región trabecular y la consiguiente estabilidad primaria. A su vez, la segunda región **13**, a través de su

geometría, presenta capacidad de corte para inserción en hueso rígido (cortical). Además, las roscas **3** en contacto con el hueso cortical generan tracción durante la instalación, facilitando la inserción del implante.

[069] Habiendo presentado un ejemplo de modalidad preferencial, debe entenderse que el alcance de la presente invención abarca otras posibles variaciones, limitándose solamente por el contenido de las reivindicaciones adjuntas, incluidos los posibles equivalentes.

LISTA DE REFERENCIAS:

- 1 Implante
- 2 Núcleo
- 3 Rosca
- 3.1 Cresta de rosca
- 3.2 Paso de rosca
- 3.3 Altura del filete de rosca
- 4 Interfaz Protésica
- 5 Cámara Helicoidal
- 5.1 Longitud de la cámara helicoidal
- 5.2 Caras de Transición de la cámara helicoidal
- 6 Ángulo del núcleo en la primera región
- 7 Ángulo del núcleo en la segunda región
- 8 Ángulo de la rosca en la primera región
- 9 Ángulo de la rosca en la segunda región
- 10 Longitud del implante
- 11 Eje central del implante
- 12 Primera región
- 13 Segunda región
- 14 Diámetro del núcleo

- 15 Diámetro exterior de la rosca
- 16 Extremo apical
- 17 Extremo coronal