



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 298 472**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **03090037 .7**

86 Fecha de presentación : **10.02.2003**

87 Número de publicación de la solicitud: **1336388**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **20.08.2003**

54 Título: **Implante dental.**

30 Prioridad: **14.02.2002 DE 202 02 424 U**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.05.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.05.2008

73 Titular/es: **Dr. Ihde Dental AG.**
Lindenstrasse 68
8738 Uetliburg, CH

72 Inventor/es: **Ihde, Stefan**

74 Agente: **Gallego Jiménez, José Fernando**

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 invención se refiere a un implante dental para la oseointegración basal enossal y combinada enossal/periostal con un soporte fileteado que sobresale de la mandíbula para recoger y fijar un pilar, una corona, una prótesis o un puente dental, que está dispuesto ortogonalmente a una pieza basal o de pie, transmisora de las fuerzas, y que está unido a la pieza basal a través de barras de una manera resistente al giro, estando formada la pieza basal o de pie por un cuerpo base anular o por un marco en sí cerrado y constituido por varias formas geométricas distintas.

10 Se conocen ya implantes dentales de rosca, de lámina y cilíndricos que se integran en el hueso a lo largo del eje vertical del implante. Los implantes basales oseointegrados se desarrollaron a partir de los tipos en forma de caja y de disco. Así, US 3 925 892 (Julliet) describe un implante con una pieza basal rectangular y una plataforma atornillada en la pieza basal. De FR 2 302 715 (Clune-Cost) se conoce un implante de una sola pieza con un pilar separado y
15 una rosca en la parte vertical del implante. Para un tipo de implante de esta naturaleza Scortec desarrolló más tarde, según US 4 722 687, un cúter como un instrumento de osteotomía o un implante que sirve como su propio instrumento de inserción - US 4 815 974. Menos importantes son los implantes laterales configurados simétricamente según US 4 344 757 (Streel), así como el desarrollo según US 4 964 801 (Kawahara), que prevé una superficie interrumpida y perforada de la pieza basal configurada como disco.

20 A diferencia de los implantes que presentan una configuración constructiva totalmente rígida o bien transmiten fuerzas a lo largo de la plataforma vertical mediante los ensanchamientos superficiales allí previstos (p. ej. FR 2 302 715), los primeros implantes basales realmente oseointegrados se propusieron por primera vez en US 09/437 643, EP 0 935 949 A1 y DE 299 17 858. Basándose en estos implantes e independientemente de la presencia de una oferta
25 ósea vertical, por primera vez son posibles los posicionamientos estratégico de los implantes y la creación de sistemas de implante-prótesis oseointegrados basalmente.

30 Así, por ejemplo, la configuración anular de la pieza basal y la unión de la pieza basal al soporte fileteado a través de barras -EP 0 935 949 A1 y DE 299 17 858 U1- tiene la ventaja de que al aparecer mayores fuerzas el soporte fileteado sólo puede penetrar ligeramente en el hueso esponjoso, mientras que el marco externo continúa estando firmemente anclado en el tejido compacto y de esta manera refuerza un asiento firme y duradero del implante en el hueso mandibular.

35 Además, mediante el posicionamiento del soporte fileteado por fuera del centro de gravedad de la pieza basal en el centro del semianillo circular y mediante la disposición de las barras, preferentemente en la zona de transición entre el anillo semicircular y el marco exterior rectangular de la pieza basal, junto a la recogida y transmisión de fuerzas mayores se consigue en especial una amplia adaptación del implante que debe colocarse a la anatomía del hueso mandibular y al lecho del implante establecido por vía quirúrgica mediante fresado.

40 De WO 01/93775 A1 se conoce además una disposición de unión subgingival que sirve para la estabilización y la fijación de un implante central inserto en una posición definida. Con la ayuda y el apoyo de esta disposición de unión es posible una aplicación de carga inmediata del implante inserto. Según una forma de realización ventajosa, la disposición de unión posee una configuración en forma de H, siendo recogido y fijado el implante central por la barra media o la barra transversal de la forma en H, mientras que los lados longitudinales de la forma en H se doblan
45 hacia la cresta mandibular y para la fijación del dispositivo de unión se anclan corticalmente con espigas de inserción adicionales. En los lados longitudinales hay previstas escotaduras e interrupciones que conducen a una reducción de la altura de construcción y a la formación de barras, estando conectada la barra central a los lados longitudinales a través de radios de conexión. Mediante estas medidas constructivas debe crearse un parámetro selectivo para la dirección de deformación principal con objeto de conseguir una adaptación óptima del dispositivo de unión a la anatomía particular
50 del hueso mandibular y evitar deformaciones en la barra de unión o en la unión al implante central.

Debido al número limitado de implantes por mandíbula, cada vez se imponen mayores exigencias a los implantes que deben utilizarse en lo referente al aspecto constructivo y de la técnica de los materiales.

55 Entre ellas están que

- las características del material del implante deben ser lo más similar posible a las del hueso, debiéndose recurrir principalmente al titanio debido a su resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad;
- 60 - la solidez mecánica del implante debe ser muy alta con unas dimensiones del implante lo más pequeñas posible, siendo necesarias las pequeñas dimensiones para conseguir una buena protección frente a las infecciones mediante un buen riego sanguíneo y crear una superficie de implante continua y lo más pequeña posible;
- 65 - distribuir uniformemente sobre el hueso cortical de la mandíbula las fuerzas que deban aplicarse;
- no producirse transmisión de fuerzas a través de las partes verticales del implante;

- que el surtido de los distintos tamaños de implante que deban tenerse en la consulta dental sea lo más pequeño posible.

Con el tamaño creciente de la pieza basal o respectivamente del marco de la pieza basal, las fuerzas que aparecen se transmiten ventajosamente a las zonas de hueso seguras frente a la infección, alejadas del soporte fileteado. Igualmente aumentan las características elásticas del implante y se produce un ajuste a la elasticidad del hueso. No obstante, al mismo tiempo se produce un aumento de las fuerzas en las partes horizontales del implante, en especial en la zona del soporte fileteado. Este aumento de fuerzas lo causan también las crecientes fuerzas de palanca. En casos muy desfavorables, al aparecer picos de tensión pueden producirse fracturas y grietas en el implante, especialmente en la parte basal.

Por consiguiente, el objetivo de la invención consiste en desarrollar un implante dental con una geometría que permita una integración rápida, isoelástica y con pocas tensiones del implante en el hueso de la mandíbula, y garantice al mismo tiempo un elevado grado de resistencia a la fatiga y a la rotura del implante oseointegrado basalmente.

Según la invención, el objetivo se consigue mediante un implante dental según las características de la reivindicación 1. En las restantes reivindicaciones 2 a 21 se dan perfeccionamientos ventajosos de la invención.

Mientras que los implantes cretales, es decir los de cilindro y tornillo, deben producirse desde el punto de vista de la fabricación rígidos a tenor de las disposiciones y por lo tanto dan lugar a sistemas de prótesis-implante rígidas, junto con los puentes que van fijos por encima, los implantes osteointegrados basalmente permiten sorprendentemente, conforme a las reivindicaciones 1 a 3 y 7 y 9, una unión casi isoelástica entre el hueso compacto de la mandíbula y la prótesis, recogiendo todavía mejor las fuerzas de flexión producidas gracias a la geometría según la invención de la pieza basal y distribuyéndose, con muy pocos picos de carga, de manera más uniforme sobre toda la pieza basal.

Se ha puesto de manifiesto sorprendentemente que la pretendida hipótesis "basada científicamente" de que el implante debe comportarse en el hueso de manera rígida y tranquila para no provocar un desprendimiento del hueso, no es cierta. Si el implante se encuentra en zonas del hueso sometidas a flexión funcional, el implante debe seguir este movimiento para mantener el afianzamiento por todos los lados hacia el hueso.

Debido a la geometría de implante según la invención, también es posible crear uniones casi isoelásticas entre el hueso y el implante en las que el hueso se adapta a la elasticidad del implante por medio de modificaciones de la matriz y modificando el grado de mineralización. Esto se consigue extraordinariamente bien con el implante según la invención.

La geometría de implante según la invención y los implantes fabricados conforme a ella permiten en cualquier caso una unión isoelástica con el hueso compacto y con el esponjoso de la mandíbula de tal manera que se evitan, por una parte, los picos de fuerza con efecto osteolítico pero, por otra parte, también una excesiva movilidad del implante con la posible consecuencia del desprendimiento del hueso, a causa de la movilidad, y de las inflamaciones del tejido conjuntivo. Pero para ello se necesita una distribución de tensiones especial de las fuerzas que el implante debe absorber y que deben transmitirse a la mandíbula en la zona del marco transmisor de fuerzas, del soporte fileteado, de la transición entre el soporte fileteado y marco así como en la transición hacia el pilar o el puente. Esta exigencia la cumple la solución según la invención mediante un implante conforme a las características de las reivindicaciones anteriormente citadas.

A esto corresponde también el que en el área de la unión entre pilar y soporte fileteado aumenta la elasticidad y se crea una zona elástica. Según la invención, en lugar del titanio usado hasta la fecha para el pilar se emplea un plástico más blando, preferentemente Delrin, que con respecto a la retención frente a la corona que hay que cimentar se mantiene estable - reivindicaciones 9 y 10.

Para la unión isoelástica con el hueso compacto y esponjoso de la mandíbula tiene también importancia la elección del material de implante orientada al fin previsto - reivindicaciones 11 y 18. Tal como es en sí conocido, se fabrican implantes de titanio puro cuyo grado de dureza está disponible en cuatro graduaciones. Cuanto más blando es el material del implante, tanto más corresponde su elasticidad al hueso de la mandíbula y tanto más fácilmente crece el hueso sobre el implante colocado. Si por ejemplo, debido a las fuerzas que hay que transmitir hay que recurrir a titanio con una graduación más dura, la influencia desventajosa así producida se puede compensar mediante un dimensionado correspondiente de la pieza basal, necesitando un titanio más duro un apoyo mayor.

En el caso de un titanio puro más blando con una resistencia a la tracción de 250-450 Mpa, la altura del perfil del marco de la pieza de base, por ejemplo, debería seleccionarse relativamente delgada y valer como mínimo 0,6 mm. Si la altura del perfil del marco de la pieza de base es demasiado grande el implante, o material del implante respectivamente, no es lo suficientemente elástico, sino rígido. Por otro lado, si las superficies transmisoras de fuerzas del implante son demasiado pequeñas, se produce también el desprendimiento del hueso porque la carga por superficie es demasiado grande. Pero también pueden producirse daños en el hueso si la superficie ininterrumpida del cuerpo extraño introducido en el cuerpo es demasiado grande.

Mientras que el titanio según la reivindicación 11 muestra una buena capacidad de aproximación al hueso, con una aleación formada por aprox. 85 partes de titanio y 15 partes de molibdeno también es posible producir implantes

muy elásticos. Una aleación de este tipo y también otras relaciones entre el titanio y el molibdeno que dan resultados similarmente buenos, deberá elegirse ventajosamente cuando los implantes deban ser extraordinariamente gráciles.

Según otra característica de la invención, el soporte fileteado tiene un rebaje que equivale aproximadamente a 1/3 de la longitud del soporte fileteado, habiendo previstos debajo de este rebaje aumentos de la superficie, de los que se tratará con más detalle más adelante. En caso de fuerzas de flexión muy altas, aparecen en esta zona deformaciones que protegen la pieza basal del implante frente a una eventual rotura. El rebaje debe dimensionarse en relación a la base de tal manera que al aparecer picos de tensión, se produzca una rotura en la zona del rebaje mientras que la pieza basal permanece intacta. Con ello puede evitarse tener que cambiar la pieza basal del implante. La rotura es por lo general la consecuencia de la sobrecarga protésica, que debe corregirse después de la reparación del implante.

En el caso de una rotura la reparación del implante se produce, por ejemplo, mediante el corte de una rosca en la porción restante del soporte fileteado o mediante la soldadura de la porción restante del soporte fileteado con una pieza de sustitución.

Ya que la zona del rebaje tiene una mayor elasticidad y con ello también se mueve más, un aumento de la superficie daría lugar desde mayores irritaciones del hueso hasta inflamaciones, con las conocidas consecuencias desventajosas. Tal como se ha mencionado ya con anterioridad, la zona por debajo del rebaje presenta aumentos de la superficie mientras que la parte restante del soporte fileteado va provista de una superficie pulida.

En el caso del implante según la invención, en el centro del implante aparece además una zona reforzada con una mayor rigidez. Con ello, las fuerzas de torsión que aparecen se derivan mejor desde el centro hacia la zona del hueso mandibular situada más profunda y protegida frente a las infecciones. En el centro se produce un menor movimiento y el hueso mandibular cortical recibe dirigidas más directamente las fuerzas que aparecen. Al mismo tiempo, mediante la formación y disposición de las barras se mejora el riego sanguíneo y se acelera el crecimiento de la pieza basal en el hueso mandibular.

En especial en implantes con varias piezas basales separadas entre sí se ha demostrado que en las zonas del soporte fileteado cercanas a la cresta mandibular y en las piezas basales cretales se produce, debido a las irritaciones mecánicas, una transformación del hueso que primero es abacteriana y que en un momento posterior es colonizada por bacterias, de tal manera que en ciertas circunstancias puede resultar necesaria una resección de la pieza basal cretal. Estas irritaciones son atribuibles en primer lugar a los aumentos de superficie previstos hasta la fecha y se pudieron limitar en gran medida haciendo que estas zonas de los implantes, en contra del estado conocido de la técnica, presentaran una superficie lisa y muy pulimentada según la reivindicación 14.

No obstante resulta ventajoso, especialmente en caso de varias piezas basales separadas entre sí, dotar a las piezas basales y al vástago que une entre sí las piezas basales de una estructura que aumente la superficie, por ejemplo fabricada mediante mordedura con ácido o chorros de arena, ya que con ello se refuerza la inserción y en especial se mejora la sujeción primaria de las piezas basales en las zonas profundas del hueso mandibular, protegidas frente a las infecciones - reivindicación 16.

Junto a los procedimientos conocidos de generar aumentos de superficie mediante mordedura con ácido o chorros de arena o mediante estructuras de superficie fabricadas mecánicamente, ha resultado ser especialmente ventajosa la colocación de bolas de titanio en las superficie basales del implante. Las bolas de titanio poseen unas dimensiones de 120 a 200 μ y se sinterizan preferentemente en una o varias capas sobre la superficie de interés del implante. En particular al aplicar varias capas se originan en las bolas de titanio unas socavaciones cuya geometría refuerza la formación de tejido óseo y la inserción del implante en el hueso mandibular, acortando el tiempo de curación y acelerando el aumento de la capacidad de carga del implante sanado.

Debido al proceso manual en la formación del lecho del implante mediante fresa, la abertura fresada para recoger el implante en el lado de introducción es por experiencia siempre algo mayor de lo deseado. Por consiguiente resulta ventajoso, en particular sobre las superficies situadas opuestas al sentido de introducción del implante en el lecho del implante, sinterizar varias capas de bolas de titanio. De esta manera, en estas secciones de la superficie se da lugar a un aumento de las dimensiones del implante, con lo cual mejora la sujeción por fricción entre el implante y el hueso en la zona del lecho del implante.

Mientras que en el caso de los implantes oseointegrados con piezas basales redondas las barras del pie del implante se podían posicionar transversal, oblicua o longitudinalmente con respecto al hueso mandibular, dependiendo de la consideración del médico, el posicionamiento y el sentido de introducción de los implantes con una pieza basal rectangular unilateral viene predeterminada o fijada por la configuración del pie del implante, con lo cual las barras de los implantes previamente conocidos prácticamente siempre se sitúan paralelamente al sentido longitudinal de la cresta mandibular. Para colocar los implantes, que deben introducirse a presión con una fuerza superficial relativamente elevada en la abertura quirúrgica del lecho del implante, hay que aplicar fuerzas relativamente grandes con las cuales se actúa sin excepciones sobre el soporte fileteado, ya que para la colocación del implante prácticamente no hay disponible ninguna otra zona del implante. Debido a estas fuerzas, ya durante la colocación se provocan deformaciones y microfisuras en el soporte fileteado y en las barras, que después pueden conducir a la rotura del implante. Esta desventaja se contrarresta disponiendo como mínimo una barra en el sentido de introducción del implante según la reivindicación 5. Además, la disposición de las barras desplazada 120° conduce al mismo tiempo a una transmisión

más uniforme de las fuerzas sobre el marco exterior de las piezas basales, tanto en la colocación del implante como también después de la inserción del implante en el hueso mandibular. Con esta disposición de las barras la sección de las barras individuales incluso puede reducirse frente a los implantes ya conocidos, lo cual conduce en última instancia a una mejora adicional del riego sanguíneo.

En los casos en los que la aplicación de fuerzas o de cargas en el lado de la prótesis ya no se sitúa directamente sobre la superficie de apoyo de la pieza basal, una configuración de la pieza basal según la reivindicación 6 resulta ventajosa, en la que como mínimo una barra está dispuesta en el eje longitudinal del marco exterior rectangular de la pieza basal mientras que otras dos barras son llevadas sobre la mitad semicircular de la pieza basal. También en el caso de esta configuración de la pieza basal las barras vuelven a estar dispuestas desplazadas 120° entre sí, alcanzándose mediante las barras conducidas sobre las mitades semicirculares una mayor transmisión de fuerza sobre esta parte de la pieza basal.

Para poder adaptarse mejor a las condiciones anatómicas, sobre todo en la porción distal de la mandíbula inferior en caso de una disposición asimétrica del soporte fileteado, resulta ventajosa una disposición cruzada de las barras, que estarán desplazadas entre sí 90° - reivindicación 17. Con una configuración y disposición de las barras de la pieza basal de este tipo se consigue una distribución todavía mejor de las fuerzas conducidas a través del soporte fileteado. En esta configuración el marco exterior de la pieza basal está dividido en dos secciones separadas, debido a la disposición cruzada, siendo el radio R4 del marco exterior la mitad de grande que el radio del marco exterior rectangular o cuadrado opuesto. Debido a la disposición cruzada de las barras y a la configuración específica del marco exterior de la pieza basal, entre las barras surgen escotaduras exteriores que mejoran el riego sanguíneo y de esta manera aceleran el proceso de curación y garantizan de forma duradera la defensa inmunológica.

Una distribución de cargas especialmente buena se consigue cuando el perfil de transición del soporte fileteado a las barras presenta dos radios, en concreto uno superior y uno inferior, R3 y R2. No obstante, un buen resultado desde el punto de vista de la técnica de fuerzas se consigue también cuando sólo hay un radio R5, que sin embargo debe comprender un ángulo de más de 90 grados. (Fig. 3 y Fig. 2)

La colocación y el posicionamiento conforme a lo dispuesto de los implantes osteointegrados basalmente se facilita, además, cuando la pieza basal está provista de una oblicuidad de guía situada en la dirección de introducción - reivindicación 12.

Según otra característica de la invención, el marco exterior de la pieza basal rectangular que se conecta con la mitad semicircular está dividido en secciones particulares, que están separadas entre sí mediante barras. Para la consulta dental, el número siempre disponible de implantes osteointegrados basalmente con piezas basales de distintos tamaños puede así reducirse, ya que cada uno de los tamaños del pie de implante necesario puede fabricarse mediante una simple retirada de las secciones de la pieza basal que no se necesitan. La fabricación y el almacenamiento de los implantes puede configurarse de esta manera de forma más sencilla y económica.

La invención se explicará a continuación con más detalles en un ejemplo de realización. En los dibujos se muestra:

Fig. 1 y 4 un implante dental osteointegrado basalmente según la invención

Fig. 2 la vista lateral de la Fig. 4

Fig. 3 el corte parcial A - A de la Fig. 4

Fig. 5 el implante según la invención con una pieza basal variable con respecto al tamaño del pie del implante

Fig. 6 a 8 formas de realización ventajosas de implantes dentales según la invención.

El implante 1 osteointegrado basalmente representado en las Figs. 1 y 4 consta de manera conocida de la pieza basal 2, que se coloca en un lecho de implante preparado mediante intervención quirúrgica, por ejemplo mediante fresado en el hueso mandibular, y el soporte fileteado 3, sobre la que se fijan después de la curación del implante por ejemplo una corona u otra prótesis dental.

El soporte fileteado 3 está unido a través de barras N; 4; 5; 6 y 16 con el marco exterior 8 de la pieza basal 2, enlazando las barras N; 4; 5; 6 y 16, a través de radios R1, en el perfil del marco exterior 8 con la altura de perfil H3; D3. Tal como se deduce de la Fig. 3, las barras N; 4; 5; 6 y 16 del implante 1 según la invención poseen en la zona de pie del soporte fileteado 3 una sección 18 reforzada con una altura de perfil H1 que en la dirección del marco exterior 8 y de la mitad semicircular 7 de la pieza basal 2 disminuye hacia la altura de perfil H3; D3 del marco exterior 8 o superficie semicircular 7 respectivamente. El soporte fileteado 3 está conectado en su zona de pie mediante radios R3 a las barras N; 4; 5; 6 y 16, y dispone de un rebaje 15 que en caso de fuerzas de flexión extremadamente altas asume la función de una zona de deformación y que representa un lugar nominal de rotura. Dependiendo de las fuerzas que hay que aplicar en el implante 1 y del grado de dureza del material de implante elegido, con un diámetro D dado para el soporte fileteado 3 la configuración del implante viene determinada por los radios R1 y R3 y las alturas de perfil H1 y H3. Al mismo tiempo, los radios R1 y R3 y las alturas de perfil H1 y H3, junto con la rosca exterior 19 y una selección apropiada del material de pilar, forman zonas de elasticidad cada una de las cuales se optimiza de tal manera que el

implante dispone de la máxima elasticidad posible asegurando al mismo tiempo la aplicación de cargas en el hueso mandibular y de este modo se permite y garantiza al mismo tiempo una oseointegración isoelástica de los implantes en el hueso mandibular. Mediante esta configuración los implantes 1 poseen un perfil de transición prácticamente vertical, que viene determinado por los radios R3 y las alturas de perfil H1; H3, y un perfil de transición horizontal que está formado por los radios R1. Ambos perfiles están adaptados entre sí, con lo cual existe en última instancia un perfil de implante tridimensional y optimizado con respecto a la aplicación de cargas.

Los rebajes previstos en la pieza basal 2, que caracterizan también las secciones 9; 10 y 11, se eligen de tal manera que, por un lado, sean lo más grande posible para garantizar un riego sanguíneo óptimo que estimule la inserción del implante 1 en el hueso mandibular y, por otro lado, se da una forma de perfil sin tensiones y a ser posible redonda de las barras N y las barras transversales 12; 13. Con ello la conducción de fuerzas a la zona del soporte fileteado se realiza de manera totalmente independiente de la forma y la configuración de los rebajes de la pieza basal 2, mientras que los radios R3 entre el soporte fileteado 3 y las barras N igualmente no influyen en la forma y la configuración de los rebajes.

Mediante la zona reforzada en el pie del soporte fileteado 3, el implante recoge con mayor seguridad las fuerzas que aparecen y las dirige al compacto del hueso mandibular. Se garantiza al mismo tiempo que en caso de aparecer eventualmente fuerzas extremadamente altas, el soporte fileteado 3 puede flexionarse fácilmente en la esponjosa y contrarrestar de este modo una posible rotura del implante. Además, tal como se indicó anteriormente, mediante la configuración según la invención de las barras N; 4; 5; 6 y 16 se mejora el riego sanguíneo y con ello se estimula también la formación de hueso y la inserción del implante en el hueso mandibular.

En una primera forma de realización la pieza basal 2 está formada por una mitad semicircular 7 y un marco exterior 8 rectangular, que se continúan sin interrupciones. Divergiendo de esta configuración la pieza basal 2 puede poseer también una forma redonda o estar formada conforme a la realización según la Fig. 8.

Como se ve también de las Figs. 1; 4 y 5, el marco exterior 8 rectangular está dividido en las secciones 9, 10, 11 que están separadas respectivamente entre sí por las barras transversales 12; 13. Esta configuración tiene la ventaja de que, dependiendo de la anatomía del hueso mandibular, la parte de la pieza basal no necesaria puede separarse con mayor facilidad y de este modo es posible en la consulta dental, reduciendo al mismo tiempo la disponibilidad permanente de implantes de diferentes tamaños de las piezas basales, una adaptación sencilla de los implantes que deben utilizarse a la anatomía mandibular de cada paciente.

Para fomentar una rápida inserción del implante y conseguir una sujeción más firme en el hueso mandibular, la pieza basal 2 y la parte del soporte fileteado 3 englobada en el tejido compacto, tal como se representa en la Fig. 2, van provistas de una estructura 17 que aumenta la superficie mientras que la zona del soporte fileteado 3 cerca de la cresta mandibular presenta una superficie lisa, preferentemente pulimentada. De esta manera pueden evitarse con medios sencillos las inflamaciones abacterianas, en especial del tejido conjuntivo en la zona de la cresta mandibular, provocadas por el aumento de superficie. En el caso de los implantes con varias piezas basales dispuestas en el sentido axial del soporte fileteado 3, la pieza basal cresta y la plataforma van provistas de una superficie lisa y pulimentada y sobre la piezas o las piezas basales y sobre el vástago que une entre sí las piezas basales se aplica un aumento de la superficie, que puede producirse mediante chorro de arena, mordedura con ácido o mediante una combinación de estos procedimientos.

Con respecto a la colocación de los implantes 1 en el lecho de implante resulta ventajosa una disposición en la que las barras 5; 6 y 16 están desplazados entre sí 120°, tal como muestran las Figs. 5 y 8, debiendo estar como mínimo una barra 5 en el sentido de introducción del implante en el lecho de implante. Mediante el apoyo del soporte fileteado 3 sobre la barra 5 que está dispuesta en la dirección de introducción, en la colocación aparecen fuerzas menores en las barras 6 y 12 orientadas aproximadamente transversales. Con ello se evita la aparición de deformaciones y microfisuras, tal como puede producirse especialmente en el caso de los implantes con barras 4 dispuestas transversalmente a la dirección de introducción y que en última instancia favorecen una rotura del implante. Además, mediante esta disposición de las barras se consigue una distribución y transmisión mejor y más uniforme sobre la pieza basal 2 y sobre el hueso mandibular de las fuerzas conducidas a través del soporte fileteado 3.

El implante absorbe bien las fuerzas que aparecen en un ángulo recto con respecto a las barras 4 según el implante 1 representado en las Figs. 1 y 4, ya que las barras 4 son relativamente largos y pueden doblarse bien de manera elástica a consecuencia de las fuerzas aparecidas, que actúan prácticamente como fuerzas de giro sobre la barra. Por el contrario, sin embargo, las fuerzas que aparecen en el eje longitudinal de las barras son mal absorbidas. En el caso de una aplicación de fuerzas de este tipo la resistencia a las oscilaciones permanentes de los implantes disminuye mucho, tal como se ha determinado mediante ensayos realizados, y con gran rapidez se producen roturas en la zona de las barras. Para eludir esta desventaja se crearon implantes con una disposición de barras correspondiente a las Figs. 5 a 8.

En el caso de los implantes con la disposición de las barras 6; 16 y 20 según la Fig. 6, debido al posicionamiento asimétrico del soporte fileteado 3, la mayor parte de las fuerzas de carga se aplican sobre el lado corto del implante con la mitad semicircular 7 del marco exterior 7 de la pieza basal 2. Las barras 6 y 16 absorben bien las fuerzas y las distribuyen uniformemente sobre el hueso mandibular. Si el soporte fileteado 3 es cargado con fuerzas en el sentido de los ejes longitudinales de las barras 6; 16, resulta ventajosa la disposición de una barra 20 adicional que esté situada

aproximadamente transversal a estas direcciones de las fuerzas y que con ello mejora la posibilidad de desviación elástica. Además, la distribución de fuerzas en las tres barras es esencialmente mejor que en el caso de dos barras 4, tal como se representa en las Figs. 1 y 4.

- 5 Pero si existiera una mayor conducción de fuerzas sobre la sección de la pieza basal 2 con el marco exterior 8 rectangular, en interés de tener una distribución uniforme de fuerzas hay que orientar también dos barras 6 y 16 en el sentido de esta sección, tal como se deduce de las Figs. 5 y 8.

10 Una distribución de fuerzas mejor y más biforme se consigue mediante una disposición cruzada de las barras 21, 22; 23 y 24 según la Fig. 7. El marco exterior 8 de la pieza basal 2, hasta este momento cerrado, se divide en esta forma de realización en dos marcos exteriores 25 y 26 separados, cada uno de los cuales enlaza por su extremo libre con las barras 22; 24 y 21; 22. Mediante los espacios exteriores libres que se forman entre las barras 21; 22 y 23; 24 se mejora esencialmente el riego sanguíneo.

15 Si no coinciden los radios R6 y R4 en el interior y el exterior de la pieza de bastidor (pieza basal), puede influirse sobre la deformación del anillo dependiente de la carga transversal. Si se eligen los radios en relación uno con el otro de tal manera que el radio interior R6 es menor que el radio exterior R4, aparecen picos de tensión en el vértice de la curvatura y en la zona de la oblicuidad de guía. Esto puede ayudar a alejar los picos de tensión de la zona del soporte fileteado hacia el hueso.

20 Según otra característica de la invención, en el lado de introducción de la pieza basal 2 hay prevista una oblicuidad de guía 14 mediante la cual se facilita la colocación y el posicionamiento del implante 1 en el lecho de implante.

Listado de referencias

- 25 1 implante oseointegrado basalmente
2 pieza basal
30 3 soporte fileteado
4 barra
5 barra
35 6 barra
7 mitad semicircular
40 8 marco exterior rectangular
9 sección de la pieza basal
10 sección de la pieza basal
45 11 sección de la pieza basal
12 barra transversal
50 13 barra transversal
14 oblicuidad de guía
15 rebaje
55 16 barra
17 aumento de superficie
60 18 sección reforzada
19 rosca
20 barra
65 21 barra

ES 2 298 472 T3

	22	barra
	23	barra
5	24	barra
	25	marco exterior
	26	marco exterior
10		
	D	diámetro del soporte fileteado
	N	barras
15		
	H1	altura del perfil de la barra en la zona del soporte fileteado
	H2	altura del perfil de la barra en la zona de transición barra/marco de la pieza basal
20	H3	altura del perfil del marco de la pieza basal
	R1	radio en la transición barra/marco de la pieza basal
	R2	radio inferior en la transición soporte fileteado/barra
25	R3	radio superior en la transición soporte fileteado/barra
	R4	radio del marco exterior
30	R5	radio en la transición soporte fileteado/barra
	R6	radio interior en la escotadura de la pieza basal
35		
40		
45		
50		
55		
60		
65		

REIVINDICACIONES

1. Implante dental para la oseointegración basal enossal y combinada enossal/periostal con un soporte fileteado (3) que sobresale de la mandíbula, que está dispuesto ortogonalmente a una pieza basal o de pie (2), transmisora de las fuerzas, y que está unido a la pieza basal (2) a través de barras (4; 5; 6) de una manera resistente al giro, estando formada la pieza basal o de pie por un cuerpo base anular o por un marco cerrado y compuesto por varias formas geométricas distintas (7; 8), **caracterizado** porque
- a) la configuración del implante para un diámetro D del soporte fileteado (3) dado viene determinada por un radio superior en la transición soporte fileteado/barra R3 y un radio inferior en la transición soporte fileteado/barra R5 y la altura de la barra en la zona del soporte fileteado H1 y la altura de la barra en la zona de conexión barra/marco H2 de la pieza basal (2), que en relación al radio R1 están en la zona de transición de las barras N al marco de la pieza basal (2) con la altura de perfil de la pieza basal H3
 - b) para un diámetro D dado, el soporte fileteado está conectado en su zona de pie a las barras (N) mediante el radio superior R3 y el radio inferior R2 o el radio de transición R5, que abarca un ángulo de más de 90°, y
 - c) el perfil de la sección transversal de las barras (N) es máxima en la zona del soporte fileteado (3) y desde la altura H1 se va estrechando en dirección al marco de la pieza basal (2) hasta la altura del perfil del marco (H3), de modo que en el centro del implante se forma una zona reforzada con una mayor rigidez y las fuerzas de torsión que aparecen se derivan desde el centro alejándose hacia la zona periférica del hueso mandibular.
2. Implante dental según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el soporte fileteado (3) está unido al marco de la pieza basal (2) a través de varias barras N y estas barras N_{1 a n} están conectadas con radios R1 al marco de la pieza basal (2).
3. Implante dental según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el implante (1) tiene zonas de elasticidad que vienen determinadas por la geometría del perfil en las zonas de conexión entre las barras N y la pieza basal (2), las barras N y el soporte fileteado (3), la rosca (19) del soporte fileteado (3) y un pilar a enlazar con el soporte fileteado (3).
4. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque las barras N están desplazados entre sí un ángulo de 120°.
5. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque como mínimo una barra (5) de las barras (5; 6; 16) está dispuesta en la dirección de introducción del implante (1) en el lecho de implante.
6. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque como mínimo una barra (20) está posicionada en el eje longitudinal del marco exterior (8) rectangular de la pieza basal (2).
7. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado** porque el marco exterior (8) rectangular que se conecta a la mitad semicircular (7) está dividido en diferentes segmentos (9; 10; 11), que están separados entre sí mediante barras transversales (12; 13), y las barras transversales (12; 13) están conectadas con radios R1 al marco exterior (8) de la pieza basal (2).
8. Implante dental según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** porque el soporte fileteado (3) está provisto de un rebaje (18) y el dimensionado del rebaje (18) se elige dependiendo de la configuración de la pieza basal (2) de modo que el implante (1) se rompe en la zona del rebaje (18) en caso de fuerzas extremadamente elevadas.
9. Implante dental según una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** porque seleccionando un material de pilar adecuado se crea una zona de elasticidad entre la rosca (19) y el pilar.
10. Implante dental según la reivindicación 9, **caracterizado** porque el pilar presenta una rosca interna y el soporte fileteado del implante una rosca externa y el pilar está hecho de plástico.
11. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado** porque el implante es preferentemente, de manera conocida, de titanio puro con una resistencia a la tracción de 250-450 Mpa y el grado de dureza del material de implante a utilizar se selecciona dependiendo de las fuerzas que hay que aplicar y determina la geometría del implante, en especial la de la pieza basal (2) y de las barras.
12. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 11 y 18 a 20, **caracterizado** porque la pieza basal (2) está provista de una oblicuidad de guía (14).
13. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 12, **caracterizado** porque la superficie de la pieza basal (2) y de la parte basal del soporte fileteado (3), que quedará rodeada por el tejido compacto del hueso mandibular, está provista de un aumento de la superficie (17).

ES 2 298 472 T3

14. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 13 y 18 a 20, **caracterizado** porque la parte del soporte fileteado (3) que se encuentra en la zona de la mucosa y de la porción crestral del hueso presenta una superficie lisa y pulimentada.

5 15. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado** porque las barras N tienen una sección del perfil redonda u ovalada.

10 16. Implante dental según una de las reivindicaciones 1 a 15, **caracterizado** porque en los implantes con varias piezas basales el soporte fileteado y la pieza basal crestral presentan una superficie pulimentada, mientras que la o las piezas basales y el vástago que une las piezas basales están provistas de una estructura que aumenta la superficie.

15 17. Implante dental según las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque las barras (21; 22; 23, 24) están dispuestas en cruz y desplazadas 90° entre sí y el marco exterior de la pieza basal (2) está dividido en dos secciones (25; 26) separadas, cada una de las cuales enlaza con los extremos libres de las barras (21; 22; 23, 24), teniendo el radio R4 del marco exterior (26) aproximadamente la mitad del tamaño de la anchura del marco exterior (25) y entre las barras (21; 22) y (23; 24) vecinos existe una escotadura exterior libre.

18. Implante dental según una de las reivindicaciones 1 a 17, **caracterizado** porque el material del implante es una aleación de titanio y molibdeno.

20 19. Implante dental según una de las reivindicaciones 1 a 16, **caracterizado** porque sobre las secciones basales de la superficie de la pieza basal (2) y del soporte fileteado (3) se coloca una capa de bolas de titanio.

25 20. Implante dental según la reivindicación 19, **caracterizado** porque en las secciones de la superficie situadas opuestas al sentido de introducción del implante en el lecho de implante hay colocadas varias capas de bolas de titanio.

30 21. Implante dental según una de las reivindicaciones 19 y 20, **caracterizado** porque el diámetro de las bolas de titanio es aproximadamente de 120 a 200 μm y las capas se aplican mediante un procedimiento de sinterización.

35

40

45

50

55

60

65

Fig. 1

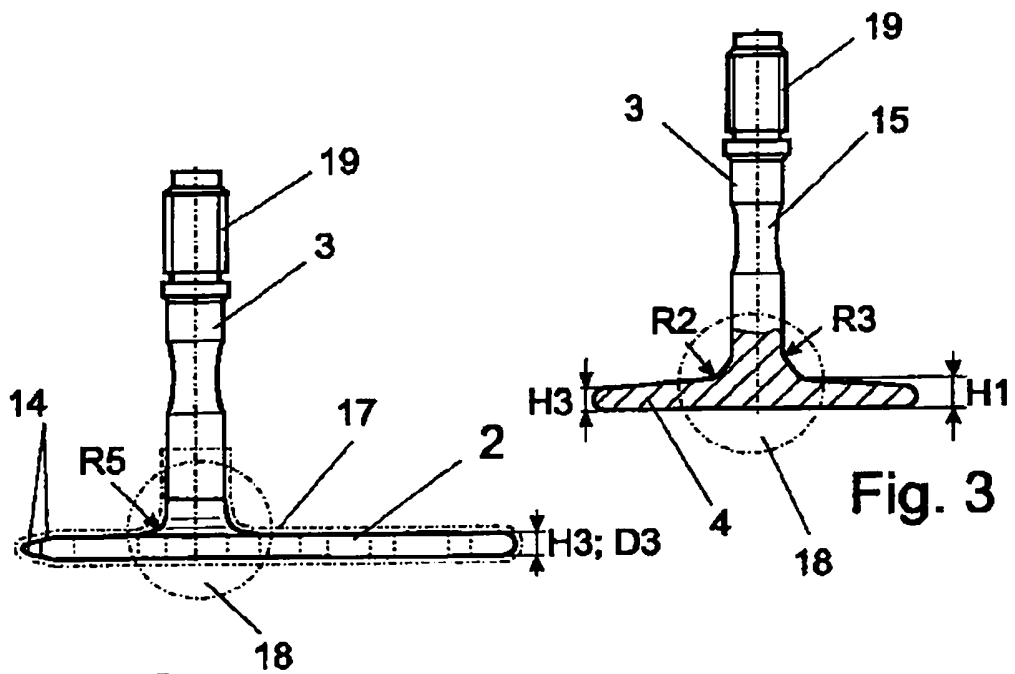
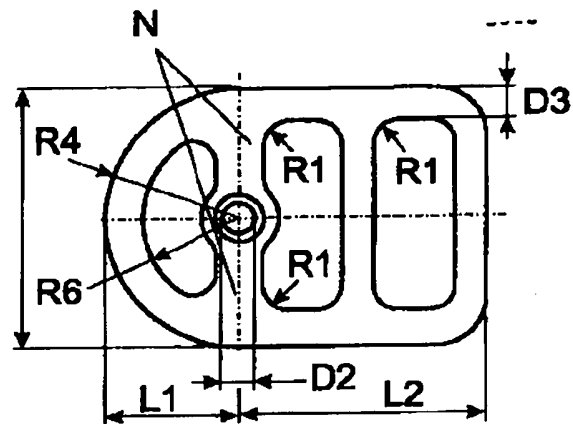


Fig. 2

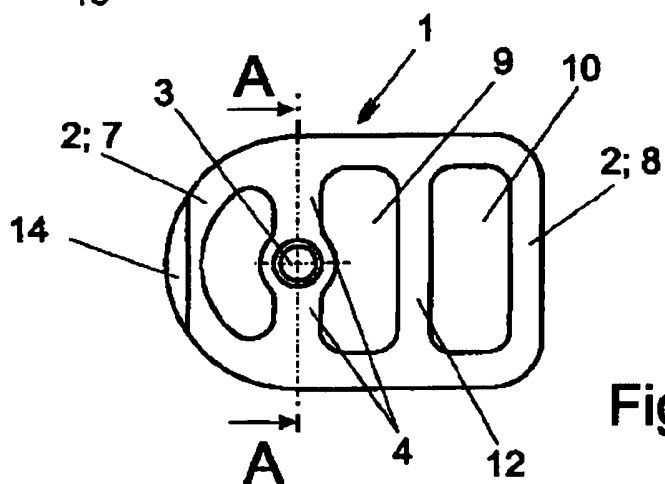


Fig. 4

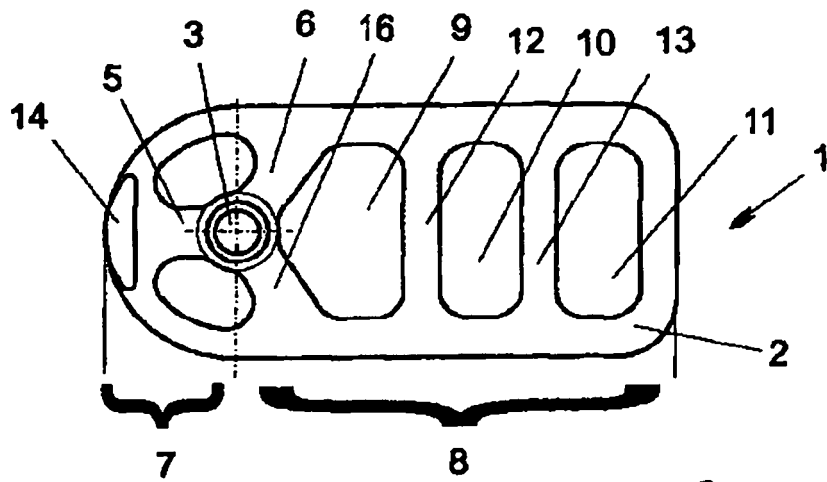


Fig. 5

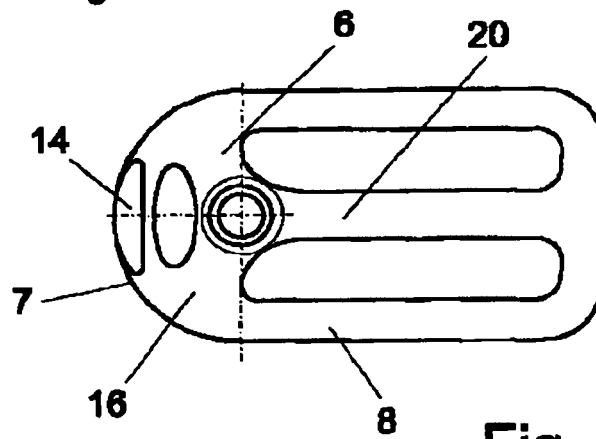


Fig. 6

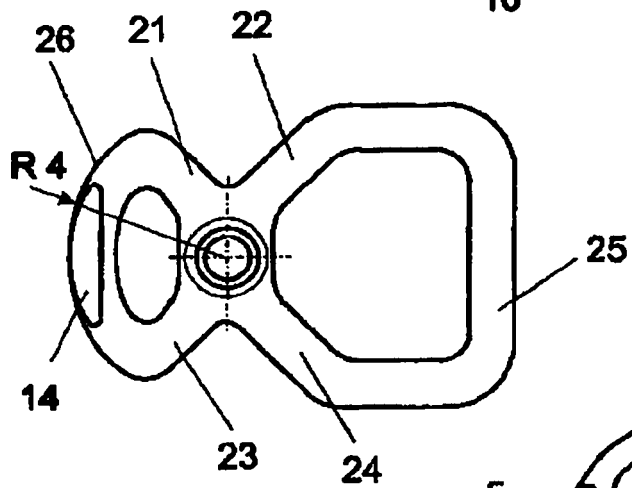


Fig. 7

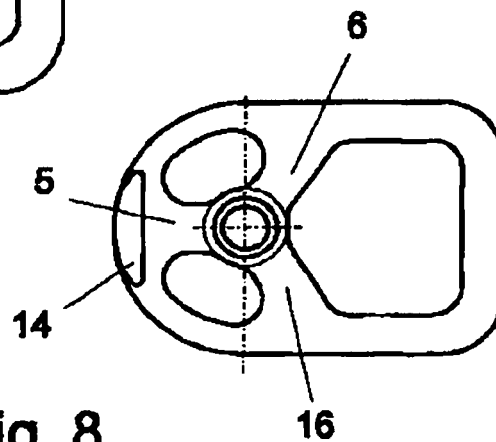


Fig. 8