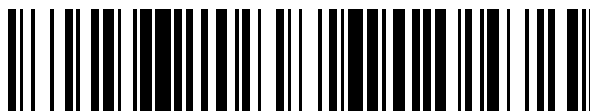


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 573 681**

51 Int. Cl.:

A61C 13/00 (2006.01)

A61C 8/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.11.2011** **E 11807636 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.02.2016** **EP 2640306**

54 Título: **Sistema de implante dental y procedimiento para la producción de un sistema de implante dental**

30 Prioridad:

15.11.2010 DE 102010051176

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.06.2016

73 Titular/es:

BRODBECK, URS (33.3%)
Pflugsteinstrasse 32
8703 Erlenbach, CH;
SCHLEE, MARKUS (33.3%) y
ZIPPRICH, HOLGER (33.3%)

72 Inventor/es:

BRODBECK, URS;
SCHLEE, MARKUS y
ZIPPRICH, HOLGER

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 573 681 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

Sistema de implante dental y procedimiento para la producción de un sistema de implante dental

La invención se refiere a un sistema de implante dental con una primera parte de implante prevista para la introducción en un hueso maxilar y con una segunda parte de implante, asignada a ésta, prevista para la fijación de una pieza de prótesis dental, pudiendo unirse entre sí mecánicamente las partes de implante mediante una espiga de unión conformada en una de las partes de implante, que puede introducirse en un canal de alojamiento previsto en la otra parte de implante.

Para la compensación de la pérdida de un diente pueden usarse en el marco de la terapia reconstructiva, implantes dentales. Se colocan habitualmente en lugar de un diente extraído o caído, en el hueso maxilar, para sujetar allí, tras una fase de curación de aproximadamente cuatro a doce semanas, una pieza protésica o una corona que sirve como prótesis dental. Un implante dental de este tipo está configurado para ello habitualmente como cuerpo metálico conformado adecuadamente, el cual se coloca mediante atornillado en el lugar previsto en el hueso maxilar. El implante dental presenta en este caso normalmente en el extremo apical una rosca de tornillo en la mayoría de los casos autoroscante, mediante la cual el implante dental se coloca en el correspondiente lecho de implante preparado.

Para posibilitar una introducción facilitada en la boca del paciente y en particular una preparación particularmente amplia de la prótesis propiamente dicha al colocarse en el implante ya con anterioridad al tratamiento del paciente, por ejemplo, en un laboratorio de técnica dental, los sistemas de implante dental pueden estar configurados a partir de varias piezas. En este caso puede estar prevista en particular una estructura básicamente de dos partes, comprendiendo el sistema de implante dental una primera parte de implante, prevista para la introducción en el hueso maxilar, denominada también como implante propiamente dicho o parte de poste, y adicionalmente a ésta, una segunda parte de implante asignada, denominada también como parte de estructura, a la que puede fijarse por su parte la pieza de prótesis dental prevista como prótesis o similar. La primera parte de implante o parte de poste está provista en su lado exterior habitualmente de una rosca, la cual puede estar configurada como rosca autoroscante o también no autoroscante. La parte de poste se ancla habitualmente en un lecho de implante correspondientemente preparado del hueso maxilar. La estructura de la rosca prevista en la zona exterior del implante dental está configurada en este caso habitualmente para una estabilidad primaria alta de la disposición y para una conducción uniforme de las fuerzas que aparecen durante las cargas masticatorias del implante dental al hueso maxilar.

Para la conexión mecánica de las partes de implante entre sí se proporciona habitualmente una espiga de unión conformada en una de las partes de implante, normalmente en la parte de estructura. Ésta puede introducirse en un canal de alojamiento que se proporciona en la otra parte del implante, normalmente en la parte de poste. En lo que se refiere a la selección de la geometría y de las dimensiones, particularmente de las secciones transversales, la espiga de unión por un lado y el canal de alojamiento por otro, están adaptados entre sí en este caso habitualmente de tal manera, que con un montaje comparativamente sencillo, pueden lograrse aún así una buena guía de los componentes el uno en el otro y con ello una estabilidad mecánica lo suficientemente alta. La parte de estructura, que habitualmente en su zona superior se dota de una corona, otro suministro protésico o similar de una manera conocida en sí, puede estar en este caso, para la unión mecánica con la parte de poste, pegada con la parte de poste a través de la espiga de unión introducida en el canal de alojamiento. La parte de estructura también puede estar sin embargo, introducida a presión en la parte de poste y fijada solo mediante un bloqueo, o también fijarse adicionalmente mediante una cementación o pegado.

No obstante, en el caso de estos sistemas de implante, el implante dental es cargado mecánicamente de manera extremadamente fuerte al atornillarse la parte de estructura y particularmente también después, durante procesos de masticación, de manera que una unión pegada del tipo mencionado, probablemente no presente una estabilidad mecánica lo suficientemente alta en particular en lo que se refiere al tiempo de permanencia muy largo deseado en la boca del paciente. Para hacer frente a esto, la parte de estructura puede estar atornillada alternativamente también mediante un tornillo de conexión elegido de manera adecuada, con la parte de poste. Al colocarse, la rosca del tornillo de conexión se atornilla en este caso habitualmente en una rosca interior asignada en la parte de poste. La cabeza de tornillo del tornillo de conexión presiona en este caso al atornillarse, a través de una depresión frontal de la parte de estructura, ésta sobre el implante dental. Este tipo de sistemas de implante dentales de varias piezas con una conexión atornillada entre la parte de estructura y la parte de poste se conocen por ejemplo del documento DE 10 2006 018 726 A1 o del documento DE 10 2008 054 138 A1.

La primera parte de implante o parte de poste e igualmente la segunda parte de implante o la parte de cabeza o estructura consisten habitualmente en un metal escogido de manera adecuada, y en concreto particularmente en titanio o en una aleación de titanio. Mediante esta elección de material pueden lograrse una compatibilidad aceptable para el paciente y una buena biocompatibilidad. Además de ello, los sistemas de implante fabricados a base de este material presentan una alta estabilidad a largo plazo con una propensión a fractura reducida. En correspondencia con ello, el titanio está muy extendido como material de base para sistemas de implante y también goza de una aceptación científica extensa, sobre todo también porque puede asegurarse de manera comparativamente sencilla y fiable la esterilización necesaria para el uso en la terapia constructiva. Los costes de material son además de ello

limitados, de manera que normalmente con un esfuerzo aceptable también pueden producirse sobre esta base grandes cantidades de piezas de sistemas de implante. Un sistema de implante de varias piezas a base de titanio, en el que se proporciona en la zona de unión entre parte de poste y de estructura un elemento de junta elástico para la compensación de ranuras, se conoce del documento CH 696 625 A5.

5 Por otro lado no puede excluirse en el caso de este tipo de sistemas de implante basados en metal, un potencial alergénico en determinadas circunstancias. Las alergias a los metales son producidas habitualmente por la producción de iones de metal. Además de ello, existe el riesgo de que debido a partículas desprendidas del implante, por ejemplo, debido a desprendimientos de la superficie del implante o debido a la abrasión en el caso de sistemas de varias piezas, puedan producirse reacciones inflamatorias en la boca del paciente.

10 Además de ello, el color propio de los componentes del implante metálicos puede tener una influencia estética y/u óptica molesta, y la capacidad de conducción eléctrica de los componentes metálicos puede conducir a efectos molestos.

Debido a estos motivos puede ser deseada una configuración libre de metal de sistemas de implantes. Como alternativa a los sistemas metálicos se tienen en cuenta particularmente cerámicas como material de base para implantes, habitualmente a base de óxido de circonio (preferiblemente estabilizado mediante óxido de itrio u óxido de aluminio), o también aleaciones con contenido de circonio, cerámicas de óxido de circonio-óxido de aluminio o cerámicas, que o bien contienen óxido de circonio u óxido de aluminio o que presentan al menos una de las cerámicas como componente principal. Además de ello, pueden usarse cerámicas, las cuales están basadas en base de silicio o de óxido de silicio y que contienen por ejemplo, adiciones de nitrógeno, hidrógeno, carbono o wolframio. Los sistemas de implante cerámicos tienen la ventaja general de una alta biocompatibilidad y con ello de una buena compatibilidad, siendo el potencial alergénico extremadamente reducido. La superficie es muy desfavorable para el desarrollo bacteriano, de manera que este tipo de implantes son en su totalidad particularmente adecuados para usos a largo plazo y para largos tiempos de permanencia en la boca del paciente. Además de ello no resultan casi decoloraciones grises en el tejido circundante, de manera que pueden lograrse efectos estéticos de alta calidad.

Los implantes dentales a base de cerámica se conocen no obstante a día de hoy esencialmente solo en configuración de una pieza. Las propiedades del material de los componentes cerámicos (por ejemplo, fragilidad, gran dureza, baja a ninguna ductilidad) dificultan la unión y excluyen casi por completo una larga duración y estabilidad a largo plazo de sistemas de implante con configuración de varias piezas. Particularmente debido a la capacidad de deformación elástica reducida y plástica inexistente de las cerámicas, precisamente en el caso de durezas de material (según Vickers) de más de 500 o incluso de más de 1000, un contacto plano de los componentes entre sí solo puede realizarse muy difícilmente, de manera que particularmente durante la transmisión de las fuerzas de masticación comparativamente altas, pueden aparecer cargas puntuales en la zona de contacto de las partes de implante de sistemas de varias partes. Éstas pueden conducir por su parte a una presión local aumentada en la zona de unión y como consecuencia de ello a la posible formación de micro fisuras o daños en la estructura de la cerámica, que conducen por su parte a fracturas o roturas en los componentes en sí. Las ventajas básicas de los sistemas de implante dental de varias piezas solo pueden usarse por lo tanto a día de hoy de manera muy limitada para sistemas basados en cerámica.

Un sistema de implante dental del tipo mencionado inicialmente a base de cerámica, cuya espiga de unión presenta en su zona de contacto con el canal de alojamiento un revestimiento que conforma un elemento elástico, estando configurada la superficie de la espiga de unión para la configuración de una conexión en unión de materiales con este material elástico, de manera porosa, se conoce del documento EP 0 015 599 A1. Este sistema presenta no obstante, solo una estabilidad mecánica insuficiente en lo que se refiere a las fuerzas que aparecen durante una carga masticatoria.

45 La invención se basa por lo tanto en la tarea de indicar un sistema de implante del sistema mencionado inicialmente –configurado preferiblemente a partir de dos o más piezas–, que posibilite también al usar materiales cerámicos o de base que pueden compararse con éstos en lo que a sus propiedades de material básicas se refiere, para al menos una de las partes de implante, una estabilidad particular y una duración de uso larga. Además de ello, ha de indicarse un procedimiento de producción particularmente adecuado para el sistema de implante.

50 En lo que se refiere al sistema de implante, esta tarea se soluciona según la invención, con las características de la reivindicación 1. En este caso, la espiga de unión está conformada a partir de un material con una dureza de al menos 500, preferiblemente de al menos 750, de manera particularmente preferida de al menos 1000 y presenta en una zona de contacto con el canal de alojamiento, un revestimiento conformado sobre su superficie de un material más blando en comparación con el material de la espiga de unión, particularmente con una dureza de como mucho 25, de preferiblemente como mucho 20, de manera particularmente preferida de como mucho 20, con un grosor de capa de como mucho 0,3 mm, preferiblemente como separador. Para la producción de una conexión en unión de materiales con el revestimiento, la espiga de unión es en este caso en su zona de superficie provista del revestimiento, porosa, configurada preferiblemente con una porosidad de al menos 0,1, presentando la superficie de la espiga de unión en la zona de la conexión en unión de materiales con el revestimiento un valor r_a de como mucho 10 %, de preferiblemente como mucho 5 %, del grosor de capa del revestimiento. Dicho con otras palabras: la

rugosidad media de la superficie es ventajosamente de como mucho un 10 % del grosor de capa del revestimiento. Los valores de dureza mencionados han de entenderse en este caso como valores de dureza según Vickers en base a una fuerza de prueba de 10 kilopondios según DIN, es decir, el valor de dureza mencionado de 500 se corresponde por ejemplo, con una indicación conforme a la norma de 500 HV 10.

5 Son objeto de las reivindicaciones secundarias configuraciones ventajosas de la invención.

La invención parte de la idea, de que en el caso de sistemas de implante de varias piezas puede lograrse una alta estabilidad y durabilidad cuando se tienen en cuenta de manera adecuada las fuerzas que aparecen precisamente durante los procesos de masticación. Precisamente durante la transmisión de estas fuerzas en sistemas de implante dentales de varias piezas desde la parte de estructura a la parte de poste anclada en el hueso maxilar debería estar
10 garantizada una transmisión de fuerza en su mayor medida respetuosa con el material. Esto puede lograrse particularmente en cuanto que se establece consecuentemente un contacto superficial evitándose en gran medida puntos de contacto localizados entre las partes del implante. A diferencia de sistemas basados en metal, en los que un contacto superficial de este tipo se ajusta casi automáticamente debido a la deformabilidad elástica más alta y a la ductilidad del material como reacción a las fuerzas presentes, el contacto superficial en sistemas basados en
15 cerámica podría ser insuficiente debido a la ductilidad faltante del material y en lo que se refiere a tolerancias e imprecisiones de fabricación presentes casi obligatoriamente.

Para hacer frente a ello de manera adecuada, se proporciona ahora un elemento adicional en la estructura del sistema de implante dental, que ha de impedir a modo de un cuerpo de compensación la conformación de puntos de contacto puntuales locales entre las partes del implante. El separador que se proporciona para ello debería estar
20 indicado de tal manera en lo que a su selección de material se refiere, de tal manera que establezca –debido a ductilidad adecuada – una compensación adecuada en el espacio intermedio entre las partes del implante y de esta manera garantice una transmisión de fuerza superficial entre los componentes. Para ello, el material del separador debería elegirse correspondientemente más blando y con ello más deformable que el material de las partes del implante propiamente dichas.

El separador podría estar configurado básicamente como red de hilos de material unidos por su parte en unión de materiales con la espiga de unión, es decir, por ejemplo pegados o fundidos, de manera que se presente particularmente en forma de un recubrimiento tipo red. De esta manera es posible por un lado un ajuste fiable de una separación mínima adecuada entre las superficies de contacto que compensa las rugosidades de superficie de las superficies de contacto que se dan posiblemente debido a la fabricación, conformándose por otra parte en los
30 espacios intermedios conformados por los hilos de tejido, volúmenes aún libres adecuados para un alojamiento de material. Estos se adecuan en especial medida para el alojamiento de material excedente, por ejemplo, de pegamento o similar. Un separador configurado de esta manera, considerado también como inventivo, es por lo tanto particularmente adecuado para un pegado de las partes de implante entre sí.

Ahora el separador está configurado no obstante como revestimiento dispuesto sobre la superficie de la espiga de unión. El revestimiento puede estar fijado en este caso parcialmente o a modo de red sobre la superficie de la espiga de unión, pero está configurado ventajosamente de manera continua y por toda la superficie. De esta manera resulta una configuración de la totalidad de la superficie del separador sobre la espiga de unión. En una configuración de este tipo, el separador es igual de adecuado para un pegado de las partes de implante entre sí, como para la producción de una conexión mediante atornillado, dado que el separador puede producir en este caso también una
40 amortiguación durante la transmisión de fuerza entre las partes de implante atornillada entre sí.

Para una buena procesabilidad, el separador está unido en este caso en unión positiva, es decir, particularmente como revestimiento o elemento pegado o fundido, con la espiga de unión. De manera análoga, el separador también puede estar dispuesto naturalmente a modo de un revestimiento interior sobre el lado interior del canal de alojamiento, de manera que tras un montaje de las partes de implante en la zona de conexión, de las partes de
45 implante entre sí, también queda posicionado entre éstas. Además de ello, también es posible una combinación de dos separadores, es decir, respectivamente uno en cada una de las dos partes de implante.

Para garantizar también durante un montaje con fuerzas de presión comparativamente altas y en un tiempo de montaje corto un posicionamiento fiable del revestimiento que conforma el separador y también una estabilidad a largo plazo particular y una adhesión fiable del revestimiento, la conexión en unión de materiales del separador con la espiga de unión (o en configuración análoga, de la superficie interior del canal de alojamiento) tiene una configuración particularmente estrecha. La espiga de unión presenta para ello en la zona de su conexión con el separador o en la zona del revestimiento, una superficie con rugosidad o porosa. La porosidad, producida particularmente mediante rugosidad, de la superficie está configurada en este caso de tal manera, que resulta una superficie porosa en particular en la zona de la conexión en unión de materiales de la espiga de unión con el
55 revestimiento, particularmente con una porosidad con un tamaño de estructura de como mucho un micrómetro, alternativa o adicionalmente de manera preferida con una porosidad de al menos 0,1. Mediante una superficie de este tipo mantenida con porosidad, se asegura que precisamente en combinación con una selección de material adecuada para el revestimiento, su material pueda penetrar al menos parcialmente en los espacios huecos de la superficie presentes debido a la porosidad, resultando de esta manera una unión de materiales particularmente estrecha. La porosidad indicada con 0,1 se determinó mediante la siguiente fórmula:
60

$$\Phi = 1 - \frac{\rho}{\rho_0}$$

En este caso las letras del alfabeto griego que se utilizan en ella se refieren a: ϕ = porosidad, ρ = densidad aparente, ρ_0 = densidad absoluta.

5 La porosidad es en este caso una magnitud de medición libre de dimensión. Representa la proporción de volumen de espacio hueco con respecto a volumen total de un material o mezcla de materiales y se define como 1 menos el coeficiente de densidad aparente de un cuerpo sólido y densidad absoluta.

10 La conformación de rugosidad prevista se aplica en este caso ventajosamente después de la producción propiamente dicha, es decir, particularmente en el marco de un paso de tratamiento adicional, sobre la superficie. La formación de rugosidad puede llevarse a cabo por ejemplo, mecánicamente (por ejemplo, mediante irradiación como por ejemplo chorros de arena), químicamente (por ejemplo por corrosión), o por radiación con un láser, preferiblemente con un láser de femtosegundo. Precisamente mediante radiación con un láser, el cual presenta una duración de pulsación de menos de aproximadamente 1 ps, pueden aplicarse de esta manera también estructuras precisas o patrones de estructura sobre la superficie a revestir, pudiendo impedirse además de ello un daño más profundo del material que se encuentra debajo, es decir, particularmente de la cerámica.

15 Para posibilitar una conexión mecánica fiable entre las partes del implante en caso de una alta densidad, la espiga de unión presenta ventajosamente en sección transversal un contorno exterior adaptado al contorno del canal de alojamiento asociado. Visto en la dirección longitudinal de la espiga de unión o del canal de alojamiento, ambos pueden estar configurados además de ello con una sección transversal que se mantiene igual, es decir, por ejemplo con cuerpo de base cilíndrico. Ventajosamente se estrechan no obstante las secciones transversales en dirección 20 hacia el extremo libre de la espiga de unión, en una configuración particularmente preferida en configuración cónica, de manera que puede lograrse de una manera particularmente sencilla una buena unión de fuerza con una alta densidad. En otra configuración ventajosa, el contorno exterior de la espiga de unión – y correspondientemente adaptado a éste, el canal de alojamiento en su contorno interior – presenta en sección transversal al menos por partes o por secciones una simetría múltiple. De esta manera puede lograrse por un lado a modo de indexación de 25 manera sencilla una alineación rotativa fiable de la parte de estructura durante el montaje, es decir, durante la introducción en la boca del paciente, manteniéndose por otro lado a modo de bloqueo rotativo incluso durante la aplicación de momentos de giro altos en el sistema, de manera fiable la alineación rotativa elegida en el entorno del diente.

30 En lo que se refiere a su grosor de capa, el separador está dimensionado ventajosamente de tal manera, que por un lado se evitan una elasticidad y deformación demasiado grandes del sistema en total montado como consecuencia de un grosor de capa demasiado grande y por otro lado se garantiza una compensación fiable de rugosidades de la superficie y de tolerancias de fabricación. En este caso se tiene en cuenta ventajosamente también el hecho de que precisamente en el caso de conexiones cónicas entre la parte de estructura y la parte de poste, la capacidad de 35 deformación elástica de la parte de poste sirva para la compensación de tolerancias angulares condicionadas por la fabricación con respecto al ángulo de conicidad. En el caso de sistemas de implante metálicos de varias piezas convencionales, las tolerancias de ángulo están dimensionadas en este caso habitualmente de tal manera, que el ángulo de conicidad de la escotadura de molde en la parte de poste es menor que el ángulo de conicidad del pasador de contacto conformado en la parte de estructura.

40 En el caso de sistemas atornillados, se deforma al apretarse el tornillo de conexión, la pared de la parte de poste en la zona elástica de tal manera, que se produce un contacto plano de las superficies de contacto la una con la otra. Dado que esto no es posible en el caso de materiales cerámicos debido a la capacidad de deformación insuficiente y a su alta dureza de (según Vickers) por ejemplo, más de 500 o incluso más de 1000 (“dureza Vickers”, HV), el revestimiento proporcionado como separador debería posibilitar estas compensaciones. Debido a los motivos 45 mencionados se proporciona en una configuración ventajosa en lo que se refiere a por lo demás parámetros de dimensión convencionales de los sistemas de implante dental (longitud total, diámetro de la parte de poste, etc.), un grosor de capa de al menos 0,001 mm, de preferiblemente al menos 0,05 mm, de manera particularmente preferida de al menos 0,01 mm, y/o de como mucho 0,3 mm, preferiblemente de como mucho 0,2 mm, de manera particularmente preferida de como mucho 0,1 mm.

50 En lo que se refiere a la elección del material, los correspondientes componentes, particularmente las partes de implante, se eligen ventajosamente de manera adecuada en lo que se refiere a una estabilidad a largo plazo precisamente en el entorno de uso previsto y también en lo que se refiere a una particularmente buena compatibilidad y biocompatibilidad. Para el separador podría elegirse en este caso un metal lo suficientemente blando elegido de manera adecuada particularmente en lo que se refiere a la elección del material de las partes del implante propiamente dichas, preferiblemente oro. Pero para posibilitar también una configuración completamente 55 libre de metal del sistema de implante, se produce el separador en una configuración particularmente ventajosa, a partir de un material plástico, preferiblemente a partir de un material plástico termoplástico con una alta capacidad de carga del grupo de las polietercetonas, particularmente a partir de polieterecetona, llamado también PEEK. El PEEK presenta habitualmente una dureza según Vickers de aproximadamente 12 y cumple con ello con el criterio interpretativo previsto en este caso de manera muy satisfactoria.

En un perfeccionamiento adicional o alternativo ventajoso, el material plástico que conforma el separador presenta un módulo de elasticidad de al menos 1000 MPa. De esta manera el separador es lo suficientemente duro para hacer frente a las fuerzas que resultan al masticar, de manera que se evitan una deformación plástica y una "salida" del material.

5 Para evitar de manera fiable un hinchado del material tras la introducción en la boca del paciente y particularmente una conformación de fisuras en las partes del implante debida posiblemente a un hinchado de este tipo, el material plástico que conforma el separador presenta en una configuración adicional o alternativa ventajosa, una absorción de agua de como mucho un 1 %, de preferiblemente como mucho un 0,5 %, de manera particularmente preferida de como mucho un 0,2 %.

10 En lo que se refiere a regulaciones y directrices habituales generales en el tratamiento de pacientes terapéutico, los componentes del sistema de implante están configurados ventajosamente para una esterilización sin problemas. El material plástico que conforma el separador presenta para ello ventajosamente una temperatura de ablandamiento de al menos 140 °C, preferiblemente de al menos 160 °C, de manera preferida de 300 °C, de manera que pueden llevarse a cabo sin límite esterilizaciones con vapor caliente habituales (habitualmente a una temperatura de 134 °C), dependiendo de la necesidad una vez o también varias veces.

La espiga de unión está configurada preferiblemente a partir de una cerámica, particularmente a partir de óxido de circonio, de manera que en general se garantiza una alta estabilidad del sistema. Una espiga de unión cerámica de este tipo, con un revestimiento de superficie con rugosidad es particularmente ventajosa para el uso en combinación con una parte de poste o canal de alojamiento de titanio u otro material metálico, dado que básicamente en el caso del par de materiales cerámica/metal, particularmente cerámica/titanio, ha de contarse debido a la dureza claramente mayor de la cerámica, con abrasión de metal y correspondientes cambios de la superficie y del color. Precisamente la cerámica mencionada presenta habitualmente una dureza según Vickers ("dureza Vickers", VH) de más de 1000. Dado que los efectos mencionados aparecen ya en el caso de cerámicas con una dureza Vickers de 500 o más, de manera aumentada, es particularmente ventajoso ya debido a este motivo el separador previsto como elemento intermedio o amortiguador. Los efectos mencionados, particularmente la abrasión de la superficie, pueden evitarse de una manera eficaz particularmente mediante el revestimiento de superficie que actúa como separador entre la cerámica por un lado y el metal, particularmente titanio, por otro.

En una configuración particularmente ventajosa se usa sin embargo para las partes del implante en general una cerámica, particularmente óxido de circonio u óxido de aluminio, en todo caso como componente principal, debido a lo cual se pone a disposición un cuerpo de base libre de metal. Este tipo de materiales se caracterizan por su extraordinaria biocompatibilidad y ofrecen una superficie resistente a las bacterias. En una configuración particularmente ventajosa, la espiga de unión está configurada en este caso a partir de óxido de circonio estabilizado mediante óxido de itrio y/u óxido de aluminio, presentando en otra configuración ventajosa la superficie de la espiga de unión, en la zona de la conexión en unión de materiales con el separador una zona de agotamiento con una proporción de óxido de itrio o de aluminio reducida en comparación con el volumen interior de la espiga de unión.

Para la producción de una zona de agotamiento de este tipo puede tratarse preferiblemente un cuerpo de base de cerámica mediante un tratamiento láser y/o en un medio líquido y/o gaseoso, preferiblemente en un baño de ácido, estando acidificado el baño de ácido con iones, que consisten respectivamente en un elemento de uno de los grupos principales V. a VII., del sistema periódico de los elementos o comprenden un elemento de este tipo como componente. Mediante este tratamiento puede obtenerse un cuerpo cerámico, en el que en una zona de superficie, en lo que se refiere a un parámetro de estructura, particularmente de un componente de aleación o de una proporción de fase cristalográfica, existe una zona de agotamiento en comparación con el volumen interior.

Como ha resultado de manera completamente sorprendente e inesperada, este procedimiento conduce precisamente a la configuración de estructuras de superficie, las cuales garantizan propiedades de humectación particularmente ventajosas y posibilitan en el caso del uso del cuerpo de cerámica como cuerpo portador para el separador, una adherencia particularmente buena del revestimiento que se prevé como separador.

Mediante el tratamiento del cuerpo de base de cerámica de manera cáustica y particularmente mediante corrosión intercrystalina, se conforma precisamente una nanoestructura específica sobre la superficie. En este caso pueden encontrarse una pluralidad de poros o cavidades comparativamente pequeños con una extensión media en el rango de los submicrómetros, preferiblemente inferior a 500 nm y particularmente inferior a 250 nm. Este tipo de estructuras pueden determinarse por ejemplo, mediante imágenes de microscopía electrónica. La superficie se caracteriza particularmente porque la profundidad de la nanoestructura, es decir, la profundidad de los poros que pueden lograrse en este caso, es mayor que la anchura de la estructura, es decir, la extensión lateral característica de las estructuras obtenidas. De esta manera puede ponerse a disposición la porosidad prevista de la superficie en este caso con propiedades particularmente ventajosas para la conexión en unión de materiales con alta capacidad de carga deseada.

La proporción en la nanoestructura entre la profundidad de la estructura y la anchura de la estructura es mayor que 1:1, preferiblemente mayor que 1,5:1 y particularmente mayor que 2:1.

La zona de agotamiento prevista ventajosamente en la zona de la superficie, que da lugar finalmente a la estructura deseada y a las propiedades deseadas en la conexión con el material del separador, puede producirse particularmente mediante liberación selectiva o al menos acelerada selectivamente de componentes individuales como por ejemplo, elementos químicos y/u óxidos de la superficie, preferiblemente mediante un proceso cáustico adecuadamente escogido. Este tipo de estructuras ventajosas pueden lograrse particularmente en cuanto que se liberan elementos individuales y/u óxidos metálicos individuales que se encuentran en la cerámica (óxido de circonio, óxido de aluminio, óxido de itrio, óxido de hafnio, etc.), particularmente óxido de itrio y óxido de hafnio, de la superficie. Se esta manera se produce sobre y/o en la zona límite de la superficie una zona de agotamiento de estos óxidos metálicos.

- 5 Ha podido verse además de ello en el análisis en lo que se refiere a las propiedades de fase, que mediante uno de los tratamientos en la superficie descritos anteriormente, ha cambiado la proporción entre la fase tetragonal y monoclina en el óxido de circonio estabilizado. Tras el proceso de sinterización pudo aumentarse o reducirse mediante un procedimiento de este tipo, la proporción de la fase monoclina en la superficie a o alrededor de al menos 0,1 %, de manera ventajosa a o a razón de más de 0,5 % y particularmente a o a razón de más de 1,5 %.
- 10 Dado que la superficie se pone bajo presión debido al grosor menor de la fase monoclina, se frena de esta manera la conformación de fisuras inicial, de manera que puede contarse con un aumento de la rigidez inicial.

- La producción de la zona de agotamiento prevista en la superficie del cuerpo de cerámica puede producirse particularmente mediante un proceso cáustico en un baño de ácido elegido adecuadamente. Los agentes de reacción previstos para la cerámica del cuerpo de base, es decir, los iones con componentes del grupo principal V. a VII. del sistema periódico de los elementos, pueden actuar en este caso particularmente como conformadores de sales para el correspondiente metal. El baño de ácido puede comprender particularmente iones, que consisten en los elementos nitrógeno (N), oxígeno (O), flúor (F), cloro (Cl), azufre (S) y/o fósforo (P) o comprenderlos como componentes. En el caso del tratamiento en baño de ácido, existe la posibilidad de que los iones del ácido modifiquen químicamente la superficie y queden como ensuciamiento sobre la superficie.

- 20 En lo que se refiere al procedimiento para la producción de un sistema de implante dental de este tipo, se soluciona la tarea mencionada en cuanto que en la espiga de unión se conforma en su superficie una rugosidad antes de establecerse la conexión en unión de materiales con el separador en la zona de la unión prevista con el separador.

- La conformación de la rugosidad puede llevarse a cabo en este caso en una configuración ventajosa mediante radiación láser o mediante chorros de arena. Es particularmente ventajoso sin embargo, cuando la espiga de unión se hace porosa en su superficie antes de la producción de la conexión en unión de materiales con el separador en la zona de la conexión prevista con el separador, preferiblemente mediante un proceso cáustico.

- Para la aplicación de un revestimiento previsto para la conformación del separador sobre la espiga de unión, se aplica ventajosamente una dispersión sobre ésta, que a continuación, se seca. En la dispersión se mantienen en solución ventajosamente partículas previstas para la confirmación del revestimiento, con un tamaño de partícula de hasta 20 µm. La dispersión puede rociarse entonces o también aplicarse de otra manera adecuada, pudiendo producirse entonces a continuación de manera ventajosa un paso de secado a una temperatura de secado de por ejemplo aproximadamente 150 °C. De esta manera se volatilizan los componentes de medio de solución, de manera que se adhieren las partículas de material y conforman de esta manera el revestimiento. El secado se produce en este caso ventajosamente en vacío o con presión inferior, de manera que la formación de inclusiones de aire se mantiene particularmente reducida. Dado que en particular este tipo de inclusiones de aire podrían bloquear la entrada de material en los poros de la superficie del cuerpo portante, se favorece particularmente de esta manera una conexión en unión de materiales estrecha.

- En otra configuración ventajosa se prevé adicionalmente, preferiblemente tras el secado, un tratamiento térmico de la espiga de unión provista del revestimiento a una temperatura de tratamiento por encima de la temperatura de ablandamiento del material de revestimiento, preferiblemente de al menos 350 °C, de manera particularmente preferida de al menos 400 °C. De esta manera puede producirse a modo de fusión del material aplicado, una homogenización, favoreciéndose en este caso eventualmente al mismo tiempo la penetración del material de revestimiento en poros o rugosidades de superficie en la espiga de unión. Un tratamiento de este tipo es particularmente ventajoso y eficaz para grosores de capa de hasta aproximadamente 0,1 mm. Alternativamente también podría estar previsto para grosores de capa superiores a 0,1 mm un revestimiento de polvo.

- Las ventajas logradas con la invención consisten particularmente en que debido al separador que se proporciona en la zona de conexión de espiga de unión y canal de alojamiento, pueden compensarse imprecisiones y tolerancias de fabricación en los componentes, de manera que también en el caso del uso de materiales cerámicos para la espiga de unión o también para las partes del implante en general puede establecerse un contacto superficial entre estas partes. Debido a ello es posible incluso en lo que se refiere a las fuerzas de masticación altas que se producen, una transmisión de las fuerzas respetuosa con el material y fiable, de manera que el uso de los materiales cerámicos deseados en sí también se posibilita en el caso de sistemas de implante dental de varias piezas.

También es particularmente ventajosa en otros ámbitos de uso de materiales cerámicos, particularmente a base de óxido de circonio, una porosidad prevista al menos en la zona de la superficie de al menos 0,1, para poder aplicar un

revestimiento adherente a partir de un material plástico, particularmente PEEK. Las ventajas de un revestimiento a base de material plástico sobre un cuerpo de base cerámico se encuentran particularmente en la modificación de las propiedades químicas y particularmente en la resistencia a los ácidos. En lo que se refiere a las modificaciones de las propiedades mecánicas han de mencionarse particularmente la introducción de fuerza/transmisión de fuerza óptima. Pero también la modificación del valor de fricción μ mediante un revestimiento adherente proporciona ventajas claras a materiales cerámicos en cuanto a su utilización, particularmente en comparación con otros materiales metálicos.

Un ejemplo de realización de la invención se explica con mayor detalle mediante un dibujo. En éste muestran:

Las FIGS. 1 a 3 respectivamente un sistema de implante dental como dibujo despiezado,

La FIG. 4 el sistema de implante dental según la FIG. 3 en sección longitudinal,

La FIG. 5 una parte de estructura del sistema de implante dental según las FIGS. 1 a 3 en sección transversal,

La FIG. 6 una parte de poste del sistema de implante dental según las FIGS. 1 a 3 en sección transversal,

Las FIGS. 7, 8 una parte de estructura del sistema de implante dental según las FIGS. 1 a 3 en vista lateral,

Las FIGS. 9, 10 respectivamente una forma de realización alternativa de un sistema de implante dental, y

La FIG. 11 un recorte de la zona de conexión de los componentes del sistema de implante dental.

Las mismas partes están provistas en todas las figuras de las mismas referencias.

El sistema de implante dental 1, 1', 1'' según las FIGS. 1 a 4 se proporciona respectivamente para la colocación en el hueso maxilar en lugar de un diente extraído o caído, para sujetar allí una pieza protésica o una corona como prótesis dental. El sistema de implante dental 1, 1', 1'' está configurado para ello respectivamente a partir de varias piezas y comprende una primera parte de implante 2, 2', 2'' configurada como llamada parte de poste y una segunda parte de implante 4 asignada a ésta, que se proporciona para la fijación de una pieza de prótesis dental, denominada también como parte de estructura. La primera parte de implante 2, 2', 2'' o parte de poste está provista en este caso por el lado exterior de una rosca exterior 6, la cual está configurada particularmente en el extremo apical 8 como rosca de tornillo autoroscante. De esta manera puede colocarse la primera parte de implante 2, 2', 2'' o parte de poste mediante atornillado en el lugar previsto en el hueso maxilar.

Para posibilitar tras una fijación adecuada de la pieza de prótesis dental o de la prótesis en la parte de estructura o segunda parte de implante 4 una introducción en la parte de poste o primera parte de implante 2, 2', 2'' con una estabilidad mecánica alta, hay conformada una espiga de unión 10 en la segunda parte de implante 4, que puede introducirse en un canal de alojamiento 12 asignado previsto en la primera parte de implante 2, 2', 2''. Mediante la introducción de la espiga de unión 10 en el canal de alojamiento 12 se establece una conexión mecánica de las partes de implante 2, 4. Para una estabilidad mecánica alta, la espiga de unión 10 está adaptada en este caso en su contorno exterior al contorno interior del canal de alojamiento 12, pudiendo estar formados los dos cónicamente visto en dirección longitudinal (ejemplo de realización según la FIG. 2). Además de ello, como está previsto particularmente en el ejemplo de realización según la FIG. 1, el contorno exterior de la espiga de unión 10 –y correspondientemente adaptado el contorno interior del canal de alojamiento 12 – pueden estar configurados con una simetría múltiple (en el ejemplo de realización séxtuple), de manera que al unirse los componentes mencionados resulta un bloqueo rotativo y con ello puede ajustarse una alineación rotativa fiable de la parte de estructura con respecto a la parte de poste. En el ejemplo de realización según las FIGS. 3, 4 hay dispuesto para este fin de una indexación o para la configuración de un bloqueo rotativo, un elemento de indexación 14 en el lado final en la espiga de unión 10 con por su parte una sección transversal con simetría múltiple, que en el estado montado se engancha en una correspondiente pieza de canal final 16 asignada en el canal de alojamiento 12.

Los sistemas de implante dental 1, 1', 1'' en los ejemplos de realización según las FIGS. 1 a 4 están configurados respectivamente para una conexión atornillada de las partes de implante 2, 4 entre sí. Para ello se proporciona respectivamente un tornillo de conexión 18, que se engancha en una rosca de tornillo 20 que se proporciona respectivamente dentro de la primera parte de implante 2, 2', 2''.

En lo que se refiere a su elección de material, las partes de implante 2, 4 están adaptadas de manera adecuada a un fin de uso y fabricadas básicamente a partir de material cerámico como por ejemplo, óxido de circonio u óxido de aluminio. Como material para la espiga de unión 10 se elige en particular óxido de circonio estabilizado mediante óxido de itrio. Éste presenta una dureza comparativamente alta de 1500 +- 100 según Vickers ("dureza Vickers", HV). Debido a la capacidad de deformación elástica reducida y plástica insuficiente de un material con una dureza tal, ha de partirse no obstante, de que un contacto superficial de las partes de implante 2, 4 entre sí no se da precisamente en la zona de la espiga de unión 10. Precisamente durante la transmisión de las fuerzas de masticación comparativamente altas pueden aparecer con ello cargas puntuales en la zona de contacto de las

partes de implante 2, 4. Éstas podrían tener como resultado por su parte presión local aumentada en la zona de conexión y como consecuencia de ello una posible conformación de microroturas o daños en la estructura de la cerámica, que pueden conducir por su parte a fractura o a roturas en los componentes en sí. Además de ello, podría darse –precisamente en una combinación de una espiga de unión 10 cerámica con una parte de poste 4 metálica-, debido a la gran diferencia de dureza entre los componentes, abrasión de metal en la parte de poste, que podría conducir a ensuciamiento y/o a decoloraciones o similares no deseados.

Para hacer frente a esto de manera adecuada, la espiga de unión 10 está provista en una zona de contacto con el canal de alojamiento 12 sobre su superficie 24, de un revestimiento 26 como elemento adicional en la estructura del sistema de implante dental 1, 1', 1'' a modo de un cuerpo de compensación o separador 22, como se representa en el dibujo de sección transversal según la FIG. 5. Como criterio interpretativo para el revestimiento 26, está previsto en este caso, que esté configurado en este caso a partir de un material claramente más blando en comparación con el material de la espiga de unión 10, con una dureza (según Vickers) de cómo máximo 25. Debido a ello el revestimiento 26 establece –debido a ductilidad adecuada- una compensación adecuada en el espacio intermedio entre las partes de implante 2, 4, de manera que se garantiza una transmisión de fuerza superficial entre los componentes. En el ejemplo de realización el revestimiento 26 está fabricado a partir de un material plástico, en concreto a partir del material plástico termoplástico con alta capacidad de carga, polieterecetona, también conocido como PEEK. El PEEK presenta habitualmente una dureza según Vickers de aproximadamente 12 y cumple con ello con el criterio interpretativo previsto en este caso de una manera particularmente satisfactoria.

El revestimiento 26 también puede estar dispuesto naturalmente con el mismo efecto alternativa o adicionalmente sobre la superficie interior 28 del canal de alojamiento 12 en la parte de poste 2 o en la segunda parte de implante 4, como se representa en el dibujo de sección transversal en la FIG. 6.

Preferiblemente el revestimiento 26 previsto para la conformación del separador 22 está configurado de manera continua a modo de un revestimiento de superficie completa. Alternativamente también puede comprender no obstante, a modo de una red, trenzado o similar, que rodea la espiga de unión 10, una pluralidad de elementos parciales o revestimiento parciales 30, que bajo la conformación de espacios intermedios 32, están unidos como configuración tipo red (FIG. 7) o también independientemente entre sí (FIG. 8), respectivamente en unión de materiales con la espiga de unión 10 –o al fijarse en el lado interior, con la superficie interior del canal de alojamiento 12-. De esta manera es posible por un lado mediante los elementos parciales o revestimientos parciales 30 un ajuste fiable de una separación mínima adecuada entre las superficies de contacto, que compensa las rugosidades de la superficie de las superficies de contacto que posiblemente aparecen debido a la fabricación, conformándose por otro lado en los espacios intermedios 32 volúmenes aún libres adecuados para un alojamiento de material. Estos se adecuan en especial medida para el alojamiento de material excedente, por ejemplo de pegamento o similares. Un sistema de conexión configurado de esta manera es particularmente adecuado de esta forma para una conexión pegada de las partes de implante 2, 4 entre sí. Esta conformación de cámaras de alojamiento para pegamento excedente puede ser favorecida aún más, en cuanto que en el correspondiente otro componente –mostrado en la FIG. 9 para el canal de alojamiento 12 y mostrado en la FIG. 10 para la espiga de unión 10- se proporcionan mecánicamente cámaras de alojamiento 34 adicionales, en el ejemplo de realización según las FIGS. 9, 10 en forma de hendiduras 36 circundantes dispuestas adicionalmente.

En las dos variantes preferidas, es decir, tanto en el caso de una configuración como revestimiento 26 de superficie completa continuo, como también en el caso de una configuración con espacios intermedios 32, se proporciona una conexión en unión de materiales estrecha entre la espiga de unión 10 o la superficie interior 28 del canal de alojamiento 12 por un lado y el revestimiento 26 que conforma el separador 22 por otro. Para favorecer esto de manera particular, la superficie de la espiga de unión 10 está configurada en este caso en la zona del revestimiento con rugosidad y/o porosa. Como se representa en la FIG. 11 de manera esquemática en recorte ampliado, la conformación de rugosidad o porosidad en la zona de la superficie, particularmente del correspondiente componente cerámico, provoca que se conformen una pluralidad de pequeñas cámaras de material 38, en las que puede penetrar el material comparativamente blando, que conforma el revestimiento 26. De esta manera resulta la unión estrecha buscada de la conexión en unión de materiales, de manera que el revestimiento 26 se adhiere de manera particularmente fija a la superficie que lo porta. La porosidad o rugosidad mencionada de la superficie puede producirse en este caso mediante un procedimiento particularmente adecuado, por ejemplo mediante corrosión –eventualmente específica de material-, mediante ajuste preciso de una zona de agotamiento de un parámetro de material o cristalográfico o similar.

En la representación de la FIG. 11 ampliada por secciones se muestra esquemáticamente la conexión en unión de materiales del revestimiento 26 con el componente que lo porta que puede lograrse debido a ello, en la figura la espiga de unión 10. Mediante la conformación de rugosidad en la superficie de la espiga de unión, unida eventualmente con una zona de agotamiento cercana a la superficie, que puede producirse por ejemplo, mediante una separación precisa o corrosión de elementos o componentes de material individuales, resulta una zona de conexión 40 en la que penetra material del revestimiento 26 en los poros, agujeros de la superficie o similares en la superficie correspondientemente preparada de la espiga de unión 10. En esta zona de conexión 40 los materiales de la espiga de unión 10 por un lado y del revestimiento 6 por otro, se presentan por lo tanto juntos, de manera que conforman un engranaje estrecho. Un concepto de este tipo para la aplicación de un revestimiento sobre una superficie preferiblemente cerámica se considera por lo demás como concepto inventivo autónomo también para

ámbitos de aplicación independientes de implantes dentales.

Lista de referencias

	1, 1', 1''	Sistema de implante dental
	2, 2', 2''	Primera parte de implante
5	4	Segunda parte de implante
	6	Rosca exterior
	8	Extremo apical
	10	Espiga de unión
	12	Canal de alojamiento
10	14	Elemento de indexación
	16	Pieza de canal final
	18	Tornillo de conexión
	20	Rosca de tornillo
	22	Separador
15	24	Superficie
	26	Revestimiento
	28	Superficie interior
	30	Revestimiento parcial
	32	Espacio intermedio
20	34	Cámara de alojamiento
	36	Hendidura
	38	Cámara de material
	40	Zona de conexión

REIVINDICACIONES

1. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') con una primera parte de implante (2, 2', 2'') prevista para la introducción en un hueso maxilar y con una segunda parte de implante (4) asignada a ésta, prevista para la fijación de una pieza de prótesis dental, pudiendo unirse mecánicamente entre sí las partes de implante (2, 2', 2'', 4) mediante una espiga de unión (10) conformada en una de las partes de implante (2, 2', 2'', 4) que puede introducirse en un canal de alojamiento (12) previsto en la otra parte de implante (2, 2', 2'', 4), estando conformada la espiga de unión (10) a partir de un material con una dureza (según Vickers) de al menos 500 y presentando en una zona de contacto con el canal de alojamiento (12) sobre su superficie un revestimiento (26) conformado a partir de un material más blando en comparación con el material de la espiga de unión (10) con un grosor de capa de como mucho 0,3 mm, presentando la espiga de unión (10) para la conformación de una conexión en unión de materiales con el revestimiento (26) una superficie porosa en su zona de superficie provista del revestimiento (26), y presentando la superficie de la espiga de unión (10) en la zona de la conexión en unión de materiales con el revestimiento (26) un valor de rugosidad de como máximo un 10 % del grosor de capa.
2. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según la reivindicación 1, en el que la espiga de unión (10) está configurada como cuerpo de cerámica, en el que se produce la superficie rugosa mediante un proceso cáustico y presenta una nanoestructura con una pluralidad de poros o cavidades con una extensión media inferior a 500 nm.
3. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según la reivindicación 1 o 2, en el que la espiga de unión (10) presenta en su zona de superficie provista del revestimiento (26), por debajo del revestimiento (26), una zona de conexión (40), en la que penetra material del revestimiento (26) en los poros y agujeros de la superficie de la superficie porosa de la espiga de unión (10) y los materiales de la espiga de unión (10) por un lado y del revestimiento (26) por otro se presentan juntos dentro de la zona de conexión (40), de manera que conforman un engranaje estrecho.
4. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la superficie porosa de la espiga de unión (10) presenta una porosidad de al menos 0,1.
5. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 4, cuyo revestimiento (26) consiste en una pluralidad de revestimientos parciales (30) unidos mediante aportación de materiales con la espiga de unión (10).
6. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 5, cuyo revestimiento (26) presenta un grosor de capa de al menos 0,001 mm, de preferiblemente al menos 0,05 mm, de manera particularmente preferida de al menos 0,01 mm, y/o de como mucho 0,2 mm, de manera particularmente preferida de como mucho 0,1 mm.
7. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el revestimiento (26) está producido a partir de un material plástico con un módulo de elasticidad de al menos 1000 MPa.
8. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según la reivindicación 7, en el que el material plástico que conforma el revestimiento (26) presenta una absorción de agua de como mucho un 1 %, preferiblemente de como mucho un 0,5 %, de manera particularmente preferida de como mucho un 0,2 %.
9. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según la reivindicación 7 u 8, en el que el material plástico que conforma el revestimiento (26) presenta una temperatura de ablandamiento de como mínimo 140 °C, preferiblemente de como mínimo 180 °C.
10. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 9, en el que la superficie de la espiga de unión (10) presenta en la zona de la conexión mediante aportación de materiales con el revestimiento (26) un valor de rugosidad de como mucho un 5 % del grosor de capa.
11. Sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 10, cuya espiga de unión (10) está configurada a partir de óxido de circonio estabilizado mediante óxido de itrio y/o de aluminio, presentando la superficie de la espiga de unión (10) en la zona de la conexión en unión de materiales con el revestimiento (26) una zona de agotamiento con una proporción de óxido de itrio o de aluminio reducida en comparación con el volumen interior de la espiga de unión.
12. Procedimiento para la producción de un sistema de implante dental (1, 1', 1'') según una de las reivindicaciones 1 a 11, en el que en la espiga de unión (10) se conforma una rugosidad antes de la producción de la conexión en unión de materiales con el revestimiento (26) en la zona de la conexión prevista con el revestimiento (26) en su superficie.
13. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que la espiga de unión (10) se somete a un proceso cáustico.
14. Procedimiento según la reivindicación 12 o 13, en el que para la aplicación del revestimiento (26) sobre la espiga de unión (10) se aplica una dispersión, la cual a continuación se seca.

FIG. 2

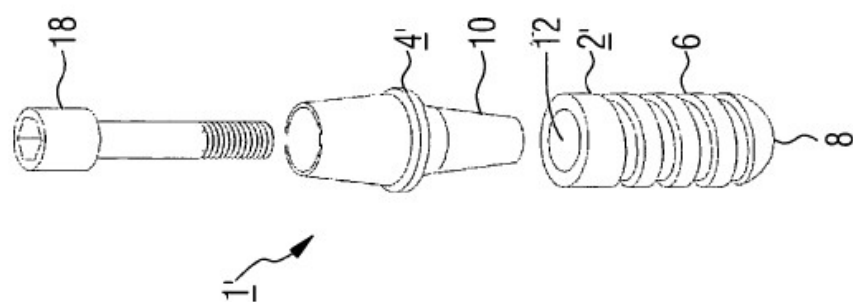


FIG. 1

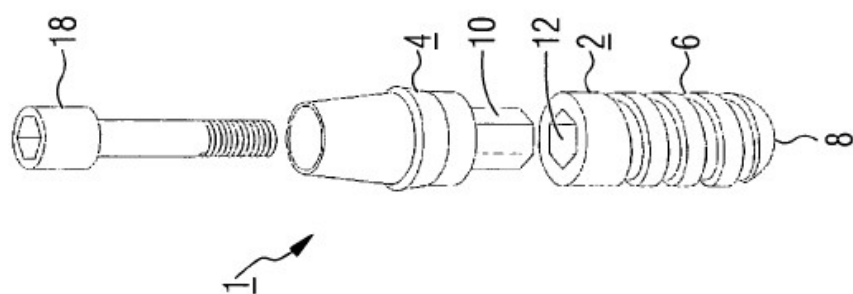


FIG. 4

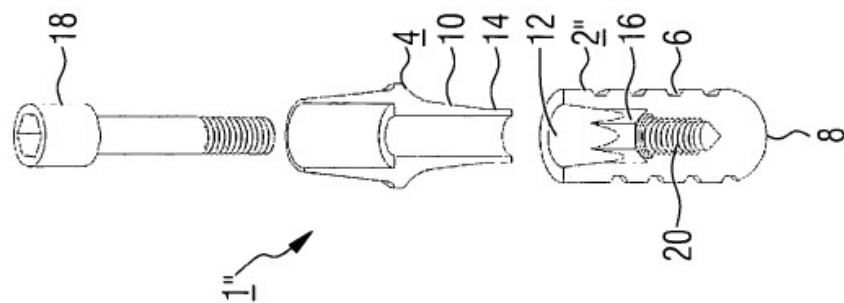


FIG. 3

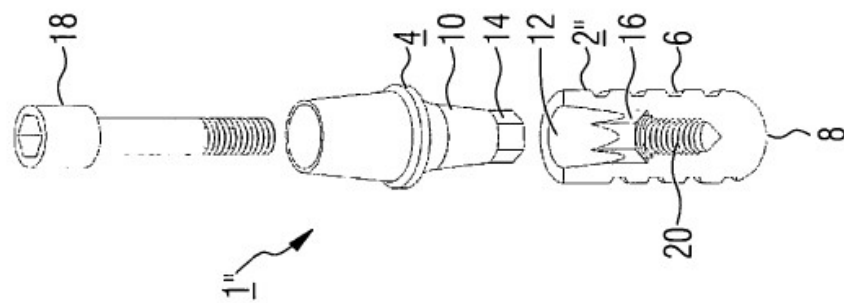


FIG. 6

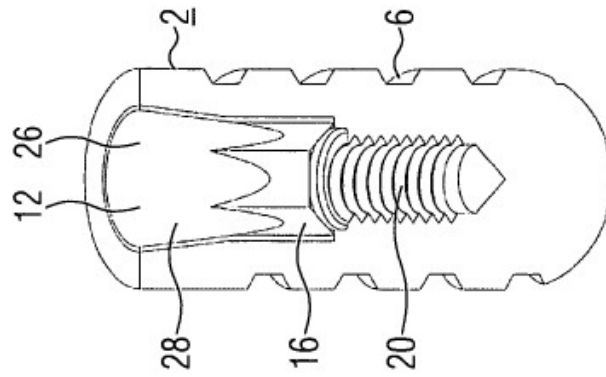


FIG. 5

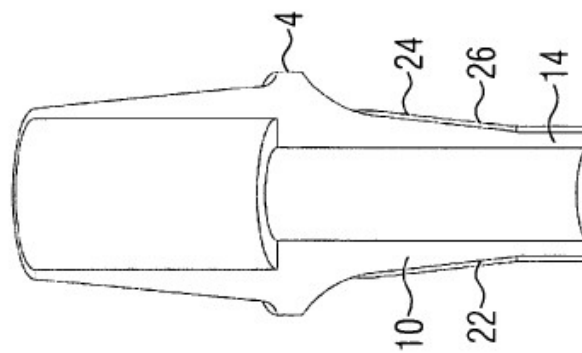


FIG. 8

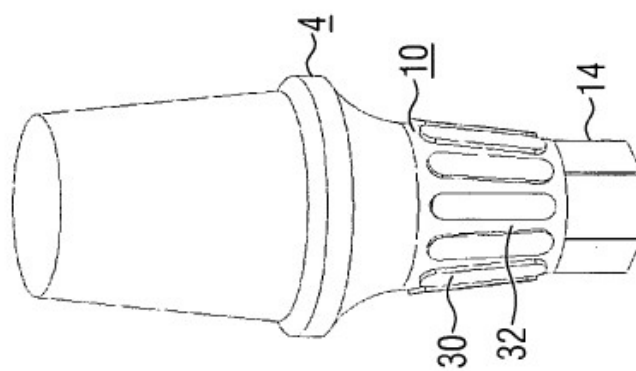


FIG. 7

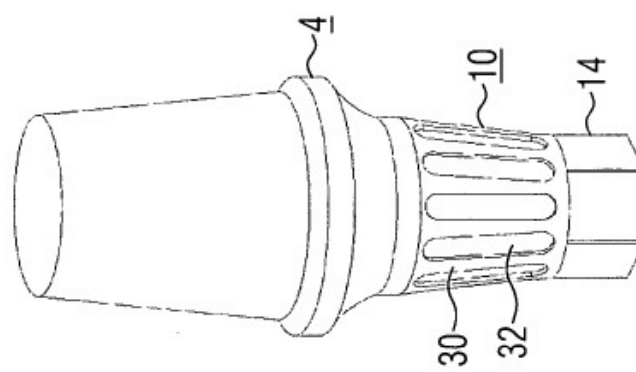


FIG. 9

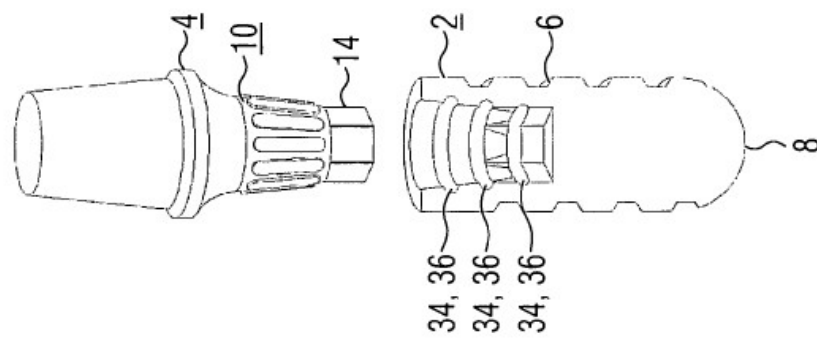


FIG. 10

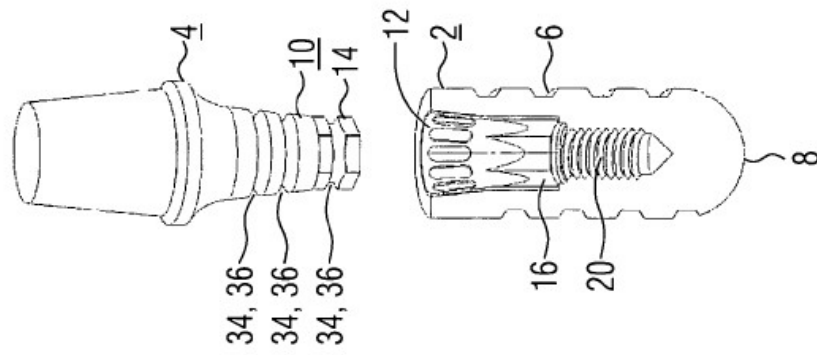


FIG. 11

