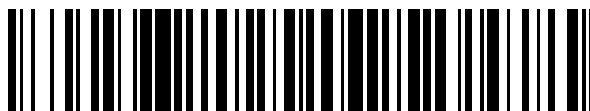


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 620 124**

51 Int. Cl.:

A61C 8/00 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

A61L 27/50 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.08.2003** **E 09008101 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.12.2016** **EP 2108331**

54 Título: **Implante para implantación en tejido óseo o en tejido óseo complementado a través de material de sustitución ósea**

30 Prioridad:

23.08.2002 CH 14522002

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

27.06.2017

73 Titular/es:

**WOODWELDING AG (100.0%)
BUNDESSTRASSE 3
6304 ZUG, CH**

72 Inventor/es:

**MAYER, JÖRG;
AESCHLIMANN, MARCEL y
TORRIANI, LAURENT**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 620 124 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Implante para implantación en tejido óseo o en tejido óseo complementado a través de material de sustitución ósea

- 5 La invención pertenece al campo de la técnica medicinal y se refiere a un implante de acuerdo con la reivindicación 1. El implante se implanta especialmente en tejido óseo humano o animal, pero también se puede implantar en tejido óseo complementado a través de material de sustitución ósea.

10 El implante de acuerdo con la invención es, por ejemplo, un implante dental, que se inserta en un hueso maxilar asumiendo la función de una raíz de diente natural y presenta, por ejemplo, para la fijación de una corona dental artificial, de un puente o de una prótesis dental en su extremo próximo un lugar de fijación, que está dispuesto después de la implantación en la zona de la superficie del hueso. El implante dental puede representar también un diente postizo completo, es decir, adicionalmente a una zona de la raíz a implantar, también una zona de la corona. Pero el implante puede tener también otra función y puede ser adecuado para la implantación en otro hueso humano o animal. Por lo tanto, el implante puede servir, muy en general, para la conexión de una pieza ósea con otra pieza de tejido, en particular pieza ósea o con una pieza postiza, de manera que la pieza postiza puede apoyar o sustituir una pieza ósea (por ejemplo, rótula postiza o cavidad cotiloidea) o un dispositivo auxiliar terapéutico (por ejemplo, dispositivo de liberación de fármaco, dispositivo de drenaje o estimulador para la estimulación eléctrica o química). Pero el implante puede ser también el mismo tal dispositivo auxiliar terapéutico. También puede servir como indicador de posición para tejido óseo ausente y, dado el caso, a sustituir (por ejemplo, después de la retirada de un tumor) o como elemento de aumento para un incremento óseo deseado.

25 Las estructuras de prótesis dentales (dientes individuales, prótesis parciales o prótesis totales), que se basan en los implantes dentales mencionados anteriormente con puntos de fijación, se crean de acuerdo con el estado de la técnica, por ejemplo, en las siguientes etapas: después de la retirada de la raíz dental natural se espera hasta que el orificio en el hueso maxilar se ha rellenado a través de la generación de hueso natural con tejido óseo. En la zona del tejido óseo regenerado se crea un orificio adaptado al implante. El implante se inserta en el orificio, de manera que es orificio es tan profundo que el implante encuentra totalmente espacio allí, es decir, que no sobresale del orificio. Una rosca interior, que define el punto de fijación, en el lado frontal del implante se cierra con un tornillo de cubierta. Las encías se cosen por medio del tornillo de cubierta y se espera hasta que el tejido óseo ha crecido con el implante y de esta manera presenta una estabilidad suficiente para la carga prevista (estabilidad secundaria). Entonces, en otra etapa, se abren las encías sobre el implante y se sustituye el tornillo de cubierta por un espaciador, de manera que el espaciador sobresale sobre las encías. Solamente cuando las encías se han curado alrededor del espaciador, se fija sobre éste la estructura de prótesis dental. El procedimiento descrito brevemente significa para el paciente un tiempo de tratamiento desde 12 hasta 18 meses. De dos a tres meses de ellos corresponden al tiempo entre el implante y un instante, en el que el implante ha crecido o se ha desarrollado alrededor del tejido óseo en una medida suficiente para una carga.

40 El primer tiempo de espera (regeneración del tejido óseo en un orificio en el hueso maxilar) se puede evitar o acortar cuando se utilizan implantes que están adaptados en su forma de la manera más exacta posible al orificio original, como se describe, por ejemplo, en la publicación US-6132214 (Suhonen y col.).

45 Los implantes dentales utilizados de acuerdo con el estado de la técnica están constituidos habitualmente por titanio puro o aleaciones de titanio. Estos metales muestran una compatibilidad biológica muy alta y se conocen también diferentes métodos para configurar las superficies de implantes de estos metales para una integración ósea todavía mejorada. A veces, los implantes presentan también estructuras macroscópicas, que posibilitan un crecimiento hacia dentro del tejido óseo o un crecimiento cruzado con tejido óseo. Estos implantes dentales conocidos tienen solamente después de la integración ósea completa una estabilidad que es suficiente para una carga completa, es decir, solamente cuando son rodeados estrechamente por crecimiento de tejido óseo o bien crecen con tejido óseo o están atravesados por crecimiento de tejido óseo (estabilidad secundaria). En huesos osteoporóticos o huesos blandos, así como en tejido óseo que se regenera mal, por ejemplo de pacientes mayores, no se puede conseguir, dado el caso, en general, una estabilidad suficiente del implante.

55 La estabilidad primaria de los implantes dentales descritos anteriormente, es decir, su estabilidad inmediatamente después de la implantación, es muy limitada. Por este motivo, se intercala el tiempo de espera mencionado anteriormente entre el implante y la formación posterior. La estabilidad primaria de los implantes mencionados es diferente en cada caso después de la implantación, pero con frecuencia no es suficiente para una carga completa. Los implantes en forma de pasador con una rosca se pueden cargar con limitación a tracción y presión y con fuerzas transversales, especialmente cuando se emplean de tal forma que al menos un paso de rosca está en la zona de la capa cortical. Tienen poca capacidad de carga a torsión. Los implantes, que tienen una sección transversal no redonda, que están adaptados, por lo tanto, por ejemplo en su forma a una raíz dental natural, se pueden cargar mejor a torsión, menos a tracción. Lo mismo se aplica para implantes dentales en forma de placa, que pueden presentar también varios puntos de fijación.

65 La estabilidad primaria insuficiente de los implantes dentales conocidos conduciría en caso de carga inmediatamente después de la implantación a cargas tan fuertes entre el implante y el tejido óseo, que se impediría o incluso se

evitaría una integración ósea. Pero una carga inmediata de los implantes no sólo sería deseable, para acortar el tiempo de tratamiento, sino también para evitar una desintegración del hueso maxilar condicionada por la ausencia de carga y para favorecer la integración ósea a través de micro movimientos condicionados por la carga entre el implante y el tejido óseo, que no exceda, sin embargo, una medida fisiológica.

La estabilidad primaria, especialmente la capacidad de carga a través tracción o presión, se eleva de acuerdo con el estado de la técnica para implantes en forma de pasador a través de roscas configuradas de forma correspondientes (US-3499222), a través de elementos extensibles (por ejemplo, US-5766009, EP-1184006) o a través de elementos en forma de collar. Los implantes en forma de inducido, que se utilizan especialmente para la fijación de alambres o materiales de costura, se equipan para la elevación de la estabilidad primaria y secundaria para cargas de tracción con estructuras superficiales similares a contra-ganchos (US-4360343). Tampoco estas mejoras permiten una carga de los implantes inmediatamente después de la implantación.

El documento EP0 358 601 publica una endoprótesis con un núcleo y una funda de un material termoplástico, en el que la funda rodea el núcleo.

El documento WO 02/069817 es estado de la técnica según el Art. 54(3) EPÜ y publica un implante con una pieza central del implante así como una pieza periférica del implante dispuesta en el exterior en la pieza central del implante, de manera que entre la pieza central del implante y la pieza periférica del implante está presente una conexión de unión positiva. La pieza central del implante presenta zonas superficiales de un primer tipo y zonas superficiales de un segundo tipo, formadas por la pieza periférica del implante, diferentes de las zonas superficiales del primer tipo. Las zonas superficiales del segundo tipo presentan un material licuable por medio de oscilaciones mecánicas, con cuya ayuda se puede estabilizar el implante al menos primariamente durante una implantación por medio de oscilaciones mecánicas en el tejido óseo. Las zonas superficiales del primer tipo están equipadas para una función clínica diferente de una estabilización primaria.

Por lo tanto, la invención se ha planteado el problema de crear un implante óseo a implantar en tejido óseo o en tejido óseo complementado a través de material sustituto óseo, que tiene una estabilidad primaria muy buena, de manera que se puede cargar, por ejemplo, inmediatamente después de la implantación, pero que asume, además, otras funciones clínicas, por ejemplo fomento de la integración ósea, paso de partículas o moléculas en una u otra dirección (liberación de sustancias terapéuticas o drenaje), estimulación eléctrica o química, etc., y en concreto de la misma manera inmediatamente después de la implantación. En este caso, no deben limitarse en una medida esencial clínicamente las otras funciones clínicas a través de la estabilidad primaria requerida. Por lo tanto, cuando el implante tiene, por ejemplo, una función de soporte de carga, por lo tanto es, por ejemplo, un implante dental, debe poder cargarse, gracias a la estabilidad primaria mejorada, inmediatamente después de la implantación o al menos en un tiempo significativamente menor después de la implantación que los implantes conocidos, a ser posible sin limitaciones, permaneciendo esencialmente sin perjuicio, sin embargo, la integración ósea (otra función clínica) a través de la estabilidad primaria, es decir, que se inicia inmediatamente después de la implantación, de tal forma que se pueden aprovechar totalmente los efectos positivos mencionados anteriormente de una carga precoz sobre a integración ósea. Ni el implante dental de acuerdo con la invención ni su implantación deben ser más costosos que para los implantes de acuerdo con el estado de la técnica.

Este problema se soluciona por medio del implante, como se ha definido en las reivindicaciones de la patente.

Las superficies del implante de acuerdo con la invención, que están adyacentes al tejido óseo después de la implantación y alrededor de las cuales crece tejido óseo y deben crecer con éste, presentan zonas de un primer tipo y zonas de un segundo tipo diferente del primer tipo.

Las zonas superficiales del primer tipo están equipadas de manera conocida en sí para una o varias funciones clínicas predeterminadas. Ejemplos de tales funciones clínicas predeterminadas son el fomento o al menos la posibilidad de la integración ósea para una buena estabilidad secundaria, la liberación de sustancias activas terapéuticas en el tejido que rodea al implante, la eliminación de sustancias no deseadas (drenaje) fuera del tejido que rodea al implante o la estimulación eléctrica o química de tejido que rodea al implante.

Las zonas superficiales del primer tipo presentan, por lo tanto, por ejemplo en el caso de un implante de soporte de carga unas estructuras, que son adecuadas para un crecimiento estable o crecimiento cruzado con el tejido vital y son biológicamente activas al menos en lo que se refiere a la integración ósea. Además o adicionalmente a ello, a través de las zonas superficiales del primer tipo se pueden liberar sustancias, por ejemplo, con efecto de integración ósea, inhibidor de la inflamación, de combate de la infección o de fomento del crecimiento o se pueden dotar para el paso de impulsos de estimulación que acción terapéutica.

Por lo tanto, las zonas superficiales del primer tipo son, por ejemplo, superficies compatibles biológicamente (por ejemplo de titanio) y pueden formar estructuras macroscópicas, en las que puede crecer el tejido óseo. Tales superficies pueden estar recubiertas adicionalmente, por ejemplo, con compuestos que contienen fosfato de calcio, por ejemplo pueden estar modificadas con fosfonatos o secuencias de péptidos y/o pueden presentar geles o polímeros, en los que están insertados, por ejemplo, factores del crecimiento.

Las zonas superficiales del segundo tipo están equipadas para la creación de la estabilidad primaria. A tal fin, estas zonas superficiales presentan un material que se puede licuar por medio de oscilaciones mecánicas, por lo tanto, por ejemplo, un material que se comporta termoplásticamente (material termoplástico o material compuesto con un componente termoplástico) o un cemento tixotropo, de manera que este material licuable se licua durante el implante por medio de oscilaciones mecánicas, por ejemplo ultrasonido y se introduce a presión en irregularidades, poros o geometrías creadas en el tejido óseo que rodea al implante. El material que forma las zonas superficiales del segundo tipo forma, antes del implante, partes de la superficie exterior del implante dental. En una forma de realización, que no forma parte de la invención, el material se encuentra en el interior del implante y durante el implante es presionado en estado líquido a través de orificios correspondientes en la superficie exterior del implante, donde forma entonces in situ las zonas superficiales del segundo tipo.

Para que el material licuado de las zonas superficiales del segundo tipo pueda penetrar a presión durante el implante en el tejido óseo, las zonas superficiales del segundo tipo están dispuestas de tal manera que entran en contacto con el tejido óseo durante el posicionamiento del implante dental en el hueso. Es decir, que las zonas superficiales del segundo tipo sobresalen, por ejemplo, al menos localmente, sobre las zonas superficiales del primer tipo o se encuentran en cantos del implante, curvaturas, etc. En implantes, que no forman parte de la invención, y que llevan en su interior el material que forma las zonas superficiales del primer tipo antes del implante, los orificios, a través de los cuales se expulsa a presión el material licuado, están dispuestos de manera más ventajosa en tales lugares.

Las zonas superficiales de los dos tipos diferentes están dispuestas y el material licuable y/o la licuación se realizan de tal forma que las zonas superficiales del primer tipo permanecen los más libres posible de material licuado. Se esta manera se consigue que las otras funciones clínicas de estas zonas superficiales del primer tipo no sean impedidas tampoco inmediatamente después de la implantación o como máximo en una medida no relevante clínicamente. Por lo tanto, de este modo se consigue, por ejemplo, que la aparición de la estabilidad secundaria no sólo no se impida a través de la integración ósea en zonas superficiales del primer tipo, sino que tampoco se retrase, para que ésta se pueda iniciar inmediatamente después de la implantación.

La separación de estos dos tipos de superficies de implante, por ejemplo, para implantes, que se mueven durante la implantación con relación al tejido óseo en una dirección de la implantación se consigue por que los dos tipos de zonas superficiales se disponen en la dirección de implante esencialmente paralelas adyacentes entre sí.

El implante de acuerdo con la invención es implantado, como los implantes conocidos, en un orificio creado específicamente para el implante en el tejido óseo regenerado, dado el caso, previamente, (por ejemplo, de la mandíbula), en el que este orificio puede recibir todo el implante dental (zona de la raíz) o en el que el implante se puede introducir mediante corte propio más profundo que el orificio en el tejido óseo. El orificio puede afectar, por lo tanto, por ejemplo, solamente a la capa cortical o con una configuración correspondiente del implante puede faltar, en general. El implante de acuerdo con la invención puede estar adaptado también en el sentido de una réplica en su forma a un orificio irregular en el tejido óseo, por lo tanto puede tener, por ejemplo, la forma de una raíz dental natural retirada y se puede implantar directamente en este orificio irregular.

El implante de acuerdo con la invención es, por ejemplo, por lo tanto, un implante dental y tiene la forma de un pasador o de una raíz dental natural y presenta en su extremo próximo un punto de fijación (por ejemplo, taladro ciego con rosca interior o lugar, en el que el cirujano dental puede crear un taladro ciego de este tipo) o presenta una zona de corona artificial. Puede estar configurado en su extremo distante en forma de cincel y/o puede estar equipado lateralmente con estructuras que cortan por sí mismas o que forman estrías. Además, puede estar configurado en forma de placa, de disco o de cuchilla y puede presentar uno o varios puntos de fijación o puede tener la forma de un anclaje, en el que se puede fijar, por ejemplo, un alambre o un material de costura.

El implante de acuerdo con la invención está realizado de una sola pieza y presenta las diferentes zonas superficiales definidas anteriormente, que están constituidas, por ejemplo, por diferentes materiales. En una forma de realización, que no forma parte de la invención, el implante presenta el material licuable en su interior, de manera que están previstos orificios a través de los cuales el material puede ser prensado en su estado licuado en el lado exterior del implante. El implante dental puede estar configurado también de dos o más partes, en el que el cirujano combina dos o más partes, que están constituidas por diferentes materiales para forman un implante.

Para la implantación se posiciona el implante de acuerdo con la invención en un orificio en un hueso (o tejido óseo complementado con material de prótesis ósea), por ejemplo en un hueso maxilar o, dado el caso, sobre el hueso y luego se impulsa con oscilaciones mecánicas, por ejemplo con ultrasonido y al mismo tiempo se presiona contra el hueso. De esta manera se licua al menos una parte del material licuable y se presiona en poros, irregularidades de la superficie o en geometrías creadas del tejido óseo circundante, donde se forma, después de la solidificación, una conexión en unión positiva entre el implante y el tejido óseo circundante y, dado el caso, el material de prótesis ósea. De acuerdo con la forma de realización del implante se impulsa hacia delante al mismo tiempo que se realiza la licuación también en el tejido óseo (dirección de implantación).

Para la impulsión del implante posicionado con oscilaciones mecánicas se coloca sobre su extremo próximo, por ejemplo, el Sonotrodo de un aparato de ultrasonido. Los experimentos muestran que con una potencia de 0,2 a 20 W por milímetro cuadrado se pueden conseguir buenos resultados. La frecuencia de las oscilaciones está entre 2 y 200 kHz.

Los implantes de acuerdo con la invención con una función de soporte de carga presentan (por ejemplo, implantes dentales) una parte central de implante, que lleva las zonas superficiales del primer tipo y que está constituida, por ejemplo de metal (por ejemplo, acero, titanio, aleaciones de cobalto / cromo), de material de cerámica o de vidrio (por ejemplo óxido de aluminio, óxido de circonio, silicatos, cerámicas o vidrios de fosfato de calcio), de materiales duroplásticos o termoplásticos a altas temperaturas (polieterarilcetonas, polifluoretileno o policloretileno, polieterimidias, polietersulfonas, cloruro de polivinilo, poliuretanos, polisulfonas, poliésteres) o de un material compuesto (por ejemplo, termoplástico a alta temperatura reforzado con fibras de vidrio) así como una parte periférica de implante del material licuable, por ejemplo de un material con propiedades termoplásticas. En una forma de realización, que no forma parte de la invención, se puede colocar previamente material licuable también en el interior de una parte central de implante hueca, en la que la pared de la parte central del implante presenta orificios pasantes, a través de los cuales es presionado el material licuado bajo la influencia de las oscilaciones mecánicas, para formar en el exterior zonas superficiales del segundo tipo. Las partes del implante se pueden conectar entre sí en la fábrica o se pueden llevar a unión entre sí sólo inmediatamente antes o durante la implantación por el cirujano.

Los implantes de acuerdo con la invención sin función de soporte considerable (por ejemplo, implantes con una función de liberación, de drenaje o de estimulación) pueden presentar de la misma manera una parte central de implante y una parte periférica de implante de un material al menos parcialmente licuable, en el que la estabilidad mecánica (función de soporte), que es necesaria para la implantación, puede ser asumida por la parte periférica y la parte central presenta en tal caso una estabilidad mecánica sólo reducida. Tal parte central del implante puede ser, por ejemplo, un recipiente permeable, por ejemplo de fosfato de calcio poroso o de otro material de prótesis ósea menos estable mecánicamente o puede estar constituida por una membrana fina, en la que la liberación o bien el drenaje o estimulación tienen lugar a través de la pared del depósito. La parte central del implante puede ser también un cuerpo, por ejemplo, de fosfato de calcio poroso o de otro material de prótesis ósea, cuya función consiste en iniciar o soportar la formación de material óseo ausente o deseado adicionalmente. También en el caso de una pieza central del implante, menos estable mecánicamente, es posible, en una forma de realización, que no forma parte de la invención, prever el material licuable en el interior de la pieza central del implante y durante la implantación en el estado licuado prensar sobre su lado exterior a través de orificios correspondientes de la pieza central del implante.

El implante de acuerdo con la invención puede estar constituido también sólo por un único material, cuando éste puede cumplir los requerimientos de la resistencia mecánica del implante y, dado el caso, de un punto de fijación, que puede cumplir los requerimientos planteados a través de las otras funciones clínicas de las zonas superficiales del primer tipo (por ejemplo, integración biológica o bien estabilidad secundaria) y los requerimientos de la capacidad de licuación a través de oscilaciones mecánicas. Dado el caso, el material único en diferentes zonas del implante puede estar relleno en diferentes grados (por ejemplo con fibras, triquitas o partículas) o puede estar relleno en diferentes zonas con diferentes materiales. También en este caso, a través de la configuración correspondiente de las zonas superficiales a integrar en el tejido óseo hay que procurar que las zonas superficiales del segundo tipo o bien el material licuado en la implantación entren en contacto especialmente con el tejido óseo y que el material licuado no pueda llegar o solamente en un grado no relevante clínicamente sobre las zonas superficiales del primer tipo.

El material licuado es biodegradable (resorbible) con ventaja al menos parcialmente en el caso de implantes, cuyas zonas superficiales del primer tipo están dotadas para una integración ósea, para que la estabilidad primaria creada a través de la unión positiva entre el implante y el tejido óseo se desprenda poco a poco a través de la estabilidad secundaria de la integración ósea, que se incrementa de manera más ventajosa en la misma medida en que se reborde el material licuable, es decir, que se reduce la estabilidad primaria. Especialmente en el caso de tejido óseo osteoporoso o tejido óseo que se regenera mal, puede ser ventajoso mantener de forma duradera la estabilización primaria como complemento de la estabilización secundaria, es decir, emplear un material licuable, no resorbible, pudiendo estar dotado éste también incluso para una buena integración biológica (integración ósea secundaria).

En implantes con otras funciones clínicas que las funciones de soporte de la carga, el material licuable es resorbible de manera más ventajosa al menos parcialmente cuando el implante debe retirarse después de algún tiempo o debe sustituirse totalmente por tejido óseo. Cuando debe mantenerse la estabilidad primaria, el material licuable o es o sólo parcialmente resorbible.

Como materiales licuables son adecuados, por ejemplo, polímeros resorbibles, por ejemplo a base de ácido láctico y/o ácido glicólico (PLA, PLLA, PGA, PLGA, etc.) o polihidroxialcanoatos (PHA), policaprolactona (PCL), polisacáridos, polidioxanonas (PD), polianhídridos, polipéptidos o copolímeros correspondientes o polímeros mixtos o materiales compuestos que contienen los polímeros mencionados como componentes. Como polímeros no resorbibles son adecuados termoplásticos, como por ejemplo poliolefinas (por ejemplo, polietileno), poliacrilatos,

polimetacrilatos, policarbonatos, poliamidas, poliésteres, poliuretanos, polisulfonas, poliarilcetona, poliamidas, sulfuros de de polifenilo o polímeros de cristal líquido (polímeros de cristal líquido LCP), poliacetatos, polímeros halogenados, especialmente poliolefinas halogenadas, sulfuros de polifenileno, polisulfonas, poliéteres o copolímeros y polímeros mixtos correspondientes o materiales compuestos que contienen los polímeros mencionados como componentes. Los sistemas tixotropos aplicables son cementos polímeros, cerámicos o hidráulicos reborrables, parcialmente resorbibles o no resorbibles (por ejemplo, Norian® de Synthes o Sulfix® de Centerpulse).

El material licuable puede contener fases externas u otras sustancias para otras funciones. En particular, el material licuable puede estar reforzado a través de la mezcla de fibras o triquitas (por ejemplo, cerámicas o vidrios de fosfato de calcio) (material compuesto). Puede contener también componentes que se hinchan in situ o solubles (formadores de poros) (por ejemplo, poliésteres, polisacáridos, hidrogeles, fosfato sódico) o sustancias que se liberan in situ con efecto terapéutico, por ejemplo para fomentar la curación y regeneración (por ejemplo, factores de crecimiento, antibióticos, anti-inflamatorios o polvos como fosfato sódico contra efectos desfavorables de desintegración ácida). Cuando el material licuable es resorbible, se liberan tales sustancias con retraso.

La parte de implante, que no está constituida por el material licuable, no es resorbible, cuando el implante debe permanecer en el cuerpo o debe retirarse quirúrgicamente. Pero también puede estar constituido al menos en parte por un material resorbible, que es sustituido después de la implantación poco a poco por tejido vital.

La configuración del implante y la selección del material licuable están adaptadas entre sí de tal manera que la resistencia de la unión positiva puede satisfacer la carga prevista y de tal manera que la licuación implica una liberación responsable, es decir, lo más educida posible del calor. Cuando se utilizan materiales líquidos con una temperatura de reblandecimiento relativamente alta, hay que procurar de manera más ventajosa que el implante, en general, (incluido el material licuable) conduzca las oscilaciones mecánicas en el sentido de un resonador, de manera que el material licuable solamente se licua muy localmente, por ejemplo sólo en la zona de indicadores de dirección de energía previstos de manera correspondiente en las zonas superficiales del segundo tipo. De esta manera se puede mantener la cantidad de calor liberada en un marco aceptable. Especialmente en caso de utilización de un material con una temperatura de reblandecimiento relativamente baja o e un material licuable sin liberación de calor (por ejemplo, cementos tixotropos) se puede realizar la licuación también en el interior del material licuable (a través de evaporación fuerte de las vibraciones de excitación) o en puntos de contacto entre la parte central y la parte periférica del implante.

La carga térmica del tejido durante la implantación se puede reducir adicionalmente, por que la parte central del implante presenta materiales con una conductividad térmica alta y/o con una capacidad térmica alta (por ejemplo, carburo de silicio) y está provista, dado el caso, con canales de refrigeración, a través de los cuales se conduce un medio de refrigeración.

Los implantes se describen en detalle con la ayuda de las figuras siguientes. En este caso:

Las figuras 1, 2A, 2B y 2C muestran tres primeras formas de realización ejemplares de un implante dental de acuerdo con la invención, esencialmente en forma de pasador con una parte central y una parte periférica del implante como vista lateral (figura 1) y en la sección transversal (figuras 2A a 2C).

La figura 3 muestra una segunda forma de realización ejemplar de un implante (por ejemplo, implante dental) de acuerdo con la invención con una parte central y una parte periférica del implante, en el que la forma del implante está adaptada a una cavidad existente en un hueso (por ejemplo, orificio que se genera a través de la retirada de una raíz dental natural en el hueso maxilar).

Las figuras 4 y 5 muestran otros dos implantes (por ejemplo, implante dental) con parte central y parte periférica del implante, en el que la parte central del implante está adaptada a una cavidad existente en un hueso (por ejemplo, reproducción de una raíz dental natural) y que está equipada de manera que corta por sí misma o que forma estrías (sección transversal).

La figura 6 muestra un implante (por ejemplo, implante dental) con una parte central y una parte periférica del implante (vista lateral).

Las figuras 7 y 8 muestran una forma de realización ejemplar de un implante de acuerdo con la invención en forma de un anclaje como vista lateral (figura 7) y en la sección transversal (figura 8).

Las figuras 9 y 10 muestran una forma de realización ejemplar de un implante de acuerdo con la invención en forma de placa, de disco o de cuchilla (por ejemplo, implante dental con dos puntos de fijación) como vista lateral (figura 9) o vista en planta superior (figura 10).

Las figuras 11 y 12 muestran un implante (por ejemplo, implante dental) esencialmente en forma de pasador con una parte central hueca del implante como sección longitudinal (figura 11) y vista en planta superior (figura 12).

La figura 13 muestra una forma de realización ejemplar de un implante de acuerdo con la invención con una parte central de implante sin estabilidad mecánica esencial.

La figura 14 muestra un elemento de ampliación como implante.

Las figuras 15 y 16 (A, B y C) muestran dos implantes para la conexión de dos vértebras traseras, representadas tridimensionalmente en cada caso (figuras 15A y 16A), mientras que la implantación entre dos

cuerpos vertebrales se representa como vista lateral (figuras 15B y 16B) y en el estado implantado como vista frontal (figura 15C y 16C).

Las figuras 1 y 2A a 2C muestran una forma de realización ejemplar del tipo de pasador del implante de acuerdo con la invención, que tiene una función de soporte de carga, que es, por lo tanto, un implante dental, pero también puede ser un implante para la utilización ortopédica, por ejemplo para la estabilización de un rotura de huso o para la fijación de una placa o una cala de una prótesis de cadena (por ejemplo, articulación de cadera, articulación de rodilla, articulación de hombro o articulación de dedo). El implante presenta una parte central de implante 1 y una parte periférica de implante 2, en el que la parte central del implante presenta en su extremo próximo, por ejemplo, un punto de fijación 3, por ejemplo un taladro ciego con rosca interior o un lugar, en el que el cirujano (por ejemplo, cirujano dental) puede crear un taladro ciego de este tipo. El extremo distal está equipado, por ejemplo, en forma de cincel para una acción de corte propio. El implante puede presentar también, como se ilustra a través de la sección transversal según la figura 2C, por ejemplo elementos 9 que se extienden axialmente cortan por sí mismos o que forman estrías. La parte central del implante presenta zonas superficiales 4, que se extienden paralelamente a la dirección de la implantación A, del primer tipo (por ejemplo, con propiedades de integración ósea, anti-inflamatorias, de combate de la infección y/o de fomento del crecimiento) y entre las zonas superficiales 4 del primer tipo presenta superficies que son adecuadas para una conexión con la parte central del implante 2. La conexión entre la parte periférica del implante 2 y la parte central del implante puede ser una conexión adhesiva 5 (figura 2A), pero es de acuerdo con la invención una conexión en unión positiva, por ejemplo ranuras 5' individuales (figura 2A y 2C) con ranura de abertura estrechada o superficies 5" con una pluralidad de orificios o ranuras (figura 2B). La parte periférica del implante 2 presenta linguetes 6, que ajustan, por ejemplo, en las ranuras 5' o sobre las zonas superficiales 5" y que forman al menos una parte de las zonas superficiales 8 del segundo tipo.

Como se deduce a partir de las figuras 2A a 2C, la invención no plantea propiamente condiciones a la sección transversal de los implantes dentales en forma de pasador de acuerdo con la invención, de manera que éste se puede seleccionar dependiendo de la función. También son concebibles otras secciones transversales, como se representan en las tres figuras, por ejemplo una parte central de implante con una sección transversal redonda y linguetes 6 que se asientan encima, como se representan en la figura 2A.

En particular, el implante dental ilustrado en la figura 2C puede ser impulsado en el tejido óseo, por ejemplo, en gran medida con corte propio. Para que en este caso el material licuado no sea impulsado sobre las zonas superficiales 4 del primer tipo, las zonas superficiales del primero y del segundo tipo (4 y 8) se extienden paralelamente a la dirección de implantación A. En la zona próxima, donde el recorrido de implantación es todavía corto, los linguetes 6 pueden desembocar en un anillo 6', que se extiende alrededor de la parte central del implante 1 y de manera más ventajosa igualmente en una ranura de la parte central del implante 1. A través del anillo 6' no sólo se agrupan los linguetes 6 para formar una parte periférica del implante 2 coherente, lo que es ventajoso para una unión con la parte central del implante, dado el caso, a través del cirujano, sino que se crea también, dado el caso, la zona de la capa cortical una estabilización primaria íntima entre el implante y el tejido óseo, especialmente contra tracción y torsión. Dado el caso, en la capa cortical se puede crear una rosca o una estructura similar, para que se pueda conectar el anillo 60 en unión positiva con esta capa ósea relativamente densa.

Para un implante, que se posiciona en un orificio más profundo y que no se desliza o solamente un poco durante la impulsión con las oscilaciones mecánicas, las zonas superficiales del primero y del segundo tipo pueden estar dispuestas también de otra manera. Las zonas superficiales 8 del segundo tipo pueden formar en lugar de linguetes 6, por ejemplo, un patrón de puntos o de líneas que se cruzan. La disposición de las zonas superficiales 8 del segundo tipo se puede adaptar, por lo tanto, al tipo de implante. Adicionalmente se puede adaptar a la estabilidad primaria, que se puede conseguir a través del material licuado, que no se puede dar a través de la conformación del implante.

Las dos partes del implante 1 y 2 de los implantes representados en las figuras 1 y 2A a 2C se pueden conectar entre sí en la fábrica. La parte periférica del implante 2 se puede fabricar, por ejemplo, a través de fundición por inyección directamente sobre la parte central del implante 1. Las dos partes del implante 1 y 2 se pueden fabricar también por separado y se pueden ensamblar ya inmediatamente antes del implante por el cirujano. En este caso es ventajoso conseguir, por ejemplo, la unión positiva o adhesiva de acuerdo con la invención entre los dos materiales durante la implantación, por que el material de la parte periférica del implante 2 se licua y es prensado, por ejemplo, en los orificios o ranuras según la figura 2B de la parte central del implante. A tal fin, dado el caso, el lado interior de la parte periférica del implante 2 o la superficie correspondiente de la parte central del implante 1 se pueden proveer con indicadores de dirección de la energía.

La ventaja de una unión en el lado del consumidor consiste en que las dos partes se pueden esterilizar por separado y de esta manera, dado el caso, en procedimientos diferentes, que están adaptados a las diferentes funcionalidades de las partes. Se suprime una esterilización del implante ensamblado. La unión del implante realizada por el consumidor permite también poner a la disposición del cirujano un juego de partes centrales de implantes que se diferencian entre sí, por ejemplo, con respecto a la longitud y al diámetro y de partes periféricas de implantes que se diferencian entre sí, por ejemplo, con respecto al material o a la densidad de los linguetes, de manera que un

cirujano puede ensamblar por sí mismo un implante dental adecuado exactamente para un caso presente (gran variabilidad con un número menor de componentes del sistema).

Para la implantación de los implantes del tipo de pasador según las figuras 1 y 2A a 2C se utiliza un dispositivo (por ejemplo, Sonotrode de un dispositivo de ultrasonido), cuyo extremo distal está adaptado esencialmente a la superficie frontal próxima del implante dental. Dado el caso, entre el Sonotrode y el implante dental se inserta un elemento de acoplamiento. La energía de oscilación se acopla de manera más ventajosa a través de la parte central del implante.

La figura 3 muestra un implante dental de acuerdo con la invención que está configurado, en principio, como el implante según la figura 1, pero que no reproduce en su forma los implantes del tipo de pasador o en forma de tornillo conocidos, sino que está adaptado en su forma a una cavidad existente en un hueso, en el presente caso a una raíz dental natural. La parte central del implante 1 está provista entre las zonas superficiales 8 del segundo tipo, que se forman a través de la parte periférica del implante 2, es decir, en las zonas superficiales 4 del primer tipo, con estructuras 10, que posibilitan como una rosca un anclaje mejorado en el tejido óseo regenerado (estabilidad secundaria).

Las figuras 4 y 5 muestran en la sección transversal otros dos implantes, que son adecuadas para el implante en una cavidad existente en un hueso, por ejemplo en la formada a través de la retirada de una raíz dental natural. Para esta aplicación están adaptadas a la cavidad correspondiente y presentan elementos 9 que se extienden axialmente y que cortan por sí mismos o que forman estrías. La parte central de implante 1 de los dos implantes está constituida por una pieza de pasador 1.1, que lleva, por ejemplo, un punto de fijación 3 o una corona dental artificial y por una pieza moldeada 1.2. La pieza moldeada 1.2 se forma fuera del lugar en el sentido de una réplica, por ejemplo con la ayuda de una raíz dental retirada de una mandíbula, como se describe, por ejemplo, en la publicación US-6132212 (Suponen y col.), o en el lugar, es decir, en la cavidad correspondiente.

La pieza moldeada 1.2 según la figura 4 forma las zonas superficiales 4 del primer tipo (por ejemplo con propiedades de integración ósea, anti-inflamatorias, de combate de la infección y/o de fomento del crecimiento) y está constituida por un material de prótesis ósea de manera más ventajosa resorbible o parcialmente resorbible (por ejemplo fosfato de calcio, polilactida, polímero no resorbible, relleno con fosfato de calcio, sistema de unión con elementos de refuerzo). La parte periférica del implante 2 se limita a los elementos 9 que cortan por sí mismos o que forman estrías, en los que están insertadas, por ejemplo, piezas en forma de pasador del material licuable.

El implante según la figura 4 se puede implantar también en dos etapas. En este caso, se rellena en primer lugar una cavidad existente con una pieza de material de prótesis ósea (pieza moldeada 1.2) y luego se inserta la pieza de pasador 1.1, en la que en anclaje por medio de material licuable (parte periférica del implante 2) puede afectar al menos al material de prótesis ósea. Tales casos se indican en la figura 4 con líneas de puntos y trazos.

La pieza moldeada 1.2 según la figura 5, que no forma parte de la invención, está rodeada por una capa relativamente fina y lo más flexible posible del material licuable, es decir, por la pieza periférica del implante 2, que forma la superficie 8 del segundo tipo. En lugar de la capa fina se puede prever también una membrana recubierta al menos en parte con el material licuable. Los elementos 9 que se extienden axialmente y que cortan por sí mismos o que forman estrías presentan las superficies 4 del primer tipo. La pieza moldeada 1.2 está constituida por un material endurecible plástico, por ejemplo de un cemento óseo endurecible por medio de luz, ultrasonido o calor o hidráulico, que tiene de manera más ventajosa propiedades tixotropas. Durante la entrada en la cavidad del hueso, se ajusta la pieza moldeada 1.2 en esta cavidad. En el caso de impulsión con oscilaciones mecánicas no sólo se introduce a presión el material licuable de las zonas superficiales 8 del segundo tipo en poros e irregularidades del tejido óseo circundante, sino que también el cuerpo moldeado se adapta al orificio en el hueso maxilar y, dado el caso, se endurece. El material licuable se resorbible de manera más ventajosa, de modo que la estabilidad primaria creada a través de las zonas superficiales 8 del segundo tipo es resuelta a través de una estabilidad secundaria que está condicionada en primer lugar por la integración ósea del cuerpo moldeado 1.2 y después de su resorción por una integración ósea de la pieza de pasador 1.1.

Los implantes configurados como implantes dentales según las figuras 4 y 5 se pueden implantar esencialmente inmediatamente después de la retirada de una raíz dental natural en el hueso maxilar, puesto que su forma se puede adaptar al orificio que se genera a través de la retirada. Gracias a la estabilidad primada alcanzada a través de las zonas superficiales 8 del segundo tipo se pueden cargar también inmediatamente, con lo que se generan micro movimientos con medidas fisiológicas que aceleran la integración ósea en las zonas superficiales del primer tipo. Por lo tanto, tales implantes dentales acortan el tiempo de tratamiento todavía más que los implantes según las figuras 1 a 3. Los mismo se aplica evidentemente también para implantes, que deben implantarse en una cavidad predeterminado de otro hueso distinto al hueso maxilar.

La figura 6 muestra un implante en forma de pasador, que no forma parte de la invención, (por ejemplo, implante dental, fijación de puentes óseos, fijación de placas de estabilización, caña de prótesis articulada) con una parte central de implante y una parte periférica de implante 2. La parte central de implante 1 presenta orificios 11 pasantes y/o no pasantes para el crecimiento con tejido óseo, en los que se insertan, por ejemplo retenidos por aplicación de

fricción, unos pasadores 12 del material licuable y sobre salen sobre las superficies de la parte central del implante 1. Los pasadores 12 forman conjuntamente la parte periférica del implante 2, los extremos de los pasadores que sobresalen desde los orificios 11 forman las superficies 8 del segundo tipo.

Las figuras 7 y 8 muestran como vista lateral y en la sección transversal una forma de realización en forma de anclaje de un implante de acuerdo con la invención, cuyo punto de fijación 3 está configurado, por ejemplo, como ojal. El anclaje tiene una ranura de forma conocida en sí y presenta una ranura que se extiende sobre su longitud, en la que está dispuesto en unión positiva un pasador del material licuable (parte periférica del implante 2). El pasador 13 sobresale por ambos lados sobre la superficie del anclaje. El implante en forma de anclaje puede presentar, como los implantes de este tipo conocidos, adicionalmente contra-ganchos 14, que en el caso de una carga a tracción son presionados en el tejido óseo y que complementan el anclaje en unión positiva por medio de la parte periférica del implante 2. Pero tales contra-ganchos o medios similares pueden estar ausentes también totalmente.

La configuración de los cantos del anclaje como cuchillas de corte facilita la implantación sin creación previa de un orificio correspondiente en el tejido óseo o con creación de un orificio que afecta solamente a la capa cortical.

Las figuras 9 y 10 muestran como otra forma de realización ejemplar del implante de acuerdo con la invención un implante dental en forma de placa, en forma de disco o en forma de cuchilla, que presenta, por ejemplo, dos puntos de fijación 3 o dos prótesis de coronas dentadas y cuya parte periférica del implante 2 está constituida por una pluralidad de partes 13 en forma de pasador, que están dispuestas en la zona de la placa, del disco o de la cuchilla en orificios pasantes y en la zona de los puntos de fijación en ranuras de la parte central del implante.

Los implantes en forma de placa, de disco o de cuchilla, un ejemplo de los cuales se representa en las figuras 9 y 10, son introducidos habitualmente como los implantes dentales en forma de pasador desde la cresta maxilar en la mandíbula o son avanzados durante la impulsión con las oscilaciones mecánicas en la mandíbula (dirección de implantación A, figura 9). Dado el caso, también se pueden implantar desde el lateral en el hueso maxilar (dirección de implantación A'), figura 10, a cuyo fin hay que retirar una parte del hueso maxilar y posicionarlo de nuevo después de la implantación.

Los implantes en forma de placa, de disco o de cuchilla no sólo encuentran aplicación en el sector dental, sino como se conoce también en el sector ortopédico, en el que su zona próxima está configurada también de forma correspondiente.

Las figuras 11 y 12 muestran otra forma de realización en forma de pasador de un implante, que no forma parte de la invención (por ejemplo, implante dental o implante para aplicación ortopédica) en la sección longitudinal y como vista en planta superior. La parte central del implante está configurada como casquillo con cavidad interior 2', en la que está precolocado el material licuable. La pared del casquillo presenta orificios pasantes o ranuras 20, que están dispuestos, por ejemplo, en series axiales o se extienden axialmente. Cuando el implante está posicionado en un orificio en el tejido óseo, se coloca un elemento oscilante 21 (Sonotrode de un aparato de ultrasonido) sobre el material licuable en la cavidad interior de la pieza central del implante y se impulsa este material con vibraciones, mientras es presionado en la dirección del extremo distal del implante. A través de las vibraciones se licua el material y se presiona por medio de la presión a través de los orificios o ranuras 20 y en irregularidades de la superficie y otros del tejido óseo circundante, con lo que se establece la unión positiva que estabiliza primariamente el implante.

Cuando su parte central del implante 1 está provista, como se representa, con un extremo distal en forma de cuchilla, se puede introducir también el implante según las figuras 11 y 12 sin orificio en el tejido óseo (al menos Spongiosa). A tal fin, es adecuado un Sonotrode 22 en forma de anillo. Tan pronto como el implante ha alcanzado la posición predeterminada en el hueso maxilar, se emplea el Sonotrode 21.

Por lo tanto, en un implante según las figuras 11 y 12, la parte periférica del implante se crea propiamente ya después del posicionamiento del implante en el tejido óseo, es decir, in situ.

El material licuable, precolocado en la cavidad interior 2' de la parte central del implante, puede ser, como material licuable dispuesto en el exterior en la parte central del implante, un material termoplástico o de manera más ventajosa un polímero de alta viscosidad o cemento hidráulico con propiedades tixotropas, que se puede endurecer después del implante, por ejemplo a través de luz ultravioleta, calor, oscilaciones mecánicas o simplemente a través del tiempo.

En caso de utilización de un termoplástico como material licuable precolocado en la cavidad interior 2' de la parte central del implante 1, se pueden disponer, dado el caso, indicadores de dirección de la energía en las superficies interiores de la parte central del implante o en las superficies del termoplástico.

El material licuable se puede precolocar también para un implante según las figuras 11 y 12 en la fábrica en la parte central del implante 1. Pero también se puede precolocar por el cirujano en un número discrecional de porciones individuales o se puede introducir a presión a través del Sonotrode esencialmente de forma continua en la parte

central del implante 1.

La figura 13 muestra otra forma de realización ejemplar del implante de acuerdo con la invención que, en oposición a los implantes mostrados en las figuras anteriores, no asume ninguna función de soporte de la carga, cuya función es, por ejemplo, la liberación de una sustancia de acción terapéutica, un drenaje o una estimulación eléctrica o química de tejido u órganos o similar.

La parte periférica del implante 2, que está constituida al menos en parte por el material licuable (zonas superficiales 8 del segundo tipo) está configurada en forma de jaula, en la que esta jaula tiene que presentar una estabilidad mecánica suficiente para la implantación. La parte central del implante 1, que no tiene que asumir ninguna función de soporte de carga, está dispuesta en esta jaula. El implante es posicionado en un orificio en el tejido óseo y luego es impulsado con un dispositivo (Sonotrode de un aparato de ultrasonido) adaptado al lado frontal próximo del implante con energía de vibración. Para el implante representado, el Sonotrode 22 está configurado, por ejemplo, en forma de cilindro hueco.

La parte central del implante 1 según la figura 13, que forma las zonas superficiales 4 del primer tipo, tiene por ejemplo una función de integración ósea y está constituida, por ejemplo, por un fosfato de calcio altamente poroso, por virutas óseas (Spongiosa propia del paciente), por un gel. Pero también se puede tratar de un dispositivo, a través del cual son emitidas partículas o moléculas al medio ambiente (dispositivo de suministro) o son absorbidas desde el medio ambiente (dispositivo de drenaje) o se puede tratar de un estimulador, en el que este dispositivo está configurado, por ejemplo, como recipiente correspondientemente permeable y las paredes del depósito forman las zonas superficiales 4 del primer tipo.

La jaula según la figura 13 se puede proveer por el fabricante con una parte central del implante o se puede rellenar en la sala de operaciones, por ejemplo, con virutas óseas. También es concebible implantar la jaula vacía y proveerla en el lugar con una parte central del implante, de manera que se puede introducir igualmente en el lugar un elemento de tapa que retiene la parte central del implante por medio de soldadura ultrasónica.

La figura 14 muestra un elemento de ampliación 31, que se puede utilizar para la generación de tejido óseo deseado adicionalmente al tejido óseo natural, por ejemplo para la extensión de una cresta maxilar 32. La cresta maxilar 32 y el elemento de ampliación 31 se representan en la sección después del implante. El elemento de ampliación 31 presenta de nuevo una parte central del implante 1, que está constituida por un material que fomenta el crecimiento del hueso, por ejemplo por un fosfato de calcio altamente poroso. En orificios por ejemplo pasantes (cavidades interiores 2') de la parte central del implante 1 están dispuestos pasadores del material licuable. Para la implantación se posiciona el elemento de ampliación 31 en la cresta maxilar 32 preparada de forma correspondiente, de tal modo que los pasadores están dirigidos, por ejemplo, hacia la cresta maxilar 32. Entonces se acopla con un Sonotrode 21 adaptado a la sección transversal del pasador energía de vibración en los pasadores y éstos son prensados contra la cresta maxilar 32. De esta manera se licua al menos en parte el material licuable y se prensa en la cresta maxilar y en la parte central del implante, con lo que se fija el elemento de ampliación 31 puntualmente en la cresta maxilar 32 y se pone la parte central del implante (zonas superficiales del primer tipo) en contacto intensivo con el tejido óseo de la cresta maxilar, de manera que ya inmediatamente después de la implantación, las células pueden migrar desde el hueso natural hasta la parte central del implante y pueden actuar formando hueso. El material licuable es resorbible de manera más ventajosa en el presente caso.

Las figuras 15A a 15C y 16A a 16C muestran dos implantes, que se pueden utilizar para la conexión de dos cuerpos de vértebras. Los implantes presentan de nuevo una parte central del implante 1, que presenta aquí una armadura 1.3 de soporte de carga y un cuerpo de relleno 1.4 dispuesto en esta armadura y equipado para el crecimiento con tejido óseo, por ejemplo de fosfato de calcio altamente poroso, de virutas de hueso o de un gel. La parte central del implante está adaptada en su forma a un disco de cinta natural y presenta en la parte inferior y en la parte superior una o varias crestas 40, que se extienden en la dirección de la implantación A y ajustan en ranuras correspondientes que deben crearse en el cuerpo maxilar 41.

La parte periférica del implante 2 está dispuesta en la forma de realización según las figuras 16 sobre las crestas 40 y según las figuras 16 está precolocada en cavidades interiores 2' de la parte central del implante 1, de manera que en la zona de las crestas 40 están previstos orificios 20.

El implante de acuerdo con la figura 15A es impulsado, como se representa en la figura 15B, por medio de Sonotrode 30 entre dos cuerpos vertebrales 41 preparados de forma correspondiente, de manera que el material licuable de la parte periférica del implante 2 es licuado y es prensado en el tejido óseo de los cuerpos vertebrales y el implante es anclado en éstos de esta manera, como se representa en la figura 15C. El Sonotrode 30 a utilizar está adaptado esencialmente al lado frontal próximo del implante.

El implante según la figura 16A, que no forma parte de la invención, está posicionado como se representa en la figura 16B entre los cuerpos vertebrales 41, por ejemplo con un Sonotrode 30, que está adaptado esencialmente al lado frontal próximo de la armadura 1.3 de soporte de carga de la parte central del implante 1. Cuando el implante está posicionado, se acopla con un Sonotrode, que está adaptado al lado frontal próximo de la cavidad interior 2',

energía de oscilación en este material, con lo que el material es prensado a través de los orificios 20 y en el tejido óseo de los cuerpos vertebrales 41 y de esta manera se amarra el implante en los cuerpos vertebrales, como se representa en la figura 16C.

- 5 Los implantes de acuerdo con las figuras 15 y 16 están conectados fijamente inmediatamente después de la implantación con los cuerpos vertebrales (estabilidad primaria), de manera que no es necesaria una fijación de las vértebras implicadas, como se requiere en el estado de la técnica. De esta manera, los implantes son adecuados de una manera excelente para intervenciones invasivas mínimas.

10

REIVINDICACIONES

1.- Implante para la implantación en tejido óseo humano o animal o tejido óseo complementario por material sustituto óseo, en el que al menos una parte de la superficie del implante entra en contacto con el tejido óseo,

- en el que el implante presenta una parte central del implante (1) así como una parte periférica del implante (2) dispuesta en el exterior en la parte central del implante (1),
- en el que dicha parte de la superficie del implante presenta zonas superficiales (4) de un primer tipo formadas por la parte central del implante (1) y zonas superficiales (8) de un segundo tipo, formadas por la parte periférica del implante (2), diferentes de las zonas superficiales (4) del primer tipo,
- en el que las zonas superficiales (4, 8) del primero y del segundo tipos están dispuestas adyacentes entre sí, de manera que se extienden esencialmente paralelas a una dirección de implantación (A),
- en el que las zonas superficiales (8) del segundo tipo presentan un material licuable por medio de oscilaciones mecánicas, con cuya ayuda se puede estabilizar, al menos primariamente, el implante durante una implantación por medio de oscilaciones mecánicas en el tejido óseo,
- en el que las zonas superficiales (4) del primer tipo están dotadas para una función clínica diferente de una estabilización primaria,
- en el que las zonas superficiales (4, 8) del primero y del segundo tipos están dimensionadas y dispuestas de tal manera que las zonas superficiales (4) del primer tipo permanecen libres de material licuado, al menos parcialmente, durante la implantación por medio de oscilaciones mecánicas,
- y en el que entre la parte central del implante (1) y la parte periférica del implante (2) existe una conexión de unión positiva.

2.- Implante de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** la función clínica, diferente de la estabilización mecánica, de las zonas superficiales (4) del primer tipo es un fomento de la integración ósea o un paso de partículas o moléculas desde el implante hasta el tejido óseo que rodea el implante o de tejido óseo que rodea el implante hasta el implante o una estimulación eléctrica o química.

3.- Implante de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado por que** el material licuable por medio de oscilaciones mecánicas es un material con propiedades termoplásticas o con propiedades tixotrópicas.

4.- Implante de acuerdo con la reivindicación 3, **caracterizado por que** el material licuable por medio de oscilaciones mecánicas es un polímero a base de ácido láctico y/o ácido glicólico, un polihidroxiclcanoato, un policaprolactona, un polisacárido, un polipéptido, una polidioxanona, un polianhídrido, una poliolefina, un poliacrilato, un polimetacrilato, un policarbonato, una poliamida, un poliéster, un poliuretano, una polisulfona, una poliaril cetona, una poliimida, un polifenil sulfuro, un polímero de cristal líquido, un poliacetal, un polímero halogenado, especialmente una poliolefina halogenada, un polifenileno sulfuro, una polisulfona o un poliéter, o un copolímero o polímero mixto de los polímeros mencionados o un material compuesto, que contiene uno de los polímeros mencionados, o un cemento polímero, cerámico o hidráulico.

5.- Implante de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado por que** las zonas superficiales (4) del primer tipo tienen una función de fomento de la integración ósea y presentan estructuras superficiales, que son adecuadas para un crecimiento dentro o crecimiento a través de tejido óseo vital, y por que las zonas superficiales (4) del primer tipo tiene, por ejemplo, adicionalmente propiedades antiinflamatorias, de combate de la infección y/o de fomento del crecimiento.

6.- Implante de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** las zonas superficiales (8) del segundo tipo se proyectan, al menos localmente, sobre las zonas superficiales (4) del primer tipo.

7.- Implante de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el implante tiene una función de soporte de la carga y por que la parte central del implante (1) representa un elemento de soporte de la fuerza.

8.- Implante de acuerdo con la reivindicación 7, **caracterizado por que** la parte central del implante (1) está constituida, al menos parcialmente, de un metal, de una aleación de metal, de un material cerámico o de vidrio, de un plástico o de un material compuesto y presenta, por ejemplo, elementos auto cortantes o roscadores.

9.- Implante de acuerdo con la reivindicación 7 u 8, **caracterizado por que** la parte central del implante (1) presenta una parte (1.1) que soporta la carga y una parte (1.2) de forma variable.

10.- Implante de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** está configurado como implante dental con al menos un lugar de fijación (3) o con al menos una pieza de corona, o por que está configurado para una utilización ortopédica.

- 11.- Implante de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado por que** está en forma de pasador, de placa o de disco o tiene una forma adaptada o adaptable a una cavidad predeterminada en un hueso.
- 5 12.- Implante de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado por que** es un implante para la unión de dos partes de hueso o para la fijación de una placa de apoyo o la caña de una prótesis para una articulación de cadena, una articulación de dedo, una articulación de rodilla o una articulación de hombro.
- 10 13.- Implante de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado por que** está configurado en forma de anclaje y presenta un lugar de fijación (3) configurado como ojal.

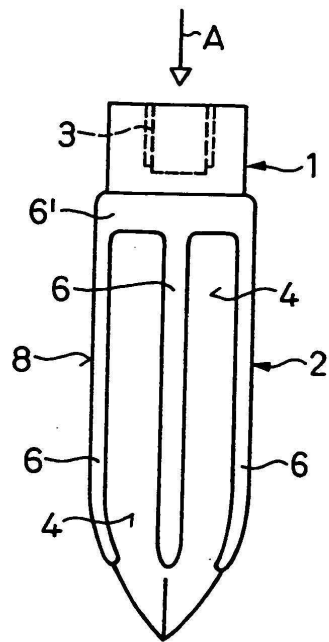


Fig. 1

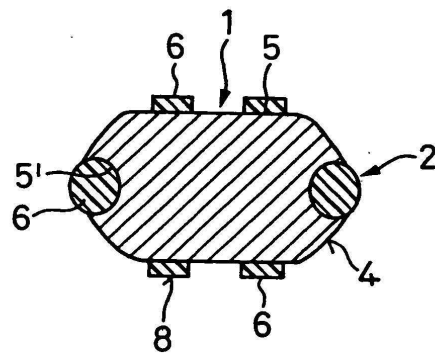


Fig. 2A

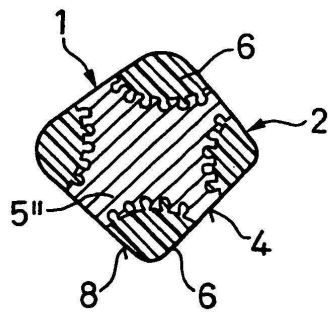


Fig. 2B

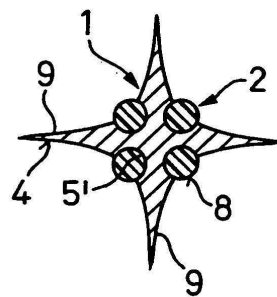


Fig. 2C

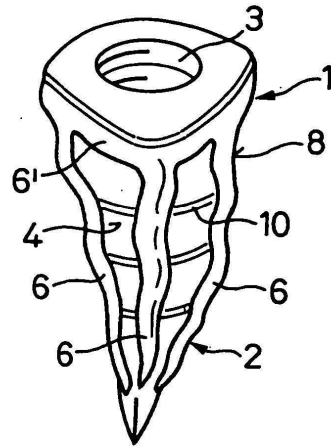


Fig. 3

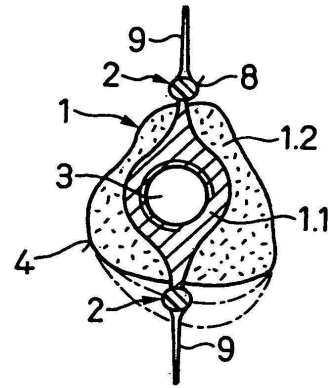


Fig. 4

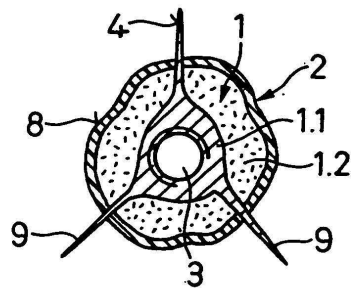


Fig. 5

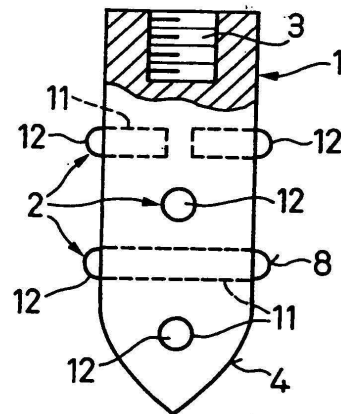


Fig. 6

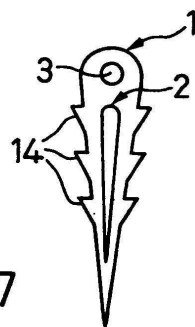


Fig. 7

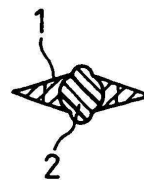


Fig. 8

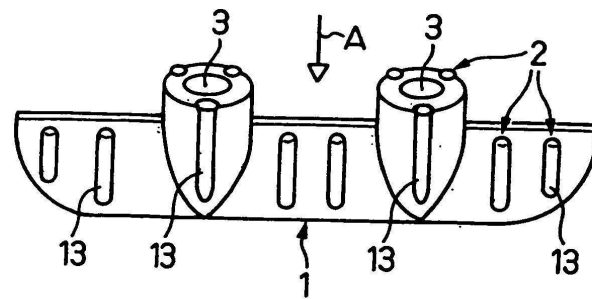


Fig. 9

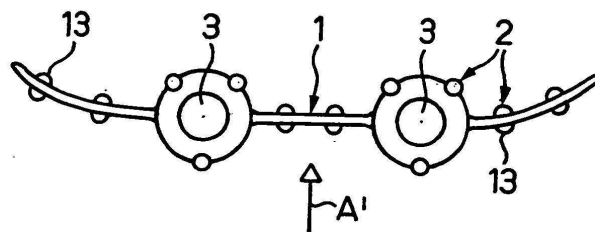


Fig. 10

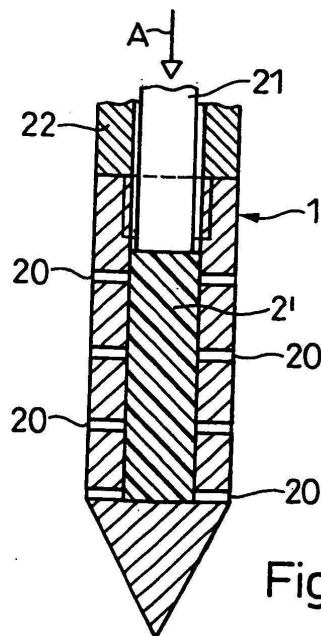


Fig. 11

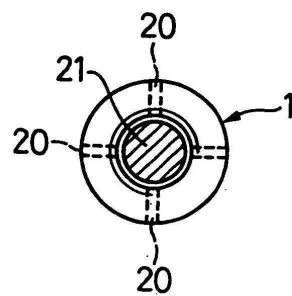


Fig. 12

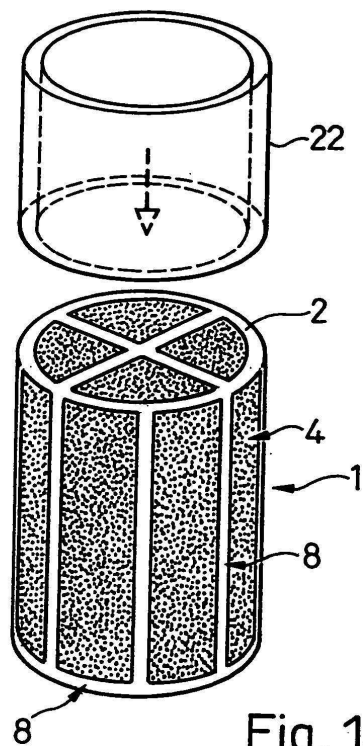


Fig. 13

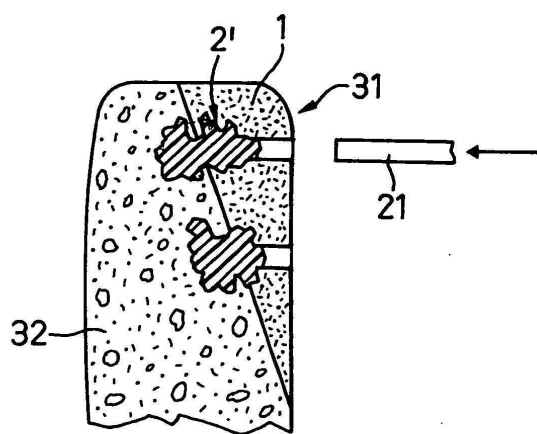


Fig. 14

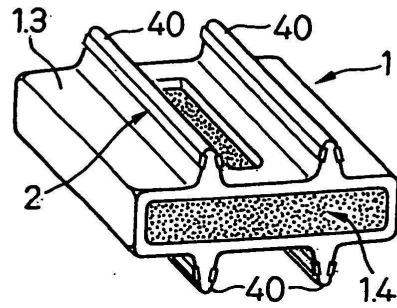


Fig. 15A

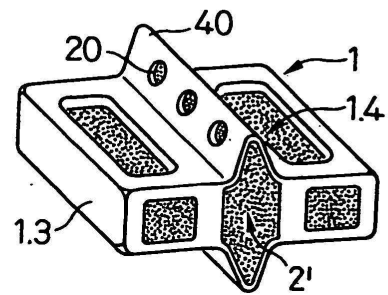


Fig. 16A

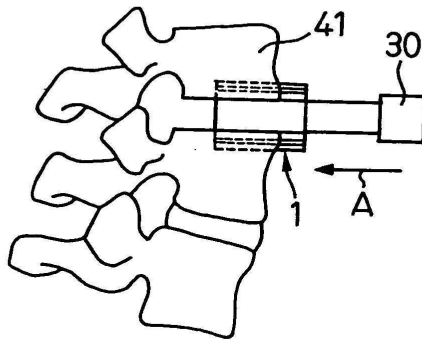


Fig. 15B

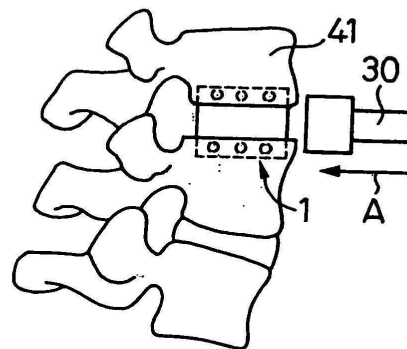


Fig. 16B

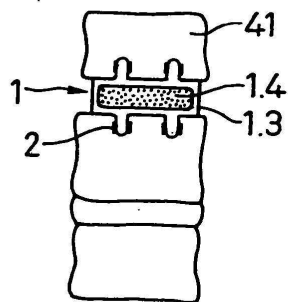


Fig. 15C

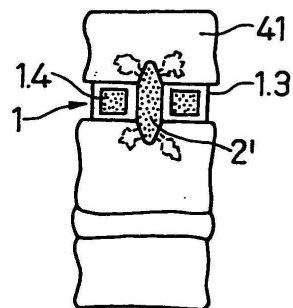


Fig. 16C