

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 382 954**

51 Int. Cl.:

A61F 2/36 (2006.01)

C22F 1/18 (2006.01)

C22C 14/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06707303 .1**

96 Fecha de presentación: **27.02.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1850802**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **07.11.2007**

54 Título: **Procedimiento para producir un implante médico a base de una aleación de titanio beta-molibdeno e implante correspondiente**

30 Prioridad:
25.02.2005 EP 05004180

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
14.06.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
14.06.2012

73 Titular/es:
**WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG
BARKHAUSENWEG 10
22339 HAMBURG, DE**

72 Inventor/es:
**BALIKTAY, Sevki y
KELLER, Arnold**

74 Agente/Representante:
Lehmann Novo, Isabel

ES 2 382 954 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

Procedimiento para producir un implante médico a base de una aleación de titanio beta-molibdeno e implante correspondiente

5

La invención se refiere a un procedimiento para producir un implante médico a partir de una aleación de titanio, así como a un implante correspondiente.

10

Como material para la producción de implantes, las aleaciones de titanio encuentran una aplicación cada vez más amplia. A las ventajas de este material pertenecen para el empleo como prótesis propiedades tan importantes como una elevada capacidad de carga mecánica, una elevada estabilidad química y, de forma especial, una extraordinaria biocompatibilidad. Bajo el punto de vista de las propiedades del material, las aleaciones de titanio son el material de elección para muchos diversos implantes, entre ellos, placas para huesos, espigas, articulaciones de rodilla y de cadera artificiales así como prótesis del disco intervertebral.

15

En el estado conocido de la técnica se conocen diferentes procedimientos para producir los implantes. La elección de un procedimiento adecuado se orienta no sólo en función del tipo de implante a producir, sino también en función de la aleación de titanio utilizada en cada caso. Para la conformación, son esencialmente dos procedimientos los que se utilizan para las aleaciones de titanio. Por una parte, éstos son el fraguado y, por otra, la colada de precisión. Básicamente, en el caso de las aleaciones de titanio se trata de aleaciones de fraguado (Peters/Leyens: Titan und Titanlegierungen, editorial Wiley-VCH, 2002). Sin embargo, la colada de precisión tiene la ventaja de que con la misma también se pueden producir fácilmente formas complejas que no se pueden conseguir mediante fraguado o sólo se pueden conseguir bajo la adición de varios componentes. Sin embargo, debido al elevado punto de fusión y a la gran propensión a la reacción del titanio, la colada de precisión de aleaciones de titanio es generalmente problemática; a ello se añade la escasa densidad de las aleaciones. Sólo algunos grupos de aleaciones de titanio se adecuan para la colada de precisión. A ellos pertenecen, en particular, las denominadas aleaciones de titanio α y algunas aleaciones de aleaciones de titanio α/β . De este último grupo han adquirido importancia para la producción de implantes, en particular, aleaciones con vanadio y aluminio tales como $TiAl_6V_4$. Mediante la colada de precisión, a partir de esta aleación se pueden producir con un buen resultado implantes tales como prótesis para articulaciones o implantes dentales.

20

25

30

No obstante, existen ciertos reparos en relación con la compatibilidad a largo plazo de los elementos de la aleación tal como se utilizan típicamente para aleaciones de titanio α/β tales como $TiAl_6V_4$. Además, el módulo de elasticidad de estas aleaciones se encuentra considerablemente por encima del del material del hueso natural, con lo que se pueden producir alteraciones patológicas del hueso.

35

A partir del documento US 2004/0136859 A1 se conoce hacer por colada implantes médicos a partir de aleaciones de titanio β .

40

La invención tiene por misión crear implantes médicos en los que se reduzcan estos inconvenientes.

La solución de acuerdo con la invención se encuentra en las características de las reivindicaciones independientes. Perfeccionamientos ventajosos son el objeto de las reivindicaciones dependientes.

45

Está previsto un procedimiento para producir un implante médico a partir de una aleación de titanio, que comprende las etapas de colada de precisión de la aleación de titanio en un molde de colada correspondiente al implante a producir, estando previsto, de acuerdo con la invención, que se utilice una aleación de titanio β , se preñe de forma isostática en caliente, se calcine en disolución y, a continuación, se enfríe bruscamente. La aleación de titanio β tiene un contenido en molibdeno de 7,5 % - 25 % de molibdeno, siendo el resto titanio. La etapa del prensado isostático en caliente se lleva a cabo a una temperatura que se encuentra entre la temperatura transus beta y 100°C por debajo de la temperatura transus beta. Para la calcinación en disolución se elige una temperatura entre 700 °C y 900 °C.

50

Con el procedimiento de acuerdo con la invención se hace posible producir mediante colada de precisión implantes médicos a partir de una aleación de titanio β . La posibilidad de utilizar las aleaciones de titanio β conlleva considerables ventajas en relación con los implantes médicos. Así, las aleaciones de titanio β presentan favorables propiedades mecánicas, en particular un módulo de elasticidad claramente inferior al de las aleaciones de titanio α/β conocidas. Mientras que estas últimas presentan habitualmente valores de aprox. 100.000 N/mm², por ejemplo con aleaciones de titanio-molibdeno se pueden alcanzar valores casi reducidos en la mitad de aprox. 60.000 N/mm². Además, mediante el uso de aleaciones de titanio β se puede aumentar la biocompatibilidad. Mientras que en el caso de la aleación de titanio α/β $TiAl_6V_4$ frecuentemente utilizada, existen ciertos reparos en relación con una toxicidad de

60

los iones aluminio o vanadio liberados, para la aleación de titanio β pueden utilizarse con éxito formadores de aleaciones tal como molibdeno, inocuas en relación con la toxicidad. Se ha demostrado que, en particular con aleaciones de titanio-molibdeno se pueden alcanzar extraordinarios resultados en relación con las propiedades mecánicas, como también en relación con la biocompatibilidad. El contenido en molibdeno oscila entre 7,5 y 25 %, preferiblemente entre 12 y 16 %. Con ello, mediante un rápido enfriamiento después de la colada se puede alcanzar una fase β metaestable. Se ha acreditado particularmente TiMo15 con un contenido en molibdeno de 15 %.

Además, el uso de la aleación de titanio β tiene la ventaja de que se pueden producir racionalmente también implantes con una forma compleja. En general, la colada de precisión es un proceso de conformación con el que, en comparación con la conformación mediante fraguado, se pueden producir racionalmente también formas complejas. Sin embargo, se ha demostrado que precisamente al utilizar aleaciones de titanio α o α/β conocidas por el estado de la técnica, sólo se conseguía de manera insuficiente crear durante la colada de precisión aristas vivas en los implantes. Las ventajas de la colada de precisión, en sí dadas, a saber poder crear formas complejas arbitrarias, no se podían realizar por completo de esta manera. Precisamente en el caso de implantes es, sin embargo, a menudo deseable prever aristas vivas para un mejor anclaje del implante. Para un implante exento de cemento, el cual, por motivos de la estabilidad mecánica del implante a largo plazo, se le da preferencia en muchos casos, las aristas vivas en los implantes son de gran importancia. Sorprendentemente, se ha demostrado que el procedimiento de acuerdo con la invención alcanza un llenado mejorado del molde. Con ello, pueden alcanzarse aristas vivas de elevada calidad, también en el caso de implantes de forma compleja. Con ello, la invención no sólo posibilita implantes con propiedades más favorables en relación con la mecánica y la biocompatibilidad, sino también con relación a una mejora de la conformación por parte de la colada de precisión.

Convenientemente, en el caso de la calcinación en disolución el gradiente de temperaturas se elige de manera que la aleación de titanio esté exenta de fases ω . Con ello, se contrarresta el riesgo de una merma de las propiedades mecánicas mediante la formación de una fase ω .

Para el prensado isostático en caliente (HIP – siglas en alemán), es favorable una temperatura por debajo de la temperatura transus β , a saber de hasta 100°C inferior. Para una aleación de titanio y molibdeno con una proporción de 15% de molibdeno, se han acreditado temperaturas en el intervalo de 710 °C a 760 °C, preferiblemente de aproximadamente 740 °C, a una presión de argón de aproximadamente 1100 a 1200 bar.

Para la calcinación en disolución se han acreditado temperaturas de al menos 700 °C hasta 880 °C, preferiblemente en el intervalo de 800 °C hasta 860 °C bajo una atmósfera de gas protector argón. Con ello, se alcanza una mejora de la ductilidad de la aleación. En este caso, no es necesario un almacenamiento previo antes o después del prensado isostático en caliente. El subsiguiente enfriamiento brusco tiene lugar preferiblemente con agua fría.

Puede ser ventajoso endurecer además el objeto al final. Con ello, en caso necesario se puede aumentar el módulo de elasticidad. Preferiblemente, el endurecimiento tiene lugar para ello en un intervalo de temperaturas de aprox. 600 °C hasta aprox. 700 °C.

La invención se refiere, además, a un implante médico producido conforme al procedimiento arriba mencionado, así como a uno conforme a la reivindicación subordinada. Según ello, se proporciona un implante médico a partir de una aleación de titanio β -molibdeno hecha por colada de precisión con un contenido en molibdeno de 15 %, el resto titanio. El implante tiene un tamaño de grano de 0,3 mm y un módulo de elasticidad entre 59,4 kN/mm² y 68 kN/mm². Para una explicación más detallada, se remite a las ejecuciones anteriores.

De un modo complementario, se debe decir lo siguiente: en el caso del implante se puede tratar de una prótesis ortopédica, preferiblemente de una prótesis para articulaciones. Las prótesis para articulaciones están muy solicitadas tanto estática como dinámicamente. Se le otorga una importancia particular a la transmisión de la carga a la estructura ósea circundante. Ésta debe ser fisiológicamente favorable en la medida de lo posible. En este caso, es crítico el que una transmisión desfavorable de la carga de la prótesis al hueso circundante pueda conducir a una degeneración del tejido óseo. Con frecuencia, esto tiene como consecuencia una relajación de la prótesis. Investigaciones han demostrado que prótesis a base de un material con un bajo módulo de elasticidad crean una situación de carga que es más fisiológica que en el caso de prótesis de un material rígido. Esto es particularmente válido para prótesis con largos vástagos tales como la parte de fémur de una prótesis de cadera u otras prótesis para articulaciones. El módulo de elasticidad se encuentra, en el caso de una aleación habitual de titanio, por ejemplo TiAl₆V₄, en aprox. 100.000 N/mm² y, con ello, considerablemente por encima del módulo de elasticidad del material óseo cortical de aproximadamente 25.000 N/mm². Con el implante de acuerdo con la invención pueden alcanzarse valores más bajos. Así, un implante producido de acuerdo con la invención a base de TiMo15 presenta un módulo de elasticidad de aprox. 60.000 N/mm², es decir, sólo algo más de la mitad del valor de TiAl₆V₄. Esto es de una gran

ventaja, en particular para prótesis para articulaciones con vástagos largos tales como prótesis de cadera, rodilla, hombro o codo. Ya que con ello resulta una mejora esencial en relación con la transmisión de fuerza al hueso.

5 Consideraciones correspondientes son válidas para una realización del implante de acuerdo con la invención como prótesis dental.

La invención se explica seguidamente haciendo referencia a los dibujos en los que se representa un ejemplo de realización ventajoso. Muestran:

- 10 La Fig. 1 una imagen de la micro-estructura en un estado de colada inmediatamente después de la colada;
- la Fig. 2 una imagen de la micro-estructura después del prensado isostático en caliente;
- 15 la Fig. 3 una imagen de la micro-estructura después de la calcinación en disolución con subsiguiente enfriamiento brusco;
- la Fig. 4 una vista de una parte de fémur de un ejemplo de realización para un implante de acuerdo con la invención;
- 20 la Fig. 5 una vista de un implante dental como otro ejemplo de realización; y
- la Fig. 6 una tabla con propiedades mecánicas de la aleación de titanio elaborada de acuerdo con la invención.

25 Primeramente se describirá un modo para llevar a cabo el procedimiento de acuerdo con la invención. El implante producido se explicará posteriormente en el ejemplo de una parte de fémur de una prótesis de cadera.

El material de partida es una aleación de β -titanio con una proporción de molibdeno de 15 % (TiMo15). Esta aleación puede adquirirse de manera usual en el comercio en forma de pequeñas barras (lingotes).

30 En una primera etapa tiene lugar una colada de precisión de los objetos a hacer por colada. Por objeto se entiende en la presente descripción un implante conformado para el uso final tales como endoprótesis, p. ej. prótesis de cadera u otras prótesis para articulaciones, o implantes no móviles, por ejemplo placas y pasadores o implantes dentales. No se incluyen barras que están pensadas para el tratamiento ulterior mediante procedimientos de conformación, es decir, en particular lingotes producidos no mediante fundición en coquilla para el tratamiento ulterior mediante fraguado u otros procedimientos de conformación.

40 Para la fusión y colada del TiMo15 está prevista una instalación de colada. Preferiblemente, se trata de una instalación de fusión y colada con crisol de paredes frías-inducción en vacío. Con una instalación de este tipo pueden alcanzarse las elevadas temperaturas que se requieren para una fusión segura de TiMo15 para la colada de precisión. El punto de fusión de TiMo15 se encuentra en 1770 °C, además de un suplemento de aprox. 60 °C para una colada de precisión segura. En conjunto, debe alcanzarse, por lo tanto, una temperatura de 1830 °C. La colada de precisión de la masa fundida tiene lugar a continuación por medio de procedimientos en sí conocidos, por ejemplo con núcleos de cera y moldes cerámicos como molde perdido. Técnicas de colada de precisión de este tipo son conocidas para la colada de precisión de TiAl_6V_4 .

55 Como se puede reconocer en la imagen (1000 aumentos) en la Fig. 1, se forman dendritas y en las zonas entre dendritas se manifiestan considerables segregaciones. Esto es una consecuencia de la así denominada segregación negativa de aleaciones de titanio-molibdeno. Este efecto se basa en el gradiente especial de la temperatura del líquido y sólido en el caso de aleaciones de titanio-molibdeno. En masa fundida solidifican primeramente las zonas con una elevada proporción de molibdeno, formándose las dendritas que se pueden reconocer en la imagen. Como consecuencia de ello, la masa fundida restante se empobrece, es decir, su contenido en molibdeno desciende. Las zonas entre dendritas tienen en la estructura fundida un contenido en molibdeno inferior a 15 % que puede descender incluso a valores de aprox. 10 %. Como consecuencia del empobrecimiento en molibdeno, en las zonas entre dendritas falta una cantidad suficiente de estabilizadores β . Esto tiene como consecuencia el que se ajusta localmente una temperatura incrementada de transformación α/β , con lo cual se forman las segregaciones que se pueden reconocer bien en la Fig. 1.

60 Es conveniente eliminar mediante decapado una zona de borde eventualmente resultante durante la colada en forma de una capa dura y quebradiza (el denominado caso α). Habitualmente, esta capa presenta un grosor de aprox. 0,03

mm.

Con el fin de contrarrestar el efecto desfavorable de la segregación negativa con las segregaciones en las zonas entre dendritas, los cuerpos de fundición liberados después de la colada de precisión de los moldes de colada, son sometidos, de acuerdo con la invención, a un tratamiento térmico. Para ello, está previsto un prensado isostático en caliente (HIP), a saber a una temperatura poco por debajo de la temperatura transus β . Ésta puede encontrarse en el intervalo de 710 °C a 760 °C, preferiblemente asciende a aproximadamente 740 °C. El prensado tiene lugar mediante argón con una presión de 1100 a 1200 bar. En este caso, las segregaciones indeseadas pasan de nuevo a disolución en las zonas entre dendritas. No obstante, durante el enfriamiento después del prensado isostático en caliente se segregan de nuevo fases secundarias finas, a saber, preferiblemente en las zonas entre dendritas originales (véase la Fig. 2, 1000 aumentos). Esto tiene como consecuencia una fragilización indeseada del material.

Por este motivo, los objetos presentan después del prensado isostático en caliente una ductilidad sólo escasa.

Con el fin de eliminar las segregaciones perturbadoras, los cuerpos de fundición se calcinan en un horno de cámara bajo una atmósfera de gas protector argón. Para ello, se elige un intervalo de temperaturas de aprox. 700 °C a 860 °C durante un tiempo de varias, la mayoría de las veces dos horas. En este caso, existe una relación antagonista entre la temperatura y el tiempo, en el caso de una temperatura elevada es suficiente un tiempo más corto, y a la inversa. Después de la calcinación en disolución, los cuerpos de fundición se enfrían bruscamente con agua fría. En la Fig. 3 (1000 aumentos) se representa la estructura después de la calcinación en disolución. Se reconocen granos β primarios y, dentro de los granos, segregaciones muy finas dispuestas entre dendritas (véase la acumulación a modo de nube en la parte superior izquierda de la imagen). Los objetos hechos por colada de precisión con el procedimiento de acuerdo con la invención presentan en su estructura cristalina granos de un tamaño medio superior a 0,3 mm. Este tamaño es típico para la estructura cristalina alcanzada con el procedimiento de acuerdo con la invención.

Las propiedades mecánicas alcanzadas después de la calcinación en disolución se representan en la Tabla en la Fig. 6.

El ejemplo de realización representado en la Fig. 4 muestra una parte de fémur 1 de una prótesis de cadera. Dicha parte se compone de una aleación de titanio β , a saber TiMo15. A la temperatura ambiente, presenta una estructura cristalina cúbica centrada en el medio.

La parte de fémur 1 está prevista para su implantación en el extremo superior del fémur. Presenta un vástago 10 extendido a lo largo y un cuello 11 que se une en ángulo obtuso. En su extremo alejado del vástago está dispuesta una cabeza de articulación 12 que forma una articulación con una parte de acetábulo 2. Para la implantación tiene lugar una resección completa o parcial del cuello superior del muslo con su cabeza, y se abre un acceso a la cavidad medular del fémur. A través de este acceso se introduce el vástago 10 de la parte de fémur 1 en la cavidad medular y se ancla allí. En función de la ejecución, está previsto cemento como agente de anclaje, o la fijación tiene lugar sin cemento.

La parte de fémur 1 introduce en el fémur las solicitaciones mecánicas que actúan sobre la prótesis de cadera, ya sean estáticas al estar de pie o dinámicas al andar. Para un anclaje seguro y duradero de la parte de fémur 1 en el material de hueso del fémur es importante una transmisión de la carga fisiológicamente favorable. Si la parte de fémur 1 está realizada de forma rígida, asume una gran parte de la solicitación y, por consiguiente, descarga el material del hueso, en particular en la zona superior del fémur. Esto conduce a largo plazo a una degeneración del fémur en esta zona. Como consecuencia, amenaza una relajación de la parte de fémur 1, y finalmente un fallo de la prótesis. Con el fin de evitar este modo de fallo, es favorable realizar la parte de fémur 1 menos rígida. En particular, el vástago 10 de la parte de fémur 1 es en este aspecto crítico. El material óseo del fémur presenta en la zona cortical un módulo de elasticidad de aprox. 20.000 a 25.000 N/mm². La parte de fémur 1 presenta, de acuerdo con la invención, un módulo de elasticidad de únicamente aprox. 60.000 N/mm². Materiales utilizados de manera habitual tales como TiAl₆V₄ presentan un módulo de elasticidad de aprox. 100.000 N/mm² o de incluso 200.000 N/mm² en el caso de aleaciones de cobalto-cromo. La parte de fémur 1 de acuerdo con la invención presenta, por lo tanto, un módulo de elasticidad bajo fisiológicamente favorable. Particularmente, en la zona del vástago 10, crítico a este respecto, el bajo módulo de elasticidad es una gran ventaja para la compatibilidad a largo plazo de la prótesis.

Gracias a la invención pueden producirse fácilmente también formas complejas en colada de precisión. Así, la parte de fémur 1 presenta en su vástago 10 una pluralidad de escotaduras y resaltos a modo de dientes de sierra. Éstos sirven para un anclaje mejorado de la parte de fémur 1 en el fémur y posibilitan una implantación exenta de cemento. Se reconocen varias ranuras 14 que discurren en la dirección longitudinal del vástago 10. Éstas están dispuestas

tanto en la cara anterior como posterior del vástago 10, pero también pueden estar previstas en las caras laterales. En la zona superior del vástago 10 están previstas varias filas con resaltes de diente de sierra 15. Además, en la transición al cuello 11 está previsto un anillo circundante 13. Éste puede estar realizado como un elemento separado, pero gracias a la invención puede ser también enterizo con el vástago 10 y el cuello 11. Partes de prótesis que presentan formas complejas de este tipo pueden producirse habitualmente sólo a partir de $TiAl_6V_4$. Sin embargo, éste presenta – como ya se ha explicado arriba – un módulo de elasticidad indeseablemente elevado. Ciertamente, también es conocido producir partes de fémur a partir de aleaciones de titanio β , pero entonces sólo en el procedimiento de fraguado. Mediante fraguado no pueden producirse formas tan complejas y ventajosas desde un punto de vista médico tal como se representan en la Fig. 4. Mérito de la invención es que formas complejas de este tipo puedan alcanzarse también en el caso de prótesis de cadera a base de aleaciones de titanio β .

Como otro ejemplo de realización, en la Fig. 5 se representa un implante dental. Un implante dental 3 de este tipo tiene la función de un fundamento artificial. Ha de reemplazar a la raíz del diente natural y sirve para la fijación de prótesis dentales (no representadas) en su cabeza 32. El implante dental 3 debe cumplir, en primer término, dos condiciones distintas. Por una parte, debe resistir una elevada sollicitación. Sobre un diente pueden actuar durante la masticación fuerzas estáticas de hasta 550 N. Estas fuerzas las debe poder absorber el implante dental a lo largo de años como una sollicitación alternativa, y debe poder introducir las en el hueso de la mandíbula. Esto conduce a la segunda condición, a saber, la garantía de una buena integración en el hueso. La introducción de las fuerzas que se manifiestan durante la masticación no está exenta de problemas, toda vez que los implantes dentales presentan un vástago 30 ciertamente fino. Con el fin de alcanzar un anclaje óptimo en el hueso de la mandíbula y, con ello, contrarrestar el riesgo de una relajación, el vástago 30 está provisto de una rosca 35 del tornillo. Para la mejora ulterior del anclaje pueden estar previstos orificios transversales 34, preferiblemente en forma de orificios de paso. Estos favorecen un desarrollo del implante dental en el hueso de la mandíbula y, por consiguiente, son muy útiles para un anclaje seguro y duradero, pero conducen a puntas de tensión y, con ello, a una sollicitación mecánica mayor del vástago 30. Gracias al procedimiento de acuerdo con la invención pueden producirse implantes dentales 3 de este tipo en un procedimiento de colada de precisión a partir de aleaciones de titanio β . En este caso, también pueden producirse racionalmente formas complejas tal como la rosca 35 y los orificios transversales 34, sin que sea necesaria una compleja mecanización posterior, por ejemplo mediante mecanización con arranque de virutas. Con ello, no se tiene que tener en consideración a la capacidad de mecanización mecánica en la elección de una aleación adecuada de titanio y en el diseño así como dimensionamiento. Por consiguiente, se pueden realizar formas que prácticamente no se podían realizar con una conformación habitual mediante fraguado o mecanización mecánica. Además, para implantes dentales se cumple también lo dicho precedentemente para la prótesis de fémur, el que gracias al bajo módulo de elasticidad se minimiza el riesgo de una degeneración de la estructura ósea circundante.

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Procedimiento para producir un implante médico a partir de una aleación de titanio, que comprende las etapas:
colada de precisión de la aleación de titanio en un molde de colada correspondiente al implante a producir,
caracterizado por:
el uso de una aleación de titanio β con un contenido en molibdeno de 7,5 % a 25 %, el resto titanio;
prensado isostático en caliente a una temperatura que es, como máximo, tan elevada como la temperatura transus beta de la aleación de titanio-molibdeno y que se encuentra como mínimo 100°C por debajo de la temperatura transus beta,
10 calcinación en disolución a una temperatura entre 700 °C y 900 °C, y
subsiguiente enfriamiento brusco.
- 2.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por un endurecimiento después del enfriamiento brusco.
- 15 3.- Procedimiento según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque la aleación de titanio-molibdeno presenta una proporción de molibdeno de aproximadamente 15 %.
- 4.- Procedimiento según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado porque el enfriamiento brusco tiene lugar preferiblemente con agua fría.
- 20 5.- Implante médico a base de una aleación de titanio β -molibdeno hecha por colada de precisión con una proporción en molibdeno de 15 %, el resto titanio, que presenta un tamaño medio de grano de al menos 0,3 mm y un módulo de elasticidad de 59,4 kN/mm² a 68 kN/mm².
- 25 6.- Implante según la reivindicación 5, caracterizado porque está prensado de modo isostático en caliente y está calcinado en disolución.
- 7.- Implante según la reivindicación 5 ó 6, caracterizado porque la aleación de titanio está exenta de una fase ω .
- 30 8.- Implante según una de las reivindicaciones 5 a 7, caracterizado porque la aleación de titanio está exenta de vanadio y aluminio.
- 9.- Implante según una de las reivindicaciones 5 a 8, caracterizado porque es una prótesis ortopédica.
- 35 10.- Implante según la reivindicación 9, caracterizado porque la prótesis es una prótesis para articulaciones.
- 11.- Implante según la reivindicación 10, caracterizado porque es una parte de fémur (1) de una prótesis de articulación de la cadera.
- 40 12.- Implante según una de las reivindicaciones 5 a 8, caracterizado porque es un implante dental (3).

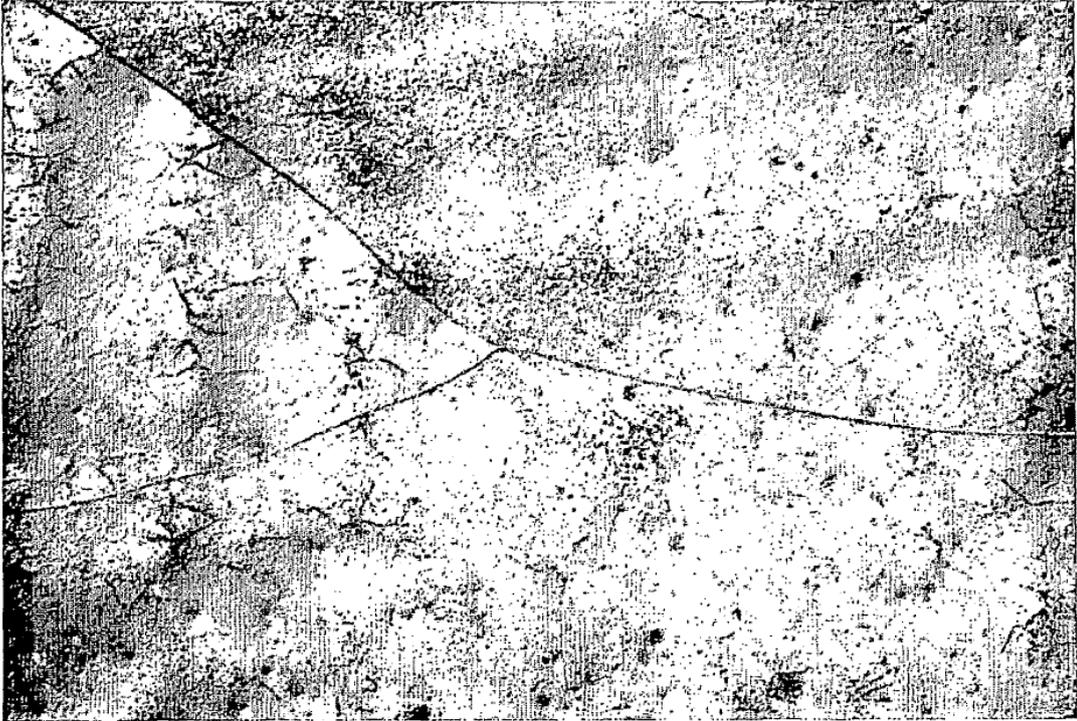


Figura 1

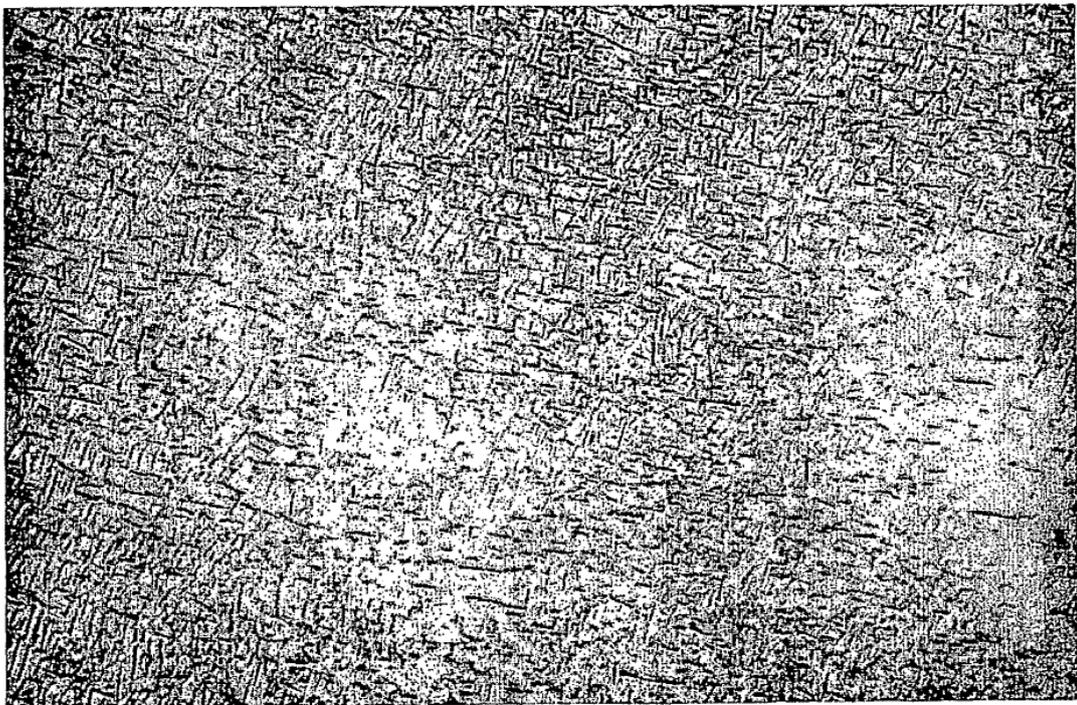


Figura 2

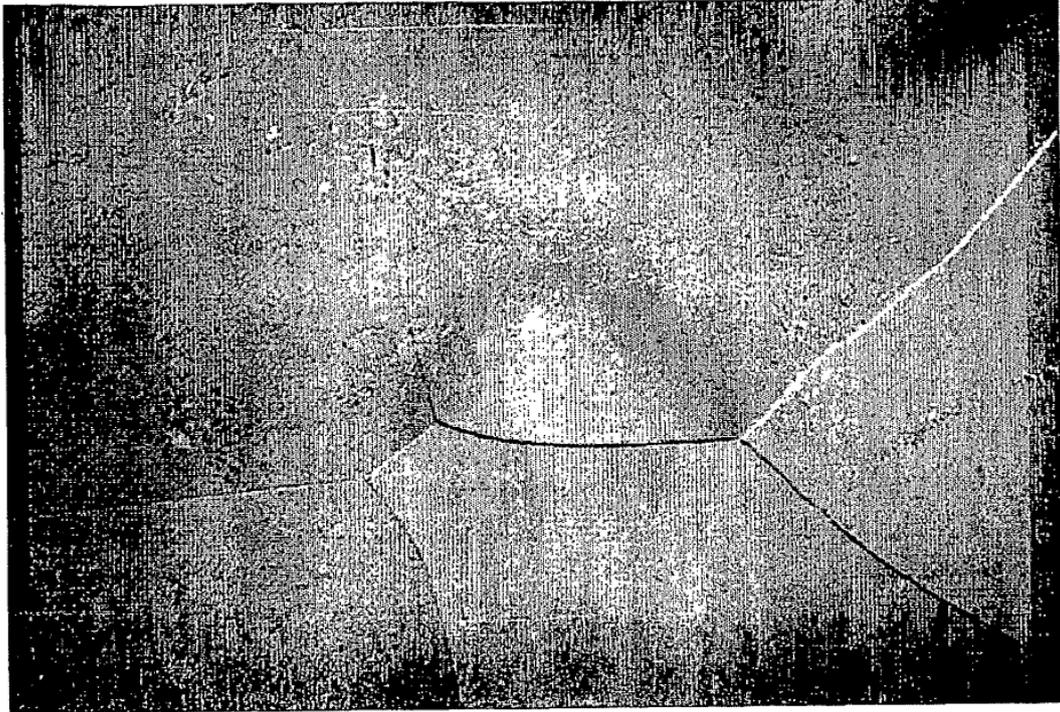


Figura 3

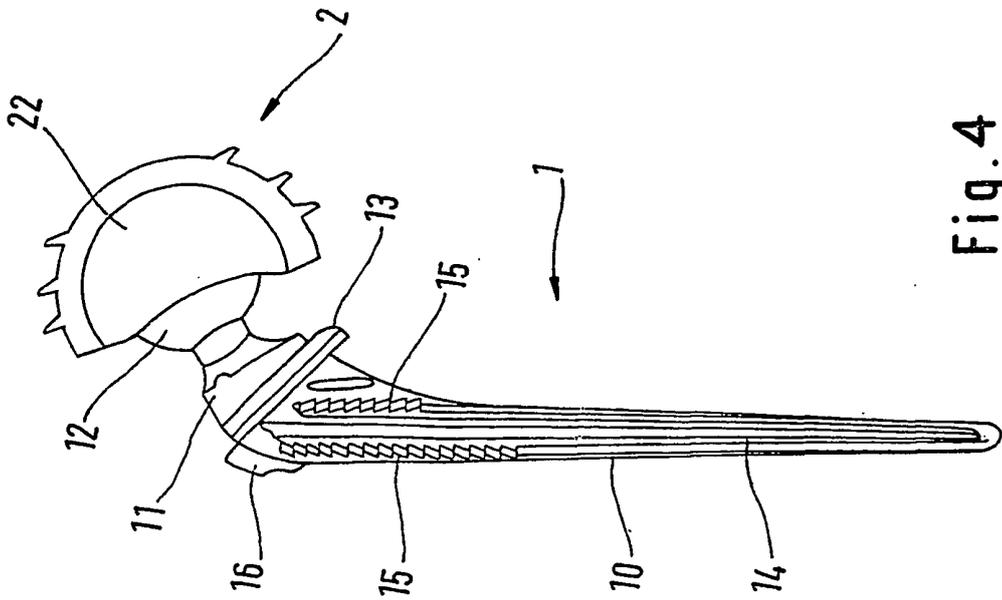


Fig. 4

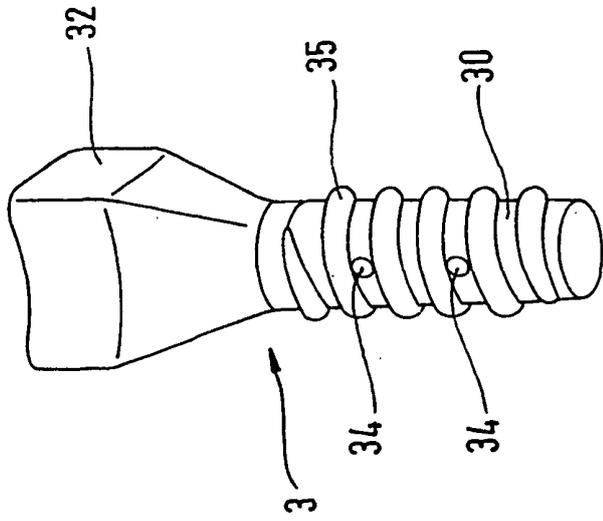


Fig. 5

Temperatura de disolución [C]	Resistencia a la tracción Rm [N/mm ²]	Límite de dilatación al 0,2% Rp [N/mm ²]	Alargamiento a la rotura A5 [%]	Contracción de rotura Z [%]	Módulo de elasticidad E [kN/mm ²]	Dureza HB30
700	920	916	2,1	10	68	285
740	841	665	7,5	19,3	66	278
760	790	545	18,5	23,4	65,4	268
780	735,3	520	27,4	40	63,7	260
800	725	505	37,6	52	59,4	255

Fig. 6