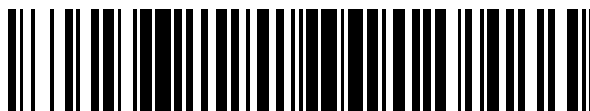


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 729 991**

51 Int. Cl.:

A61L 27/04

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.02.2016** **E 16154097 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.04.2019** **EP 3202427**

54 Título: **Uso de una aleación de base de cobalto biocompatible que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos y procedimiento para la fabricación de implantes o prótesis mediante mecanizado con desprendimiento de material**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
07.11.2019

73 Titular/es:

**DEUTSCHE EDELSTAHLWERKE SPECIALTY
STEEL GMBH & CO. KG (100.0%)
Auestrasse 4
58452 Witten, DE**

72 Inventor/es:

**VAN BENNEKOM, ANDRÉ;
HILL, HORST y
RIPKENS, OLIVER**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 729 991 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

Uso de una aleación de base de cobalto biocompatible que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos y procedimiento para la fabricación de implantes o prótesis mediante mecanizado con desprendimiento de material

La invención se refiere a un uso de una aleación de base de cobalto biocompatible que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos y a un procedimiento para la fabricación de implantes mediante mecanizado con desprendimiento de material.

Cuando en el presente se describen contenidos de aleaciones, estos se refieren siempre al peso, a menos que se indique expresamente lo contrario.

Para la fabricación de elementos constructivos que se usarán en o sobre el cuerpo humano o animal, se emplea un amplio espectro de materiales. Este se extiende desde los plásticos pasando por materiales cerámicos y materiales de metales nobles hasta materiales metálicos, que se componen de metales no nobles Hecho de metales no nobles.

La denominación "elemento constructivo para su uso en o sobre el cuerpo humano o animal" abarca en este caso tanto implantes, que están firmemente instalados en el cuerpo, tales como tornillos, férulas, tensores, piezas de las articulaciones de la cadera o la rodilla, pilares dentales u otros implantes dentales firmemente anclados en la mandíbula y otras piezas implantadas como sustituto de huesos o articulaciones naturales, como prótesis que están fijadas provisional o permanentemente al cuerpo, tales como piezas de prótesis dentales (puentes, prótesis dental parcial o completa) o herramientas que se necesitan en particular en el tratamiento dental. Estos materiales basados en metales no nobles abarcan principalmente aleaciones a base de Co o Ni, tales como los materiales de CoCr y NiCr, que normalmente se emplean para aplicaciones dentales, sino también para implantes articulares, en particular implantes de cadera o rodilla.

Los materiales para implantes o prótesis deben ser suficientemente resistentes a la corrosión y presentar una biocompatibilidad optimizada. En consecuencia, no deben tener efectos nocivos en el cuerpo durante el uso, en o sobre el que se emplean los elementos constructivos fabricados a partir de los mismos, y tampoco desencadenar ninguna otra reacción que podría tener un efecto adverso sobre el bienestar o la salud.

Al mismo tiempo, los materiales de implantes o prótesis deben tener una propiedad mecánica suficiente para el fin de uso respectivo, tal como solidez, tenacidad y similares.

Por último, los materiales de este tipo también tienen que poder mecanizarse y procesarse adecuadamente, para poder realizar en muchos casos un diseño de filigrana y en cada caso adaptada individualmente de implantes o prótesis.

En el caso de materiales a base de cobalto del tipo mencionado en este caso, se han establecido tres rutas de fabricación en el campo de la tecnología dental, que conlleva cada uno requisitos diferentes en cuanto al comportamiento de materiales.

Entre estos figuran procedimientos de colada convencionales, en los que por medio de un modelo se reproduce el implante respectivo o la prótesis respectiva. En el ejemplo de un implante empleado en la cavidad bucal, se genera para ello en primer lugar un molde negativo de la cavidad bucal por medio de una masa de impresión. Basándose en esto, se genera un molde perdido en el que se cuela la masa fundida de metal. A continuación sigue, por regla general, un mecanizado posterior mecánico para garantizar una adaptación óptima a la forma del implante. Si en el caso del implante o la prótesis se trata de una dentadura postiza, entonces, la parte visible después del implante o disposición en la cavidad bucal se dota habitualmente de un revestimiento de cerámica. En este caso, el material metálico del implante o del implante no solo tiene que tener propiedades mecánicas optimizadas y una compatibilidad asimismo optimizada, sino también una idoneidad optimizada para la aplicación que por regla general tiene lugar mediante coadura del revestimiento de cerámica. Las prótesis que sirven como dentadura postiza, que permanecen permanentemente en la cavidad bucal se fijan habitualmente a un pilar implantado en la mandíbula o un diente aún existente.

Como alternativa a los procesos de colada convencionales, también se conocen los denominados procedimientos de fabricación aditivos para la fabricación de implantes. Estos se basan, por regla general, en polvos metálicos y se emplean asimismo especialmente en la fabricación de prótesis o implantes que se emplean en la cavidad bucal. Entre los procedimientos aditivos figuran en general la impresión 3D y en especial la sinterización por láser o la fusión por láser. En el caso de los procedimientos aditivos, se crea, por regla general, una imagen digital de la cavidad bucal y a partir de la misma se genera un modelo 3D del implante que va producirse. En la sinterización por láser, se aplica entonces por capas un polvo de aleación de manera correspondiente al modelo 3D y se sinteriza o se funde por medio de un rayo láser. La ventaja de tales procedimientos aditivos consiste en que los implantes de forma compleja pueden realizarse sin considerar la problemática del desmoldeo existente en los procedimientos de colada convencionales y es posible al mismo tiempo producir elementos constructivos de implantes de forma

individual a escala industrial. El estado de la técnica para la impresión 3D de dentadura postiza se resume en el artículo "3D printing of dental restorations", metalpowder Report, n.º 2, marzo/abril 2013, páginas 32, 33, mientras que en el documento EP 1 972 321 B1 se describe un ejemplo de un procedimiento para producir implantes dentales mediante sinterización por láser.

Como tercer procedimiento establecido en el estado de la técnica para la fabricación en particular de implantes o prótesis, que se emplean en el campo dental, se mencionan los denominados procedimientos de sustracción o de desgaste. En estos procedimientos se proporciona una pieza en bruto que se compone del material de implante respectivo, a partir de la que a continuación se elabora el implante respectivo por medio de mecanizado. También para estos procedimientos, en primer lugar se genera una imagen digital de la cavidad bucal o de la zona en la que se insertará el implante y a partir de esta representación se genera un modelo 3D del implante.

A continuación, se fabrica el implante "a partir del bloque", por regla general mediante mecanizado por fresado de la pieza en bruto. Dependiendo de la geometría del implante que se va a producir, se emplean a este respecto como piezas en bruto discos, dados, cilindros o cuboide.

Para obtener una autorización para el uso como material de implante, estos materiales tienen que pasar por exámenes extensos, en los que, en particular, se debe demostrar la biocompatibilidad y durabilidad. Debido al esfuerzo relacionado con estas pruebas, existe un afán fundamental de utilizar los mismos materiales para las tres rutas de fabricación establecidas. Por consiguiente, se requiere un amplio espectro de propiedades de los materiales de implante.

Una característica de los materiales convencionales de CoCr y NiCr para el empleo en especial en la cavidad bucal es que tienen una dureza natural. Esto significa que para ajustar su dureza final y otras propiedades mecánicas no se requiere un tratamiento térmico especial, sino que el perfil de propiedades requerido existe inmediatamente después de la generación de la aleación respectiva. Para las rutas de fabricación I (procedimiento de colada) y II (procedimiento aditivo), esto no es un problema, sino que, por regla general, es incluso deseado, dado que, después de la fabricación de conformación, el componente de implante respectivo tiene que someterse aún en todo caso a un mecanizado fino, tal como un lijado o pulido, y por lo tanto es favorable cuando las propiedades objetivo existen ya en el material.

Las aleaciones a base de cobalto convencionales para implantes alcanzan, en función de su composición en estado duro natural, altas resistencias (límite elástico > 500 MPa), mediante lo cual se genera una dureza de hasta 40 HRC.

Estas propiedades en sí ventajosas para el fin de aplicación mencionado en este caso, se oponen a la eliminación del material en el procedimiento de mecanizado de sustracción. La alta dureza lleva a un desgaste de herramientas elevado durante el mecanizado con desprendimiento de virutas de la pieza en bruto y provoca una duración de mecanizado prolongada.

El documento DE19704530 A1 describe aleaciones de cobalto como material conformable en frío para prótesis dentales e implantes, cuyas propiedades mecánicas se pueden aumentar mediante tratamiento térmico.

En el contexto del estado de la técnica explicado anteriormente, ha resultado el objetivo de mostrar posibilidades que permitan una fabricación simplificada de implantes o prótesis, en especial de implantes o prótesis dentales, mediante la aplicación de procedimientos sustractivos.

Para conseguir este objetivo, la invención ha propuesto el uso indicado en la reivindicación 1 y el procedimiento indicado en la reivindicación 2. Configuraciones ventajosas de la invención se indican en las reivindicaciones dependientes y se explican en detalle a continuación, como la idea general de la invención.

La invención propone por consiguiente el uso de una aleación de base de cobalto biocompatible que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos para la fabricación de piezas en bruto, que están previstas para que, a partir de las mismas, en estado blando mediante mecanizado con desprendimiento de virutas se elaboren implantes o prótesis, que se someten a un tratamiento térmico después del mecanizado con desprendimiento de virutas, para ajustar la dureza final de los implantes o prótesis mediante endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos, en donde la aleación de base de cobalto se compone de (en % en peso) C: hasta el 0,1%, Si: 0,8 - 2,0 %, Cr: 22 - 29 %, Mn: hasta el 1 %, Ni: hasta el 3 %, Fe: hasta el 3 %, Ce: hasta el 1 %, Ga: hasta el 5 %, B: hasta el 2,5 %, así como en cada caso al menos uno de los precipitados que aumentan la dureza o elementos que forman cristales mixtos del grupo "Mo, W, Nb, Al, Ti", en donde para los contenidos de estos elementos, siempre y cuando estén presentes, es válida la condición: Mo: 3 - 9 %, W: 3 - 9 %, Nb: 3 - 9 %, Al: 0,1 - 6 %, Ti: 0,1 - 6 %, y como resto Co e impurezas inevitables debidas a la fabricación.

De igual modo, la invención propone, para la fabricación de un implante, realizar al menos las siguientes etapas de trabajo:

- proporcionar una pieza en bruto blanda, que se compone de una aleación a base de cobalto biocompatible que

- endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos,
- elaborar un implante o la prótesis a partir de la pieza en bruto blanda mediante mecanizado con desprendimiento de virutas,
- tratar térmicamente el implante o la prótesis para ajustar la dureza mediante endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos, en donde la aleación de base de cobalto se compone de (en % en peso) C: hasta el 0,1 %, Si: 0,8 - 2,0 %, Cr: 22 - 29 %, Mn: hasta el 1 %, Ni: hasta el 3 %, Fe: hasta el 3 %, Ce: hasta el 1 %, Ga: hasta el 5 %, B: hasta el 2,5 %, así como en cada caso al menos uno de los precipitados que aumentan la dureza o elementos que forman cristales mixtos del grupo "Mo, W, Nb, Al, Ti", en donde para los contenidos de estos elementos, siempre y cuando estén presentes, es válida la condición: Mo: 3 - 9 %, W: 3 - 9 %, Nb: 3 - 9 %, Al: 0,1 - 6 %, Ti: 0,1 - 6 %, y como resto Co e impurezas inevitables debidas a la fabricación.

Es común al uso de acuerdo con la invención y al procedimiento de acuerdo con la invención, por lo tanto, que la pieza en bruto respectiva, a partir de la que se fabricará el respectivo elemento constructivo de implante o prótesis, está producido a partir de un material de base de Co que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos, que en el estado de partida, es decir, el estado en el que se proporciona para el mecanizado con desprendimiento de material, aún no ha alcanzado su dureza final, sino que está diseñado para que solo después de un tratamiento térmico final alcance su dureza final como consecuencia, a este respecto, de las precipitados que se forman en la estructura del material formando.

La estructura suave, caracterizada por una baja dureza, de pieza en bruto proporcionada de acuerdo con la invención, puede ajustarse en particular a este respecto por que la pieza en bruto, antes del mecanizado con desprendimiento de material, se somete a un recocido en disolución, en el que se provoca una reducción de dureza por disolución de fases intermetálicas y crecimiento de grano.

La fabricación de la pieza en bruto puede tener lugar a este respecto de manera convencional mediante colada o aplicando procedimientos pulvimetalúrgicos, igualmente en sí conocidos. A modo de ejemplo se mencionan colada, colada y conformado, fundición de precisión, prensado de polvos y prensado isostático en caliente (HIP).

Debido a su baja en con respecto a la dureza final del elemento constructivo respectivo, la pieza en bruto de acuerdo con la invención puede mecanizarse mecánicamente con menos desgaste de herramientas y mayor velocidad. La remoción de material tiene lugar a este respecto normalmente mediante procedimientos con desprendimiento de virutas, en particular mediante un mecanizado por fresado. Sin embargo, también todos los otros procedimientos para este fin son adecuados para permitir una remoción de material efectiva aprovechando la baja dureza presente en la pieza en bruto proporcionada de acuerdo con la invención.

Las propiedades mecánicas requeridas por el elemento constructivo de implante o de prótesis acabado se ajustan de acuerdo con la invención mediante un tratamiento térmico que se lleva a cabo después del mecanizado de conformación, con desprendimiento de material. Mediante este tratamiento térmico se provoca el endurecimiento por precipitación o la formación de cristales mixtos y, junto con ello se ajustan las altas resistencias que los implantes presentarán en particular para el campo dental. Naturalmente, el endurecimiento por precipitación y la formación de cristales mixtos pueden aparecer en combinación y contribuir conjuntamente al aumento de la dureza. Mediante el ajuste de la aleación respectiva, el efecto del endurecimiento por precipitación puede sobrepasar a este respecto el de la formación de cristales mixtos y a la inversa.

Normalmente, en el caso de las piezas en bruto proporcionadas de acuerdo con la invención se trata de discos, a partir de los que se elabora el implante respectivo mediante un mecanizado por fresado. Tales discos se denominan también en el lenguaje técnico "discos de fresado".

La invención es adecuada a este respecto en particular para la fabricación de implantes dentales que se introducen como medios de fijación para dentaduras postizas o directamente como dentadura postiza o como medio auxiliar para la fijación de dentaduras postizas en la mandíbula, o para prótesis dentales que se colocan como o para una dentadura postiza en la mandíbula.

Aleaciones a base de Co, tal como prevé la invención para su uso como material para piezas en bruto, a partir de las que se fabrican implantes o prótesis, en particular implantes o prótesis dentales, mediante remoción de material, se conocen en sí por el estado de la técnica (por ejemplo, documento EP 1 972 321 B1). Sin embargo, se utilizan allí para otros usos u otros procedimientos de fabricación.

Solo la invención ha reconocido que estas aleaciones en sí conocidas se componen o pueden tratarse térmicamente de tal manera que tengan propiedades optimizadas como pieza en bruto para un mecanizado con desprendimiento de material y mediante un tratamiento térmico final, que sigue después del mecanizado con remoción de material, pueden llevarse a las propiedades mecánicas requeridas por los respectivos elementos constructivos de implante o prótesis.

Una prescripción de aleación adecuada para los fines de la invención prevé, por consiguiente, que la aleación de base de cobalto se compone de (en % en peso)

C:	hasta el 0,1%
Si:	0,8 - 2,0 %
Cr:	22 - 29 %,
Mn:	hasta el 1%,
Ni:	hasta el 3 %,
Fe:	hasta el 3 %,
Ce:	hasta el 1%,
Ga:	hasta el 5 %,
B:	hasta el 2,5 %

así como en cada caso al menos uno de los precipitados que aumentan la dureza o elementos que forman cristales mixtos del grupo "Mo, W, Nb, Al, Ti", en donde para los contenidos de estos elementos, siempre y cuando estén presentes, es válida la condición

- 5 Mo: 3 - 9 %,
W: 3 - 9 %,
Nb: 3 - 9 %,
Al: 0,1 - 6 %,
10 Ti: 0,1 - 6 %,

y como resto Co e impurezas inevitables debidas a la fabricación.

- 15 El carbono puede estar presente en la aleación de base de cobalto usada de acuerdo con la invención en contenidos de hasta el 0,1 % en peso. El carbono es por regla general una impureza indeseada, dado que mediante precipitación de carburos ricos en Cr, se reduce la resistencia a la corrosión. Por lo tanto, el contenido de C está limitado a hasta el 0,1 % en peso, en particular inferior al 0,1 % en peso.

- 20 El silicio está presente en la aleación de base de cobalto usada de acuerdo con la invención en contenidos del 0,8 al 2,0 % en peso. Mediante la adición de silicio, se reducen el punto de fusión y la viscosidad de la masa fundida. Al mismo tiempo, el silicio tiene el efecto positivo de que se mejora la adherencia de un revestimiento cerámico aplicado dado el caso sobre el implante mediante la formación de óxidos o compuestos de óxido. Para utilizar este efecto, El contenido de Si de la aleación de Co asciende al menos al 0,8 % en peso. Por encima del 2 % en peso, el Si ya no tiene efectos de mejora de las propiedades.

- 25 El cromo está contenido en la aleación de base de cobalto usada de acuerdo con la invención en contenidos del 22 - 29 % en peso, en particular, más del 22,00 % en peso a menos del 29,00 % en peso. El cromo se necesita para la resistencia a la corrosión y también participa en la solidificación de cristales mixtos de acuerdo con la invención usada para el ajuste final de la dureza del implante respectivo. El Cr despliega el efecto óptimo en la aleación de Co usada de acuerdo con la invención cuando el contenido de Cr asciende al menos al 23 % en peso, en particular más del 23,00 % en peso. Al mismo tiempo, se ha mostrado que contenidos de Cr de como máximo el 27 % en peso, en particular menos del 27,00 % en peso, garantizan una resistencia a la corrosión suficiente para la aplicación, en especial, en la cavidad bucal. El manganeso en contenidos de hasta el 1% en peso influye, de manera similar al silicio, en la viscosidad de la masa fundida y en la adherencia al revestimiento. Además, el azufre se une por la formación de sulfuros de Mn. El efecto positivo de Mn en la aleación de Co de acuerdo con la invención puede usarse entonces en particular cuando el contenido de Mn asciende al menos al 0,01 % en peso. Por encima del 1 % en peso, el Mn ya no tiene efectos de mejora de las propiedades, resultando un efecto optimizado de la presencia de Mn cuando el contenido de Mn asciende como máximo al 0,5 % en peso.

- 40 El contenido de níquel en las aleaciones de Co usadas de acuerdo con la invención asciende máximo al 3 % en peso, pero puede limitarse para un uso en particular en la cavidad bucal a contenidos de hasta el 0,1 % en peso, en particular menos del 0,1 % en peso, para evitar de forma segura reacciones alérgicas. Sin embargo, aleaciones de base de Co con mayores contenidos de Ni pueden ser convenientes para implantes de rodilla o cadera, para conseguir las propiedades mecánicas del material necesarias para este fin de uso.

- 45 El hierro llega a través del proceso de fabricación a la aleación de Co usada de acuerdo con la invención, sin embargo, ha de limitarse a como máximo el 3 % en peso, en particular menos del 3,0 % en peso, para no perjudicar la resistencia a la corrosión del material. Efectos negativos de la presencia de Fe pueden evitarse a este respecto entonces de manera particularmente segura cuando el contenido de Fe se limita como máximo al 0,5 % en peso, en particular menos del 0,1 % en peso.

El cerio puede añadirse a la aleación usada de acuerdo con la invención en contenidos de hasta el 1% en peso, dado que mediante formación de óxido mejora en gran medida la unión con el revestimiento cerámico.

- 55 El galio puede estar presente en la aleación de base de Co usada de acuerdo con la invención en contenidos de hasta el 5 % en peso. Participa asimismo en la solidificación de cristales mixtos y contribuye a la reducción del

coeficiente de dilatación térmico.

El boro tiene efectos comparables con el Si en contenidos de hasta el 2,5 % en peso. Además, el boro influye en el color del óxido y provoca un aumento de la dureza y resistencia debido a la formación de precipitados de boruro. Han de evitarse contenidos superiores al 2,5 % en peso, dado que, de lo contrario, el material se volvería muy frágil.

Para provocar la formación de precipitación usada de acuerdo con la invención para ajustar la dureza del implante obtenido después de llevar a cabo un procedimiento sustractivo, la aleación de base de Co usada de acuerdo con la invención contiene al menos un elemento formador de precipitación del grupo "Mo, W, Nb, Al, Ti", pudiendo estar presentes estos elementos no solo individualmente, sino, naturalmente, también en combinación entre sí en la aleación de Co. Por ejemplo, en cada caso, dos o más elementos del grupo previsto de acuerdo con la invención de elementos formadores de precipitación pueden estar contenidos en la aleación de Co.

El molibdeno en contenidos del 3 - 9 % en peso aumenta, por un lado, la resistencia a la corrosión, pero también provoca una marcada solidificación de cristales mixtos y, con ello, un aumento efectivo de la dureza y resistencia de la aleación de Co. Al mismo tiempo, Mo contribuye a la reducción del coeficiente de dilatación térmica. De manera especialmente segura puede usarse la influencia positiva de Mo, cuando el contenido de Mo asciende al menos al 4 % en peso. Ensayos prácticos han demostrado a este respecto que para el uso de la influencia positiva de Mo es suficiente por regla general cuando el contenido de Mo se limita a como máximo el 6 % en peso.

El contenido de tungsteno del 3 - 9 % en peso en la aleación de Co usada de acuerdo con la invención tiene un efecto similar al molibdeno y, por lo tanto, aumenta, por un lado, la resistencia a la corrosión, pero también provoca una marcada solidificación de cristales mixtos y, con ello, un aumento efectivo de la dureza y resistencia de la aleación de Co. Al mismo tiempo, W contribuye a la reducción del coeficiente de dilatación térmica. De manera especialmente segura puede usarse la influencia positiva de W, cuando el contenido de W asciende al menos al 4 % en peso. Ensayos prácticos han demostrado a este respecto que para el uso de la influencia positiva de W es suficiente por regla general cuando también el contenido de W se limita a como máximo el 6 % en peso.

El niobio puede estar presente asimismo en contenidos del 3 - 9 % en peso en la aleación de Co usada de acuerdo con la invención. Por un lado, el niobio conduce cada vez más a la formación de carburos de Nb, siempre que esté presente carbono. De este modo se unen impurezas de carbono inevitables, con la consecuencia de que se evita la generación de carburos de Cr y/o Mo, que reducirían la resistencia a la corrosión. Indirectamente, la presencia de Nb en los contenidos mencionados lleva por lo tanto a un aumento de la resistencia a la corrosión. Por lo demás, el efecto de Nb corresponde al de tungsteno o molibdeno. Por lo tanto, de manera especialmente segura puede usarse Nb cuando el contenido de Nb asciende al menos al 4 % en peso. Ensayos prácticos han demostrado a este respecto que para el uso de la influencia positiva de Nb es suficiente por regla general cuando también el contenido de Nb se limita a como máximo el 6 % en peso.

El aluminio y el titanio participan igualmente en la formación de fases intermetálicas y, por lo tanto, promueven el endurecimiento por precipitación. Son intercambiables en relación con su porcentaje atómico en la relación 1:1, en caso necesario. siempre y cuando estén presentes, el contenido de Al de la aleación de Co usada de acuerdo con la invención asciende al 0,1 - 6 % en peso y el contenido de Ti asciende al 0,1 - 6 % en peso, en particular hasta el 5 % en peso, habiendo resultado ser especialmente eficaces contenidos de Al de al menos el 2 % en peso o contenidos de Ti de al menos el 1 % en peso. Al mismo tiempo, se ha mostrado que contenidos de Al de como máximo el 4 % en peso o contenidos de Ti de como máximo el 3% en peso son suficientes para los fines de acuerdo con la invención.

En caso necesario, la pieza en bruto usada o proporcionada de acuerdo con la invención puede someterse a un tratamiento térmico antes del mecanizado con desprendimiento de viruta, en el que se recuece en disolución durante un período de 15 - 600 min a una temperatura de 1050 - 1300 °C. Se consiguen resultados óptimos de recocido en disolución cuando la duración en disolución asciende al menos a 60 min, habiendo dado buen resultado asimismo una duración máxima del recocido en disolución de como máximo 480 min con respecto a la optimización del resultado de recocido. A la optimización del resultado del recocido en disolución también contribuye cuando la temperatura de recocido en disolución asciende al menos a 1150 °C, habiendo dado buen resultado asimismo bajo el aspecto de la optimización, temperaturas de recocido en disolución de como máximo 1250 °C. El recocido en disolución provoca una reducción de la dureza mediante disolución de fases intermetálicas y crecimiento del grano, de modo que las piezas en bruto presentan una dureza óptima para el mecanizado con desprendimiento de material.

La velocidad de calentamiento del tratamiento de recocido en disolución ascenderá al menos a 5 K/min y como máximo a 20 K/min, y por lo tanto se encontrará en el intervalo típico para el horno de recocido en disolución convencional. Mediante el calentamiento que tiene lugar de esta manera, se garantiza un calentamiento suficiente. Por lo demás, la velocidad de calentamiento no tiene influencia en las propiedades resultantes de los productos generados de acuerdo con la invención. Después del recocido en disolución, las piezas en bruto pueden enfriarse hasta temperatura ambiente con una velocidad de enfriamiento de 5 - 1000 K/min. Cuando la velocidad de enfriamiento es más lenta, son posibles precipitados así como la recristalización. La consecuencia sería un aumento indeseado de la dureza en esta etapa de trabajo. Cuando se enfría de manera claramente más rápida, debido a las

tensiones térmicas, pueden producirse deformación e incluso grietas. A este respecto, las velocidades de enfriamiento pueden seleccionarse dentro de las condiciones de la invención en función de la sección transversal, en concreto, en cada caso, de modo que se logre también el enfriamiento requerido en la zona del núcleo.

- 5 El recocido en disolución puede llevarse a cabo de manera habitual en atmósfera normal. De manera igualmente convencional, el enfriamiento brusco después del recocido en disolución puede tener lugar con aire o agua.

10 Sin embargo, se evitará el gasto para la eliminación de las escamas generadas durante el recocido en disolución convencional en atmósfera normal, de modo que el tratamiento de recocido en disolución puede llevarse a cabo a vacío. El tratamiento de recocido a vacío impide la oxidación y la incrustación de la pieza en bruto respectiva, de modo que, de lo contrario, pueden minimizarse mecanizados posteriores que se hacen necesarios para la eliminación de escamas u óxido y pueden evitarse sobremedidas excesivas necesarias para el mecanizado posterior. El enfriamiento brusco puede llevarse a cabo con nitrógeno presurizado, para evitar en este sentido una oxidación y formación de escamas.

15 La dureza óptima para el mecanizado con desprendimiento de material se encuentra normalmente en el intervalo de hasta 35 HRC, en particular hasta 28 HRC.

20 La dureza HRC se determina en este caso de manera habitual según los procedimientos determinados en la norma DIN EN ISO 6508-1.

25 Para el ajuste de su dureza, los implantes obtenidos mediante mecanizado con desprendimiento de material de las piezas en bruto, pueden mantenerse durante un período de templado por precipitación de al menos 5 min, en particular al menos 60 min, y como máximo 600 min a una temperatura de templado por precipitación que asciende a 600 - 1000 °C, en particular hasta 950 °C. Han resultado ser especialmente útiles temperaturas de templado por precipitación de al menos 700 °C, a partir de las que los procesos de precipitación usados de acuerdo con la invención son especialmente seguros. En particular, para ello, la temperatura de templado por precipitación puede ajustarse a al menos 750 °C.

30 A este respecto se ha mostrado que un período de templado por precipitación de 5 - 150 min, en particular 5 - 120 min, es por regla general suficiente para provocar los procesos de precipitación usados de acuerdo con la invención. En función de la variante de aleación respectiva, pueden conseguirse aumentos de dureza adecuados ya con duraciones de templado por precipitación de como máximo 20 min, habiendo resultado ventajosas a este respecto en otras variantes de aleación, duraciones de templado por precipitación de al menos 80 min. A su vez, la velocidad de calentamiento ascenderá en este caso al menos a 5 K/min y como máximo a 20 K/min, para conseguir, con hornos convencionales, un calentamiento adecuado. Después del templado por precipitación, las piezas en bruto pueden enfriarse hasta temperatura ambiente con una velocidad de enfriamiento de 5 - 20 K/min.

40 Para aplicaciones en el campo de la tecnología dental, por regla general, no se requieren medidas adicionales para conseguir el nivel de dureza y resistencia deseado para el uso respectivo. En otros casos, por ejemplo, para la fabricación de elementos constructivos de fijación que se instalarán en o sobre el cuerpo, tales como férulas, tornillos, tensores y similares, puede ser sin embargo conveniente someter el producto respectivo a una solidificación en frío mediante deformación en frío, para aumentar el nivel de dureza y de resistencia. Por regla general, la solidificación en frío tiene lugar antes del templado por precipitación, dado que entonces las piezas en bruto o los productos conformados a partir de las mismas siguen siendo blandos y, por lo tanto, ofrecen un potencial de solidificación máximo. Como posibilidades de deformación en frío para la solidificación en frío por trabajo se ofrecen procedimientos de conformación que se llevan a cabo a temperaturas inferiores a 200 °C. Entre estos figuran procedimientos en los que se generan deformaciones por tracción, presión o flexión. Entre estos procedimientos figuran recalcado, estiraje, enderezado, estirado en forja y similares. Los grados de conformación típicos son en este caso hasta el 80 %. De esta manera, son posibles aumentos de dureza en hasta un 300 % (por ejemplo, de 20 HRC en el estado de partida hasta 60 HRC en el estado solidificado en frío).

50 En el caso de que el implante se dote de un revestimiento cerámico, la temperatura de templado por precipitación puede seleccionarse de modo que la temperatura de templado por precipitación corresponda a la temperatura de cocción de las capas cerámicas respectivas. Entonces, el proceso de endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos y la cocción del revestimiento cerámico pueden combinarse entre sí, de modo que no es necesaria ninguna etapa de proceso adicional y la cocción del revestimiento no tiene influencia adicional sobre el endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos y las propiedades ajustadas con ello del implante.

60 Esto es posible a través de una combinación ajustada de manera dirigida de composición química, de la temperatura y la duración del tratamiento térmico. El revestimiento también puede llevarse a cabo posteriormente. La aleación de acuerdo con la invención permite en este caso adaptar el tratamiento térmico y los parámetros de proceso del revestimiento con amplias posibilidades de variación. De este modo pueden ajustarse las propiedades de uso óptimas sin complicarse el proceso de procesamiento.

65 Para señalar la viabilidad de la divulgación de la invención, se generaron mediante colada once sistemas de aleación

diferentes "Variante I" - "Variante XI". Partiendo de una "aleación de base" de Co-Cr-Si, se variaron los elementos de aleación Mo, W, Nb, Al y Ti.

En las Tablas 1 - 11, para cada una de las variantes I - XI está indicada una especificación de aleación general, la especificación de aleación considerada óptima en el contexto de la especificación de aleación general, el análisis de la muestra examinada en concreto así como un diseño blando y uno duro de la especificación de aleación. El ajuste de los diseños más blandos y más duros tuvo lugar a este respecto principalmente a través de una variación de los contenidos de los elementos de aleación Al y Ti, dado que la influencia de estos elementos de aleación sobre el endurecimiento por precipitación es más pronunciada.

La variación de Mo, W y Nb, por el contrario, tiene sobre todo una influencia sobre la solidificación de cristales mixtos, mediante lo cual cambia la dureza de recocido en disolución. Mo, W y Nb provocan principalmente en combinación con Al o Ti, un pronunciado endurecimiento por precipitación. Sin Al o Ti, si bien también es posible un endurecimiento por precipitación, en cambio no es tan pronunciado.

Excepto por los contenidos de Ti y Al, se determinaron los contenidos de los respectivos constituyentes de aleación de las muestras examinadas en concreto en cada caso de manera en sí conocida con un espectrómetro de chispa. Los contenidos de Al y Ti se determinaron en cada caso químicamente por vía húmeda de manera igualmente conocida.

Todas las muestras se recocieron en disolución en primer lugar a 1250 °C durante ocho horas a vacío. El calentamiento tuvo lugar a una velocidad de calentamiento de aproximadamente 10 K/min. El enfriamiento brusco después del recocido en disolución se llevó a cabo con 3,5 bar de nitrógeno, lo que correspondió a una velocidad de enfriamiento de 30 - 50 K/min en los ensayos llevados a cabo en este caso.

En la práctica, al recocido en disolución le seguiría un mecanizado con desprendimiento de material de la pieza en bruto para producir el implante.

Los ensayos de templado por precipitación posteriores se llevaron a cabo en el intervalo de temperatura de 500 - 1000 °C (en etapas de 100 °C) durante diez horas en cada caso. Las velocidades de calentamiento y enfriamiento ascendieron en cada caso aproximadamente a 10 K/min. Después de cada tratamiento térmico, se midió la dureza en HRC. En las Tablas 1 - 11 están indicados los valores medios de al menos cinco mediciones individuales para los análisis examinados en concreto. La variante V, a este respecto, no es de acuerdo con la invención, dado que no contiene ningún elemento del grupo de previsto de acuerdo con la invención de los elementos que endurecen por precipitación o que provocan una solidificación por formación de cristales mixtos.

Los resultados representados en las Tablas 1-11 muestran que principalmente las aleaciones que contienen Al y Ti tienden a un endurecimiento por precipitación pronunciado, cuando se realiza el templado por precipitación se lleva a cabo en el intervalo de temperatura de aproximadamente 800 °C.

Si bien las variantes III y V muestran solo un aumento relativamente bajo de la dureza después del tratamiento de templado por precipitación, en cambio son particularmente adecuadas para el aumento de la dureza por solidificación en frío. Así podría demostrarse que en las variantes III y V mediante la solidificación en frío de las muestras puede conseguirse un aumento de dureza de hasta 60 HRC.

Sobre la base de las muestras examinadas en concreto de las variantes VII - XI, se llevaron a cabo otros ensayos de templado por precipitación, para examinar el aumento de dureza en función de la duración de templado por precipitación. Este último se varió en etapas de 20 min hasta, en total, 120 minutos. Los ensayos también partieron de la condición que se ha logrado de acuerdo con el recocido de solución ya discutido a 1250 °C. Los otros parámetros del tratamiento térmico tampoco fueron cambiados.

Los resultados de los ensayos de templado por precipitación están representados en la Tabla 12. Se puede observar que ya tiempos de templado por precipitación de más de 60 minutos provocan un claro aumento de la dureza. En las variantes VII - X, después de un templado por precipitación de 120 minutos a 800 °C, ya existe la misma dureza que con un templado por precipitación después de diez horas.

La invención muestra por lo tanto posibilidades que permiten una fabricación simplificada de implantes o prótesis, en especial de implantes o prótesis dentales, mediante el empleo de procedimientos sustractivos. Para ello, la invención propone el uso de una aleación de base de cobalto biocompatible que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos, para la fabricación de piezas en bruto. Tales piezas en bruto se proporcionan en el curso del procedimiento de acuerdo con la invención en estado blando. A continuación, a partir de la pieza en bruto, se produce el elemento constructivo respectivo (implante o prótesis) mediante mecanizado con desprendimiento de material. Finalmente, tiene lugar entonces un tratamiento térmico del implante o de la prótesis para el ajuste de su dureza mediante endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos.

ES 2 729 991 T3

Tabla 1

VARIANTE I	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	3.0 - 9.0	3,0 - 9,0	-	-	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0 - 6,0	4,0 - 6,0	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	3,0 - 5,0	3,0 - 5,0	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	5,0 - 7,0	5,0 - 7,0	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,032	0,99	24,61	5,08	4,98	-	-	-	< 0,01	< 0,01	0,06
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		18,3 ± 2,0							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		19,5 ± 2,7							
Ensayo 2	10 h	600 °C		19,4 ± 2,6							
Ensayo 3	10 h	700 °C		22,7 ± 2,2							
Ensayo 4	10 h	800 °C		31,2 ± 3,1							
Ensayo 5	10 h	900 °C		28,5 ± 1,8							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		21,8 ± 1,0							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 2

VARIANTE II	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	3,0 - 9,0	-	-	-	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0 - 6,0	-	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	3,0 - 5,0	-	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	5,0 - 7,0	-	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,005	1,01	24,01	5,02	-	-	-	-	< 0,01	< 0,01	0,06
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		21,9 ± 2,3							
Ensayo 1	10 h	500 °C		24,3 ± 1,5							
Ensayo 2	10 h	600 °C		25,3 ± 1,5							
Ensayo 3	10 h	700 °C		22,6 ± 1,8							
Ensayo 4	10 h	800 °C		22,7 ± 1,6							
Ensayo 5	10 h	900 °C		25,8 ± 1,8							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		21,3 ± 1,7							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 3

VARIANTE III	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	-	3,0 - 9,0	-	-	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	4,0 - 6,0	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	3,0 - 5,0	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	5,0 - 7,0	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,011	0,96	24,89	-	5,16	-	-	-	< 0,01	< 0,02	0,06
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		22,1 ± 2,1							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		22,8 ± 0,5							
Ensayo 2	10 h	600 °C		23,3 ± 2,5							
Ensayo 3	10 h	700 °C		23,3 ± 3,2							
Ensayo 4	10 h	800 °C		20,7 ± 2,7							
Ensayo 5	10 h	900 °C		21,7 ± 1,7							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		22,9 ± 3,1							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 4

VARIANTE IV	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	-	-	3,0 - 9,0	-	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	4,0 - 6,0	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	3,0 - 5,0	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	5,0 - 7,0	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,005	1,02	25,27	-	-	5,46	-	-	< 0,01	< 0,02	0,07
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		32,1 ± 0,9							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		30,0 ± 1,1							
Ensayo 2	10 h	600 °C		30,3 ± 1,3							
Ensayo 3	10 h	700 °C		43,3 ± 1,5							
Ensayo 4	10 h	800 °C		46,0 ± 1,0							
Ensayo 5	10 h	900 °C		42,1 ± 1,8							

(continuación)

VARIANTE IV	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
Ensayo 6	10 h	1000 °C		36,1 ± 1,6							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables;											

Tabla 5

VARIANTE V no de acuerdo con la invención	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	-	-	-	-	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	-	-	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,011	0,96	24,89	-	-	-	-	-	< 0,01	< 0,02	0,07
recocido en disolución	Duración	Temperatura				Dureza HRC después de recocido en disolución					
	8	1250				18,6 ± 1,7					
Templado por precipitación	Duración	Temperatura				Dureza HRC después del templado por precipitación					
Ensayo 1	10 h	500 °C				215 ± 1,7					
Ensayo 2	10 h	600 °C				20,6 ± 2,7					
Ensayo 3	10 h	700 °C				20,0 ± 1,4					
Ensayo 4	10 h	800 °C				19,8 ± 1,7					
Ensayo 5	10 h	900 °C				22,7 ± 2,3					
Ensayo 6	10 h	1000 °C				22,5 ± 2,4					
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 6

VARIANTE VI	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	-	-		0,1-6,0	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-		2,0 - 4,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-		0,1-3,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-		3,0 - 6,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,005	1,02	25,27	-	-		3,58	-	< 0,01	< 0,02	0,07
recocido en disolución	Duración	Temperatura				Dureza HRC después de recocido en disolución					
	8	1250				19,3 ± 2,0					
Templado por precipitación	Duración	Temperatura				Dureza HRC después del templado por precipitación					

ES 2 729 991 T3

(continuación)

VARIANTE VI	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
Ensayo 1	10 h	500 °C		19,0 ± 1,4							
Ensayo 2	10 h	600 °C		19,0 ± 1,8							
Ensayo 3	10 h	700 °C		20,7 ± 2,2							
Ensayo 4	10 h	800 °C		25,1 ± 2,6							
Ensayo 5	10 h	900 °C		30,1 ± 2,3							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		24,4 ± 1,1							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 7

VARIANTE VII	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	3,0-9,0	-	-	0,1-6,0	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	-	-	2,0 - 4,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	-	-	0,1 - 3,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	-	-	3,0 - 6,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,019	1,23	25,06	4,76	-	-	3,62	-	< 0,01	< 0,01	0,11
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		20,4 ± 1,5							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		17,3 ± 2,3							
Ensayo 2	10 h	600 °C		17,5 ± 2,7							
Ensayo 3	10 h	700 °C		20,3 ± 1,4							
Ensayo 4	10 h	800 °C		41,8 ± 2,6							
Ensayo 5	10 h	900 °C		43,4 ± 1,7							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		35,7 ± 1,1							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 8

VARIANTE VIII	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22 - 29	-	3,0-9,0	-	0,1-6,0	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	4,0 - 6,0	-	2,0 - 4,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	4,0 - 6,0	-	0,1-3,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	4,0 - 6,0	-	3,0-6,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5

ES 2 729 991 T3

(continuación)

VARIANTE VIII	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
muestra examinada *)	0,036	1,26	25,29	-	4,92	-	3,4	-	< 0,01	0,03	0,07
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		21,6 ± 1,2							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		18,7 ± 1,4							
Ensayo 2	10 h	600 °C		17,3 ± 1,2							
Ensayo 3	10 h	700 °C		18,4 ± 2,1							
Ensayo 4	10 h	800 °C		29,6 ± 2,1							
Ensayo 5	10 h	900 °C		36,1 ± 1,3							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		31,4 ± 1,5							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 9

VARIANTE IX	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22-29	-	-	3,0-9,0	0,1-6,0	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	4,0 - 6,0	2,0 - 4,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	4,0 - 6,0	0,1-3,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	-	-	4,0 - 6,0	3,0 - 6,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,019	1,40	25,39	-	-	5,73	3,50	-	< 0,01	0,04	0,08
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		27,0 ± 1,5							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		26,6 ± 2,6							
Ensayo 2	10 h	600 °C		29,3 ± 3,1							
Ensayo 3	10 h	700 °C		29,0 ± 2,8							
Ensayo 4	10 h	800 °C		46,1 ± 1,8							
Ensayo 5	10 h	900 °C		43,5 ± 1,6							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		39,3 ± 1,8							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 10

VARIANTE X	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22-29	3,0-9,0	3,0-9,0	-	0,1-6,0	-	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	4,0 - 6,0	-	2,0 - 4,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	4,0 - 6,0	-	0,1 - 3,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	4,0-6,0	-	3,0-6,0	-	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra recocido en examinada *)	0,045	1,35	25,02	4,85	4,83	-	3,46	-	< 0,01	0,05	0,07
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		34,0 ± 1,2							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		30,7 ± 2,7							
Ensayo 2	10 h	600 °C		33,0 ± 1,4							
Ensayo 3	10 h	700 °C		34,9 ± 1,5							
Ensayo 4	10 h	800 °C		53,7 ± 1,3							
Ensayo 5	10 h	900 °C		51,7 ± 2,1							
Ensayo 6	10 h	1000 °C		47,1 ± 1,7							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 11

VARIANTE XI	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
General *)	< 0,5	≤2,5	22-29	3,0-9,0	-	-	-	0,1-5,0	< 1,0	< 3,0	< 3,0
Óptimo *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	-	-	-	1,0-3,0	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante blanda *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	-	-	-	0,1 - 2,0	< 0,5	< 0,1	< 0,5
Variante dura *)	< 0,1	0,8-2,0	23 - 27	4,0-6,0	-	-	-	2,0 - 5,0	< 0,5	< 0,1	< 0,5
muestra examinada *)	0,005	1,97	25,02	5,07	-	-	-	1,86	< 0,01	0,03	0,08
recocido en disolución	Duración	Temperatura		Dureza HRC después de recocido en disolución							
	8	1250		25,2 ± 0,4							
Templado por precipitación	Duración	Temperatura		Dureza HRC después del templado por precipitación							
Ensayo 1	10 h	500 °C		22,0 ± 1,9							
Ensayo 2	10 h	600 °C		27,0 ± 1,8							
Ensayo 3	10 h	700 °C		30,9 ± 1,8							
Ensayo 4	10 h	800 °C		48,0 ± 2,5							
Ensayo 5	10 h	900 °C		44,2 ± 2,0							

ES 2 729 991 T3

(continuación)

VARIANTE XI	C	Si	Cr	Mo	W	Nb	Al	Ti	Mn	Ni	Fe
Ensayo 6	10 h	1000 °C		40,8 ± 2,9							
*) Datos en % en peso, el resto Co e impurezas inevitables											

Tabla 12

Variante:	VII	VIII	IX	X	XI
Dureza HRC después de recocido en disolución:	20,4 ± 1,5	21,6 ± 1,2	27,0 ± 1,5	34,0 ± 1,2	25,2 ± 0,4
Templado por precipitación temperatura / duración	Dureza HRC después del templado por precipitación:				
800 °C / 20 min	20,2 ± 1,2	18,3 ± 0,5	27,5 ± 2,9	32,8 ± 1,3	21,3 ± 1,4
800 °C / 40 min	21,0 ± 1,9	19,0 ± 2,0	30,6 ± 4,0	33,2 ± 0,8	23,8 ± 1,8
800 °C / 60 min	21,0 ± 2,2	17,8 ± 1,0	32,8 ± 2,5	35,3 ± 2,1	24,0 ± 2,4
800 °C / 80 min	31,7 ± 3,4	23,4 ± 2,3	40,8 ± 2,8	50,3 ± 2,2	35,0 ± 1,6
800 °C / 100 min	41,3 ± 1,5	29,3 ± 2,2	43,7 ± 0,8	50,3 ± 2,2	35,0 ± 1,6
800 °C / 120 min	42,8 ± 1,9	29,0 ± 1,7	46,0 ± 1,1	52,8 ± 2,0	36,4 ± 1,5
800 °C / 10 h	41,8 ± 2,6	29,6 ± 2,1	46,1 ± 1,8	53,7 ± 1,3	48,0 ± 2,5

REIVINDICACIONES

1. Uso de una aleación de base de cobalto biocompatible que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos, para la fabricación de piezas en bruto, que están previstas para que, a partir de las mismas, en estado blando y mediante mecanizado de desprendimiento de material se elaboren implantes o prótesis, que se someten a un tratamiento térmico después del mecanizado con desprendimiento de material, para ajustar la dureza final de los implantes o las prótesis mediante endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos, en donde la aleación de base de cobalto se compone de (en % en peso)

C:	hasta el 0,1%
Si:	0,8 - 2,0 %
Cr:	22 - 29 %,
Mn:	hasta el 1%,
Ni:	hasta el 3 %,
Fe:	hasta el 3 %,
Ce:	hasta el 1%,
Ga:	hasta el 5 %,
B:	hasta el 2,5 %

- así como en cada caso al menos uno de los elementos que forman precipitados o cristales mixtos que aumentan la dureza del grupo "Mo, W, Nb, Al, Ti", en donde para los contenidos de estos elementos, siempre y cuando estén presentes, es válida la condición

- Mo: 3 - 9 %,
W: 3 - 9 %,
Nb: 3 - 9 %,
Al: 0,1 - 6 %,
Ti: 0,1 - 6 %,

- y como resto Co e impurezas inevitables debidas a la fabricación.

2. Procedimiento para la fabricación de un implante o de una prótesis, que comprende las siguientes etapas de trabajo:

- proporcionar una pieza en bruto blanda, que se compone de una aleación biocompatible a base de cobalto que endurece por precipitación o que solidifica por formación de cristales mixtos,
- elaborar un implante o una prótesis a partir de la pieza en bruto blanda mediante mecanizado con desprendimiento de material,
- tratar térmicamente el implante o la prótesis para ajustar la dureza mediante endurecimiento por precipitación o formación de cristales mixtos,

en donde la aleación de base de cobalto se compone de (en % en peso)

C:	hasta el 0,1%
Si:	0,8 - 2,0 %
Cr:	22 - 29 %,
Mn:	hasta el 1%,
Ni:	hasta el 3 %,
Fe:	hasta el 3 %,
Ce:	hasta el 1%,
Ga:	hasta el 5 %,
B:	hasta el 2,5 %

- así como en cada caso al menos uno de los elementos que forman precipitados o cristales mixtos que aumentan la dureza del grupo "Mo, W, Nb, Al, Ti", en donde para los contenidos de estos elementos, siempre y cuando estén presentes, es válida la condición

- Mo: 3 - 9 %,
W: 3 - 9 %,
Nb: 3 - 9 %,

Al: 0,1 - 6 %,
Ti: 0,1 - 6 %,

y como resto Co e impurezas inevitables debidas a la fabricación.

5 3. Uso o procedimiento según las reivindicaciones 1 o 2, **caracterizados por que** las piezas en bruto son discos a partir de los que se elabora el implante respectivo o la prótesis respectiva mediante un mecanizado por fresado.

10 4. Uso o procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizados por que** el contenido de Cr de la aleación de base de cobalto asciende a del 23 al 27% en peso.

15 5. Uso o procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizados por que** para los contenidos de los elementos que forman precipitados o cristales mixtos que aumentan la dureza presentes en cada caso en la aleación de base de cobalto es válida la siguiente condición (en % en peso)

20 Mo: 4 - 6 %,
W: 4 - 6 %,
Nb: 4 - 6 %,
Al: 2 - 4 %,
Ti: 1 - 3 %.

25 6. Uso o procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizados por que** (en % en peso) el contenido de Mn de la aleación de base de cobalto asciende como máximo al 0,5% o el contenido de Ni de la aleación de base de cobalto asciende como máximo al 0,1%.

7. Uso o procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizados por que** en cada caso están presentes al menos dos elementos que forman precipitados que aumentan la dureza en la aleación de base de cobalto.

30 8. Uso o procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizados por que** las piezas en bruto se someten a recocido en disolución, antes de su mecanizado con desprendimiento de material, a una temperatura de 1050 - 1300 °C durante un período de 15 - 600 min.

35 9. Uso o procedimiento según la reivindicación 8, **caracterizados por que** las piezas en bruto se enfrían hasta temperatura ambiente después del recocido en disolución con una velocidad de enfriamiento de 5 - 1000 K/min.

40 10. Uso o procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizados por que** los implantes o las prótesis para el ajuste de su dureza, se mantienen durante un período de templado por precipitación de al menos 5 min y como máximo 600 min a una temperatura de 600 - 1000 °C.

11. Uso o procedimiento según la reivindicación 10, **caracterizados por que** la temperatura de templado por precipitación asciende al menos a 700 °C.

45 12. Uso o procedimiento según las reivindicaciones 10 u 11, **caracterizados por que** la duración de templado por precipitación asciende a de 5 a 150 min.