

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 786 598**

51 Int. Cl.:

A61L 27/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.10.2016** E 16193726 (3)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2020** EP 3308808

54 Título: **Proceso para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
13.10.2020

73 Titular/es:

**STRAUMANN HOLDING AG (100.0%)
Peter Merian-Weg 12
4002 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**HABERSETZER, PHILIPPE;
BERNER, SIMON y
APPERT, CHRISTOPH**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 786 598 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

Proceso para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie

5 La presente invención se refiere a un proceso para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie. La presente invención se refiere además a un cuerpo que puede obtenerse mediante dicho proceso, en particular a un implante quirúrgico o una parte que se fijará en un implante quirúrgico, más particularmente a un implante dental o un soporte de implante dental.

10 Los implantes dentales son raíces dentales artificiales hechas de un material biocompatible y mecánicamente estable, tales como titanio o cerámica. Se insertan en la mandíbula humana y se retienen mediante osteointegración, es decir, la conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie del implante. Las dentaduras postizas, puentes o coronas individuales se pueden unir al implante dental, ya sea directa o indirectamente por medio de un soporte, para restaurar la función masticatoria y la estética.

Los implantes dentales más comunes en el mercado están hechos de titanio. Con el fin de promover una osteointegración rápida y fuerte, la superficie es preferiblemente rugosa mediante la denominada tecnología SLA®, que incluye el arenado en la superficie del implante seguido de grabado ácido.

15 Además del titanio puro, se han sugerido aleaciones de titanio, en particular TiZr, Ti6A14V (TAV) o Ti6A17Nb (TAN) como material para implantes dentales, en particular en vista de su biofuncionalidad, específicamente su bajo peso específico, su alta resistencia a la tracción y su alta resistencia a la fatiga.

20 Una aleación de titanio-circonio especialmente adecuada se describe en el documento WO 97/29624, dicha aleación comprende un contenido de circonio de menos del 25% en peso, pero más del 5% en peso, y que tiene propiedades mecánicas superiores a las del titanio sin alea y conformado en frío.

La aleación según el documento WO 97/29624 se forja en caliente y posteriormente se trabaja en frío. El proceso de forjado se lleva a cabo a temperaturas superiores a 850 °C con posterior enfriamiento rápido de la aleación. Alternativamente, el proceso de forjado se puede llevar a cabo en el intervalo de transición de fase alfa/beta a 770 °C a 830 °C.

25 El documento WO 97/29624 describe además que, aparte del titanio y el circonio, la aleación puede comprender otros elementos, tales como hierro en una cantidad de 0,3% en peso como máximo o hafnio en una cantidad de 0,5% en peso como máximo. Desarrollos adicionales de la tecnología descrita en el documento WO 97/29624, han demostrado sorprendentemente que al añadir hierro como componente de aleación al material, se pueden lograr propiedades mecánicas excepcionalmente altas. De hecho, la adición de hierro dificulta el crecimiento del grano y conduce a un aumento en la resistencia de la aleación.

Además de sus propiedades mecánicas, en particular su resistencia, también la tendencia del implante a establecer una interacción rápida y fuerte con el tejido óseo circundante es de suma importancia para una implantación exitosa.

35 En vista de una osteointegración rápida y fuerte, es deseable proporcionar una topografía en la superficie del implante de titanio-circonio de manera similar a la topografía SLA® conocida en implantes de titanio. Sin embargo, con respecto a las diferencias en la microestructura de una aleación de titanio y circonio en comparación con el titanio puro, ésta no es una tarea fácil.

40 Las aleaciones disponibles comercialmente Ti6A14V o Ti6A17Nb, por ejemplo, demuestran una microestructura dúplex que comprende dos fases alfa y beta coexistentes, que presentan diferentes velocidades de grabado. Específicamente, la fase alfa se disuelve más rápido que la fase beta, lo que lleva al enriquecimiento de la fase beta rica en vanadio en la superficie, que, en uso, está cerca del hueso.

Con el fin de proporcionar una disolución controlada y orientada a la fase durante el grabado (comparable al tratamiento SLA® en titanio), sería deseable una estructura monofásica.

45 Se ha encontrado que para la aleación de titanio-circonio de alta resistencia, se puede lograr una microestructura monofásica cercana al 100%. Para este material, se puede lograr una topografía similar a SLA® mediante arenado y posterior grabado de la superficie del implante.

Sin embargo, el análisis de la superficie de titanio-circonio grabada según la tecnología SLA® ha revelado que todavía difiere en algunos aspectos de una superficie de titanio para la cual se han aplicado los mismos parámetros de grabado.

50 También, se ha encontrado que la cantidad de material de chorro de arena, específicamente corindón, es más alta después de la etapa de grabado que en el caso de los implantes de titanio tratados con SLA®. Este hallazgo ha sido bastante sorprendente, dada la dureza relativamente alta de la aleación de titanio y circonio y el supuesto acompañante de una tendencia reducida del material de arenado a atascar en la superficie de la aleación.

Las impurezas generalmente se consideran indeseables en la superficie de los implantes, no solo por el hecho de que conducen a un cambio en la composición química de la superficie de la aleación, sino también porque tienen, dependiendo de la naturaleza de las impurezas, un impacto en la superficie general topografía, que es uno de los factores decisivos para obtener una buena osteointegración del implante.

5 Por lo tanto, existe un gran interés en tratar la superficie de una manera en la que no exista una cantidad mínima de impurezas después del tratamiento.

En consideración a esto, el objeto de la presente invención es por lo tanto proporcionar un proceso para preparar un cuerpo hecho de una aleación de titanio-circonio que presenta propiedades mecánicas particularmente buenas, específicamente una alta resistencia, y que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie, dicho proceso
10 que da como resultado una superficie que se parece mucho a las superficies SLA® conocidas en los implantes de titanio.

Específicamente, el proceso permitirá que se obtenga una superficie en la que se disminuya la cantidad de material de arenado residual.

El objeto de la presente invención se resuelve mediante el proceso según la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas del proceso se definen en las reivindicaciones dependientes.

15 Según la reivindicación 1, la invención se refiere así a un proceso para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie. En particular, el cuerpo está destinado a ser utilizado como un implante quirúrgico o como una parte para ser fijado en un implante quirúrgico, más particularmente como un implante dental o un soporte de implante dental.

El proceso de la invención comprende las etapas de

20 a) proporcionar un cuerpo primario hecho de una aleación de titanio y circonio que contiene 13 a 17% en peso de circonio,

b) arenar el cuerpo primario, y

25 c) grabar el cuerpo primario arenado con una solución de grabado que comprende ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y agua a una temperatura superior a 80 °C para obtener el cuerpo, realizándose dicho grabado durante una duración de 350 segundos a 540 segundos.

Como se mencionó anteriormente, se puede lograr un cuerpo de resistencia particularmente alta según la presente invención. A este respecto, se prefiere particularmente que, aparte del titanio y el circonio, la aleación también comprenda hierro como un componente de aleación, más particularmente en una cantidad inferior al 0,05% en peso.

30 Muy en analogía con la tecnología SLA® aplicada en titanio, la aleación de titanio y circonio está arenada para proporcionar una aspereza en la superficie. El cuerpo primario arenado se graba con una solución de grabado que comprende ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y agua a una temperatura superior a 80 °C durante 350 segundos a 540 segundos. Debido a la naturaleza monofásica macroscópica mencionada anteriormente de la aleación específica, el grabado está orientado a la estructura, como también es el caso en el grabado de superficies de titanio tratadas con SLA®. Por lo tanto, no existe un sistema principal de dos fases que presente diferentes velocidades de disolución para
35 las fases y, por lo tanto, que resulte en la acumulación de una de las fases y, en última instancia, en una topografía "asimétrica".

Durante la etapa b), parte del material de arenado permanece atrapado en la superficie, dadas las condiciones relativamente duras que se deben aplicar para obtener la macrorrugosidad deseada. Los parámetros de granallado preferidos para la etapa b) dependen de varios factores, i.a. en el método de granallado específico, la cantidad y
40 naturaleza del material de granallado y el diámetro de la boquilla. Normalmente, la presión de granallado usada en la etapa b) es de al menos aproximadamente 150.000 Pa (1,5 bar).

Según la presente invención, el material de arenado residual se elimina eficazmente de la superficie en la etapa c). A este respecto, se ha encontrado sorprendentemente que para la solución de grabado específica y la temperatura de grabado según la tecnología SLA®, se obtiene una eliminación eficiente del material de arenado residual si la duración del grabado se establece en 350 segundos como mínimo. Sin querer limitarse a ninguna teoría, se supone que por el grabado prolongado se alcanza una profundidad de grabado más profunda y que la relajación de los granos a esta
45 profundidad finalmente resulta en la ruptura del material de arenado de la aleación.

También se ha descubierto que al prolongar el tiempo de grabado hasta al menos 350 segundos, se puede lograr una superficie en el cuerpo de aleación de titanio y circonio, que se asemeja más a las superficies SLA® conocidas en
50 titanio.

Finalmente, la presente invención puede lograr un cuerpo que tenga una superficie de la topografía deseada y que al mismo tiempo esté libre de material de granallado y otros residuos de las etapas de procesamiento previos sin requerir procedimientos de limpieza adicionales para eliminar el material de arenado residual.

Sin embargo, se entiende que el proceso del presente puede incluir, sin embargo, una etapa de limpieza, en particular usando limpieza por ultrasonidos y vibración.

Alternativamente o adicionalmente, se puede realizar un procedimiento de choque térmico para una eliminación efectiva de partículas. Este procedimiento se basa en los diferentes coeficientes de expansión térmica de los materiales respectivos: dado que el metal se contrae más a bajas temperaturas que el corindón, el choque térmico conduce a una mayor pérdida de los granos. En términos más concretos, el cuerpo se sumerge preferiblemente en nitrógeno líquido, específicamente a una temperatura de aproximadamente 350 °C (77K). Teóricamente, prolongar la duración del grabado está en contra de la doctrina establecida según la cual una larga duración del grabado puede dar lugar a fenómenos de hidrogenación, que pueden conducir a la fragilidad del hidrógeno y, por lo tanto, a una disminución de la estabilidad mecánica del cuerpo.

En consideración a esto, el grabado se realiza durante una duración de 350 segundos a 540 segundos, más preferiblemente de 360 segundos a 480 segundos, y lo más preferiblemente de 360 segundos a 420 segundos. Al restringir el límite superior de la duración del grabado, se puede evitar eficientemente un impacto sustancial en la estabilidad mecánica del implante.

Como se mencionó anteriormente, se prefiere que la aleación esté al menos en la región directamente adyacente a la superficie esencialmente en la fase alfa, es decir, en la estructura de empaquetamiento hexagonal compacto (hcp). Por lo tanto, el material es en esta región un material monofásico esencialmente desprovisto de la fase beta. Esto permite un grabado de la superficie orientado a la estructura y, en última instancia, lograr una topografía similar a SLA®.

Se debe observar que esta realización abarca aleaciones que están completamente en la fase alfa, así como aleaciones que en una región central comprende algo de material en la fase beta, es decir, una mayor proporción de fase beta que la región directamente adyacente a la superficie.

Aunque el proceso de la invención permite una eliminación eficiente del material de arenado que se adhiere a la superficie, se prefiere además que la etapa b) de arenado se realice de una manera para reducir la cantidad de material de arenado que se adhiere a la superficie. Esto es de particular relevancia con respecto a la porción de roscado del implante donde el riesgo de que las partículas se atasquen entre las dos crestas del hilo es particularmente alto. En vista de esto, se ha encontrado que es particularmente preferido un material de arenado de un tamaño de partícula promedio en el intervalo de 0,1 mm a 0,6 mm, particularmente de 0,15 mm a 0,5 mm, y más particularmente de 0,2 mm a 0,4 mm. Específicamente, las partículas Al_2O_3 que tienen un tamaño de partícula promedio en el intervalo de 0,2 mm a 0,4 mm se usan como material de arenado en la etapa b).

Como se mencionó, la presente invención permite obtener una topografía de la superficie que se asemeja mucho a las superficies SLA® conocidas en los implantes de titanio. Esto ha sido de lo más sorprendente, dado el hallazgo conocido de que no se puede crear una topografía SLA® en las aleaciones estándar bifásicas Ti6Al7Nb y Ti6Al4V y dado el hallazgo adicional de que al usar la tecnología SLA® establecida se crea una topografía en la aleación de titanio-circonio, que no es idéntico a la topografía de titanio SLA® obtenida utilizando los mismos parámetros de procesamiento.

Específicamente, la topografía obtenible por el proceso de la presente invención se puede definir por al menos uno de los siguientes parámetros:

i) s_a siendo la desviación media aritmética de la superficie en tres dimensiones y estando en el intervalo de 0,1 μm a 2,0 μm , preferiblemente estando en un intervalo de 0,4 μm a 1,8 μm , más preferiblemente de 0,8 μm a 1,7 μm , y lo más preferiblemente de 0,9 μm a 1,5 μm ;

ii) S_t siendo la altura máxima de pico a valle del perfil en tres dimensiones y estando en el intervalo de 1,0 μm a 20,0 μm , preferiblemente en un intervalo de 3,0 μm a 18,0 μm , más preferiblemente de 4,5 μm a 13,0 μm , y más preferiblemente de 6,0 μm a 12,0 μm ; y/o

iii) S_{sk} siendo la asimetría del perfil en tres dimensiones y estando en el intervalo de -0,6 a 0,6, preferiblemente de -0,4 a 0,6, más preferiblemente de -0,3 a 0,5.

La persona experta conoce los parámetros de la superficie y son parámetros analógicos para tres dimensiones a los parámetros R_a , R_t y R_{sk} , respectivamente, definidos en EN ISO 4287 para dos dimensiones. Específicamente, los valores anteriores se relacionan con los valores como p. jj. obtenible mediante el software WinSAM (SAM (Método de Análisis de Superficie) para Windows) conocido por la persona experta.

Alternativamente o adicionalmente a los parámetros anteriores, la topografía obtenible por el proceso de la presente invención se puede definir además por:

iv) un área de superficie desarrollada S_{dr} que está en el intervalo de 15% a 25.

Al diseñar la topografía SLA® "estándar de oro" conocida por los implantes de titanio en el cuerpo de la presente invención hechos de una aleación de titanio y circonio, el cuerpo combina las propiedades mecánicas sobresalientes que se le deben a la aleación con las propiedades osteointegrativas muy altas, que están en al menos parcialmente debido a la topografía.

5 Como se mencionó, las propiedades mecánicas de la aleación de titanio y circonio son extraordinariamente buenas. Específicamente, su resistencia a la tracción y el límite de elasticidad del 0,2% son en promedio aproximadamente un 17% más altas que el titanio trabajado en frío. Además, la resistencia a la tracción y el límite de elasticidad del 0,2% también es mayor en comparación con el Ti6Al7Nb estandarizado por ISO. En el contexto de la presente invención, se han determinado propiedades mecánicas específicamente buenas para una aleación de titanio-circonio que
10 contiene circonio en una cantidad de 13 a 15% en peso.

Como también se mencionó anteriormente, el hierro está contenido preferiblemente en la aleación como un componente de aleación. Específicamente, la cantidad de hierro contenida en la aleación según la presente invención es mayor que 0,001% en peso, preferiblemente mayor que 0,005% en peso, más preferiblemente mayor que 0,01% en peso. Preferiblemente, la cantidad de hierro es inferior al 0,05% en peso.

15 Según una realización preferida adicional, la aleación contiene menos de 0,1% en peso de hafnio. Más preferiblemente, la aleación está al menos aproximadamente desprovista de hafnio. Debido a la disminución en la cantidad de hafnio en comparación con las aleaciones convencionales que comprenden hasta 0,1% en peso de hafnio, esta cuestión evita cualquier problema que surja de la radiactividad inherente del hafnio, lo que contribuye a una mayor aceptación del material tanto por el dentista como el paciente.

20 Como también se mencionó anteriormente, la cantidad de material de arenado que se adhiere a la superficie del cuerpo primario arenado disminuye sustancialmente, lo que lleva a una superficie que está al menos aproximadamente desprovista de cualquier material de arenado residual. Por lo tanto, la presente invención se distingue claramente de un proceso en el que el material de arenado que permanece atascado después del ataque químico solo se intenta eliminar mediante enjuague.

25 Aunque la presente invención permite una eliminación al menos completa del material de arenado pegado en la superficie, se puede preferir tratar el cuerpo primario arenado después de la etapa b) y antes de la etapa c) con una solución de metalizado que contenga ácido fluorhídrico (HF) y ácido nítrico (HNO₃), por lo que la capa de óxido nativo formada en la aleación de titanio-circonio se elimina al menos parcialmente. A este respecto, se prefiere además que el decapado se realice usando una solución de metalizado que contiene 2% en volumen de HF y 10% en volumen de
30 HNO₃ a temperatura ambiente durante aproximadamente 30 segundos. Esto permite además mantener la duración del grabado por debajo de 8 minutos, más preferiblemente por debajo de 7 minutos.

En el presente documento se describe un proceso para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie, comprendiendo el proceso las etapas de

35 A) proporcionar un cuerpo primario hecho de una aleación de titanio-circonio que contiene 13 a 17% en peso de circonio, la aleación contiene además hierro como componente de aleación en una cantidad inferior al 0,05% en peso,

B) arenar el cuerpo primario,

C) eliminar al menos parcialmente la capa de óxido nativo formada en la aleación de titanio y circonio tratando el implante con una solución de metalizado que comprende HF y HNO₃; y

40 D) grabar el cuerpo primario arenado con una solución de grabado que comprende ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y agua.

Alternativamente o adicionalmente, la temperatura de la solución de grabado durante todo el grabado es preferiblemente superior a 80 °C, más preferiblemente superior a 90 °C, con el fin de obtener la topografía superficial deseada dentro de un período de tiempo más corto, y en particular dentro de un tiempo en el que no se producen
45 efectos perjudiciales sobre la estabilidad mecánica del cuerpo.

En el presente documento se describe un proceso para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie, comprendiendo el proceso las etapas de

α) proporcionar un cuerpo hecho de una aleación de titanio-circonio que contiene 13 a 17% en peso de circonio, la aleación además contiene hierro como componente de aleación en una cantidad inferior al 0,05% en peso,

50 β) arenar el cuerpo, y

γ) grabar el cuerpo arenado con una solución de grabado que contenga ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y agua durante al menos 300 segundos, la temperatura de la solución de grabado durante todo el grabado es superior a 80 °C, preferiblemente superior a 90 °C.

- Según una realización preferida de la invención descrita anteriormente, según la cual la temperatura de la solución de grabado durante todo el grabado es superior a 80 °C, preferiblemente superior a 90 °C, el cuerpo primario arenado se precalienta a una temperatura superior temperatura ambiente inmediatamente antes de la etapa c). Por lo tanto, la caída de temperatura causada por la inmersión del implante frío disminuye o incluso se elimina, lo que contribuye a una temperatura de grabado más alta y, en última instancia, una duración de grabado más corta y una concentración de hidrógeno más baja.
- El cuerpo se puede usar como implante quirúrgico dental o no dental. Con respecto a las aplicaciones no dentales, el cuerpo se puede usar en particular como implante de rodilla, implante de cadera o implante espinal.
- Según una realización particularmente preferida, el cuerpo se usa como un implante dental o una parte para ser fijado a un implante dental, concretamente un soporte de implante dental.
- Debido a la resistencia mecánica extraordinariamente alta de la aleación según la presente invención, la presente invención permite una libertad muy alta en el diseño de implantes, específicamente implantes dentales y soportes de implantes dentales. El aumento de la resistencia mecánica es especialmente ventajoso cuando las demandas clínicas hacen necesaria una limitación del volumen del material. En este caso, la presente invención permite que un implante dental que tenga un diámetro de 3,5 mm o inferior siga cumpliendo los requisitos de estabilidad mecánica.
- Para demandas estéticas, en particular para la región de los dientes frontales, la presente invención permite soportes que tienen un volumen reducido en comparación con los soportes convencionales. Por lo tanto, se requiere menos esfuerzo para evitar la translucidez oscura, p. ej. eligiendo coronas de cerámica opacas, que es el caso de un soporte más voluminoso.
- Dado que la alta resistencia del material de la aleación según la presente invención permite una reducción en el grosor del implante y las paredes del soporte, el diámetro de la rosca del tornillo para fijar el soporte al implante se puede aumentar, lo que da como resultado mayores pares de apriete y por lo tanto en una mayor rigidez del sistema de implante dental. En última instancia, se logran mejores valores de fatiga y, por lo tanto, una influencia positiva en la previsibilidad a largo plazo.
- 25 Ejemplos**
- La presente invención se ilustra adicionalmente mediante los siguientes ejemplos de trabajo.
- Los implantes dentales de una aleación de titanio y circonio que contenía del 13 al 17% en peso de circonio se sometieron a una atapa de arenado seguido de una etapa de grabado.
- La etapa de arenado se realizó utilizando partículas de Al₂O₃ (corindón) como material de arenado.
- 30 Para el grabado, las muestras se sumergieron en un baño de grabado que comprende ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y agua (siendo 2:1:1 la relación de HCl (32%), H₂SO₄ (95%) y H₂O).
- La inmersión se realizó durante 360 segundos, antes de enjuagar las muestras con agua desionizada y mantenerlas en disolución acuosa para su posterior almacenamiento.
- Topografía de la superficie
- 35 Las figuras ilustran la topografía de la superficie obtenida por el tratamiento anterior y su similitud con la topografía de la superficie del cuerpo de titanio SLA® bien establecido:
- Fig. 1 muestra una imagen SEM de la superficie del cuerpo tratada según la presente invención con una escala relativa a 10 micrómetros contenida en la esquina inferior izquierda; y
- Fig. 2 muestra una imagen SEM de la superficie de un cuerpo de titanio SLA® (por razones comparativas).
- 40 Como se puede ver en las figuras, la muestra según la presente invención mostrada en la Fig. 1 presenta una topografía de la superficie que se asemeja mucho a la de la superficie SLA® conocida y establecida en titanio, mostrada en la Fig. 2.
- Cantidad residual de material de arenado
- 45 Se analizaron muestras adicionales usando análisis de rayos X de dispersión de energía (EDX) para medir la cantidad residual de material de arenado que queda en la superficie después de la etapa de grabado.
- En el marco de los experimentos EDX, se grabaron con ácido un primer conjunto de muestras (muestras 1) usando el baño de grabado mencionado anteriormente durante 360 segundos, mientras que se grabó una muestra adicional (muestra 2) usando el mismo baño de grabado, pero durante 300 segundos (por razones comparativas).
- 50 Para el arenado, se utilizaron dos lotes de corindón que diferían en la distribución del tamaño de partícula y el tamaño medio de partícula: para un primer subconjunto de muestras 1 (muestra 1.1), el arenado se realizó utilizando partículas

ES 2 786 598 T3

de corindón, de las cuales el 85% tenía un tamaño de partícula de 0,21 a 0,355 mm, estando el tamaño promedio de partícula en un intervalo de 0,2 mm a 0,4 mm (arena A), mientras que para un segundo subconjunto de muestras 1 (muestra 1.2) y muestra comparativa 2, la arena que comprendía corindón que tenía un tamaño de partícula promedio mayor que la arena A (arena B) se usó como material de arenado.

5 El tratamiento condujo así a tres muestras (muestras 1.1, 1.2 y 2) resumidas en la Tabla 1 a continuación:

Tabla 1

Muestra no.	1.1	1.2	2 (comparativo)
Duración del grabado	360 segundos	360 segundos	300 segundos
Material de arenado	Arena A	Arena B	Arena B

Los contenidos de Al (% en peso) detectados mediante EDX se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2

Muestra no.	1.1	1.2	2.2
Al (% en peso)	0,1	0,5	1,3

10

Como se puede ver en la Tabla 2, se reveló una disminución significativa en el contenido de Al (indicativo de la cantidad de partículas de corindón que se adhieren a la superficie) para las muestras 1.1 y 1.2 en comparación con la muestra comparativa 2.

15

Como también se muestra en la Tabla 2, se reveló una disminución adicional en el contenido de Al y, por lo tanto, del corindón residual que se adhiere a la superficie para la muestra 1.1 que ha sido arenada con arena A que tiene un tamaño de partícula promedio en el intervalo de 0,2 mm a 0,4 mm en comparación con la arena B que tiene un tamaño de partícula promedio mayor que la arena A (muestra 1.2).

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para preparar un cuerpo que tiene una topografía osteointegrativa formada en su superficie, comprendiendo el proceso las etapas de
 - a) proporcionar un cuerpo primario hecho de una aleación de titanio y circonio que contiene 13 a 17% en peso de circonio,
 - b) arenar el cuerpo primario, y
 - c) grabar el cuerpo primario arenado con una solución de grabado que comprende ácido clorhídrico, ácido sulfúrico y agua a una temperatura superior a 80 °C para obtener el cuerpo, realizándose dicho grabado durante una duración de 350 segundos a 540 segundos.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que el grabado se realiza durante un período de tiempo de 360 a 480 segundos, preferiblemente de 360 segundos a 420 segundos.
3. Procedimiento según la reivindicación 1 o 2, en el que al menos en la región directamente adyacente a la superficie la aleación está esencialmente en la fase alfa.
4. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que en la etapa b), las partículas de Al₂O₃ que tienen un tamaño de partícula promedio en el intervalo de 0,1 mm a 0,6 mm, particularmente de 0,15 mm a 0,5 mm, y más particularmente de 0,2 mm a 0,4 mm, se usan como material de arenado.
5. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la topografía está definida por al menos uno de los siguientes parámetros:
 - i) S_a siendo la desviación media aritmética de la superficie en tres dimensiones y estando en el intervalo de 0,1 μm a 2,0 μm, preferiblemente estando en un intervalo de 0,4 μm a 1,8 μm, más preferiblemente de 0,8 μm a 1,7 μm, y lo más preferiblemente de 0,9 μm a 1,5 μm;
 - ii) S_t siendo la altura máxima de pico a valle del perfil en tres dimensiones y estando en el intervalo de 1,0 μm a 20,0 μm, preferiblemente en un intervalo de 3,0 μm a 18,0 μm, más preferiblemente de 4,5 μm a 13,0 μm, y más preferiblemente de 6,0 μm a 12,0 μm;
 - iii) S_{sk} siendo la asimetría del perfil en tres dimensiones y estando en el intervalo de -0,6 a 0,6, preferiblemente de -0,4 a 0,6, más preferiblemente de -0,3 a 0,5; y/o
 - iv) un área de superficie desarrollada S_{dr} que está en el intervalo de 15% a 25.
6. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la cantidad de circonio contenida en la aleación es del 13 al 15% en peso.
7. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la cantidad de hierro contenida en la aleación es mayor que 0,001% en peso, preferiblemente mayor que 0,005% en peso, más preferiblemente mayor que 0,01% en peso.
8. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la cantidad de hierro contenida en la aleación es inferior al 0,05% en peso.
9. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la aleación contiene menos de 0,1% en peso de hafnio.
10. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que después de la etapa b) y antes de la etapa c), el cuerpo primario arenado se trata con una solución de decapado que comprende ácido fluorhídrico y ácido nítrico, por lo que la capa de óxido nativo formada en la aleación de titanio y circonio es al menos parcialmente eliminada.
11. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la temperatura de la solución de ataque químico durante todo el ataque químico es superior a 80°C, preferiblemente superior a 90°C.
12. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el cuerpo primario arenado se precalienta a una temperatura superior a la temperatura ambiente inmediatamente antes de la etapa c).
13. Cuerpo obtenible por el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores.
14. Cuerpo según la reivindicación 13, en el que es un implante quirúrgico o una parte que se fijará en un implante quirúrgico.
15. Cuerpo según la reivindicación 14, en el que es un implante dental o un soporte de implante dental.

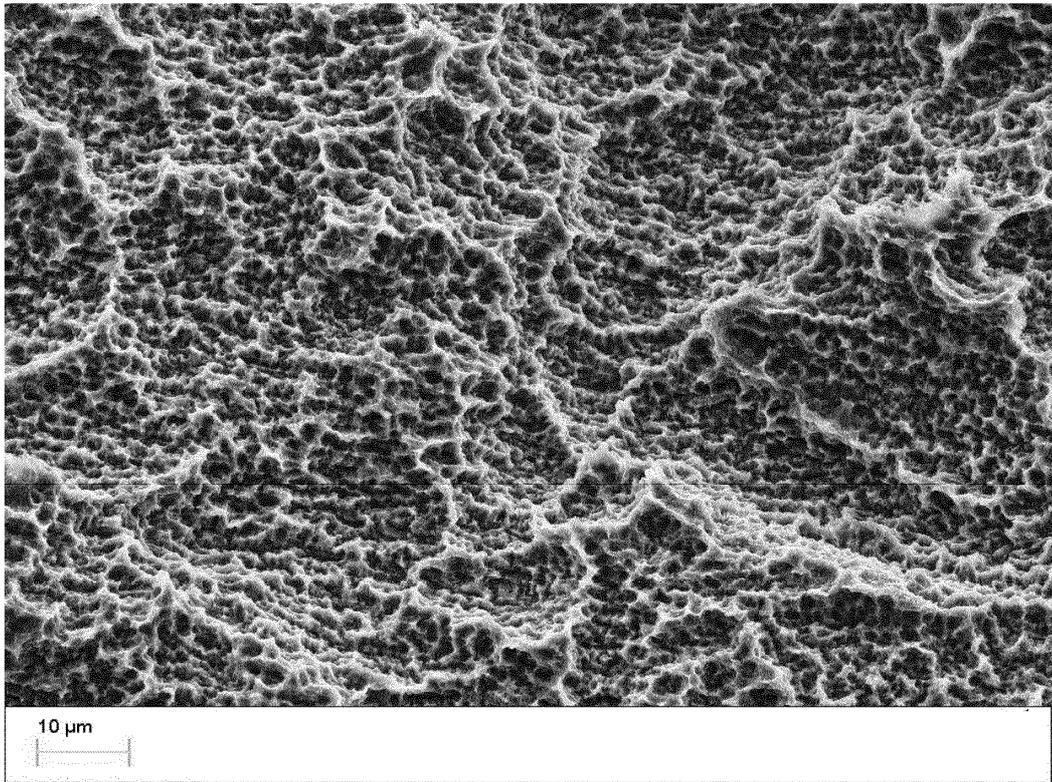


Fig. 1

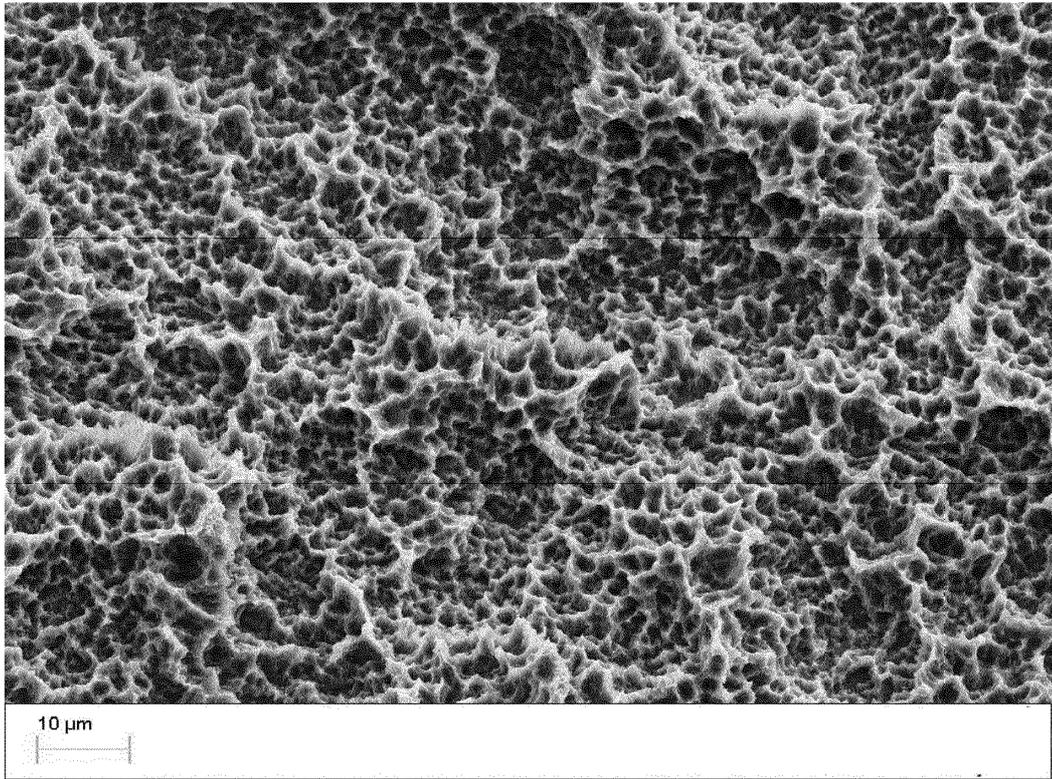


Fig. 2