



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 358 228**

51 Int. Cl.:
A61L 27/06 (2006.01)
A61L 27/36 (2006.01)
A61L 27/04 (2006.01)
A61L 27/54 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07733748 .3**
96 Fecha de presentación : **11.06.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **2026852**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.02.2009**

54 Título: **Implantes metálicos.**

30 Prioridad: **12.06.2006 GB 0611437**
15.01.2007 GB 0700713

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.05.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.05.2011

73 Titular/es: **ACCENTUS MEDICAL plc.**
5, Agricola Walk
Andover, Hampshire SP10 5JL, GB

72 Inventor/es: **Prentice, Thomas, Campbell;**
Pickford, Martin, Edward, Lee;
Lewis, David, Richard y
Turner, Andrew, Derek

74 Agente: **Carvajal y Urquijo, Isabel**

ES 2 358 228 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).

DESCRIPCION

Implantes metálicos.

Esta invención se refiere a implantes metálicos para su uso en procedimientos quirúrgicos en donde el implante ha de estar al menos parcialmente en contacto con hueso, y en particular la invención se refiere a la introducción de un material biocida en dichos implantes para suprimir o controlar infecciones, así como a un método de producción de tales implantes.

Varios procedimientos quirúrgicos requieren el uso de implantes. Por ejemplo, se puede separar hueso canceroso, en cirugía prostética, para ser reemplazado por un implante metálico. Dicho implante puede ser, por ejemplo, de aleación de titanio, la cual es muy fuerte y relativamente ligera. En el caso de que parte del implante tenga que ser móvil con respecto a partes adyacentes del cuerpo, entonces ya es conocido proporcionar una superficie lisa y pulida sobre dicha parte, y cuando parte del implante ha de empotrarse en hueso ya es conocido proporcionar una composición de revestimiento térmicamente pulverizada que contiene hidroxiapatita (por ejemplo véase US 4 746 532) para acentuar el crecimiento del hueso sobre el implante.

Un problema potencial con cualquiera de tales implantes es el riesgo de infección. Como se describe en WO 2005/087982, se puede tratar un implante metálico de titanio para formar una capa superficial que es integral con el sustrato metálico y que incorpora un material biocida. El método comprende anodizar el implante en ácido fosfórico a un voltaje por encima de 50 V durante un periodo de al menos 30 minutos, con el fin de generar una capa superficial, y efectuar entonces un intercambio iónico con el fin de incorporar iones de un material biocida en la capa superficial. La superficie es pulimentada preferentemente antes del tratamiento de anodización. La anodización con el electrolito específico y la densidad de corriente específica genera un revestimiento superficial duro de titanio, habitualmente de un grosor de alrededor de 0,14 μm , pero en donde existen agujeros pequeños de un diámetro de alrededor de 5 μm y una profundidad de alrededor de 0,4 μm que son rellenados con óxido de titanio (o fosfato de titanio) como resultado de la hidrólisis. Se pueden incorporar entonces iones plata, principalmente en el material de estos agujeros pequeños, para proporcionar el efecto biocida requerido. Sin embargo, este tratamiento es aplicable principalmente a implantes que comprenden titanio.

La WO 03/089023 describe un implante que comprende un sustrato metálico y una capa superficial que es integral con el sustrato metálico, incorporando la capa un metal biocida tal como plata, depositado a partir de una solución. Dicha capa superficial integral puede ser generada mediante un procedimiento de anodización. Se puede formar así una capa de fosfato adherente que puede ser modificada para formar una capa de hidroxiapatita, la cual puede estimular el crecimiento óseo. La WO 2006/058906 describe dispositivos prostéticos formados por un sustrato de cualquier tipo de material provisto de un revestimiento de un material de vidrio, vidrio-cerámica o un material cerámico, los cuales se sumergen entonces en una solución acuosa que contiene plata. La WO 03/94774 describe implantes metálicos que tienen un revestimiento de óxido que comprende fosfato cálcico, el cual puede ser hidroxiapatita; el revestimiento puede comprender partículas de plata como un agente antimicrobiano. En M. Shurkhanzabeh, Materials Letters, vol. 24, 1995, páginas 7-12, se describe revestimientos de hidroxiapatita sobre implantes metálicos que contienen iones plata.

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un implante para su uso al menos parcialmente en contacto con hueso, comprendiendo el implante una estructura metálica, en donde la superficie de la estructura metálica tiene una superficie dura anodizada de óxido en donde están presentes pequeños agujeros de material absorbente de iones, en donde existe un revestimiento cerámico que contiene hidroxiapatita depositado sobre el óxido anodizado en al menos parte de la superficie de la estructura metálica; en donde iones plata que pueden ser lixiviados gradualmente en los fluidos corporales después de la implantación, están contenidos dentro del revestimiento cerámico o en la capa superficial anodizada o tanto en el revestimiento cerámico como en la capa superficial anodizada.

Se sabe que el uso de revestimientos de hidroxiapatita mejora el crecimiento hacia dentro de hueso sobre el implante. La plata es un material biocida. La presencia de plata en el revestimiento suprime al parecer el crecimiento de colágeno hacia dentro, al tiempo que no inhibe el crecimiento de hueso hacia dentro. La parte del implante que ha de estar en contacto con hueso tiene preferentemente una superficie rugosa, lo cual también acentúa la unión al hueso.

La presente invención proporciona igualmente un método de producción de un implante para su uso al menos parcialmente en contacto con hueso, comprendiendo el implante una estructura metálica, cuyo método comprende las etapas de depositar sobre al menos parte de la superficie de la estructura metálica un revestimiento metálico que contiene hidroxiapatita mediante pulverización térmica empleando un sistema de pulverización en plasma, e incorporar iones plata en el revestimiento cerámico, los cuales pueden ser gradualmente lixiviados hacia los fluidos corporales después de la implantación.

La plata es adecuada como material biocida debido a que no es particularmente soluble en los fluidos corporales como consecuencia de la presencia de iones cloruro y la baja solubilidad del cloruro de plata. El revestimiento cerámico no incorpora iones de otros elementos tales como cobre, estaño, antimonio, plomo, bismuto, zinc o silicio. Los iones plata se incorporan en el revestimiento mediante intercambio iónico y el revestimiento no es posteriormente calentado de manera que los iones plata pueden lixiviarse gradualmente hacia los fluidos corporales después de la implantación.

Con preferencia, la parte de la superficie que ha de estar en contacto con hueso se somete primeramente a un tratamiento de embastecido, antes de revestirse con el revestimiento cerámico.

El revestimiento cerámico es habitualmente blanco. Con preferencia, los iones plata están presentes en una forma que ni altera el color del revestimiento cerámico ni cambia su color en el transcurso del tiempo o tras la exposición a la luz. Por ejemplo, la hidroxiapatita puede contener Ag_2HPO_4 , el cual es blanco. Los iones de material biocida pueden ser absorbidos por intercambio iónico, empleando una solución acuosa que contiene una pequeña concentración de iones plata, preferentemente menos de 1,0 mM, pero con preferencia no menor de 0,01 mM. Alternativamente, en principio, podrían incorporarse cationes plata en la hidroxiapatita antes de utilizarse para revestir el implante, por ejemplo mediante contacto con una sal de plata soluble, o bien por co-precipitación en el nivel de dopaje deseado; sin embargo, la etapa de pulverización por plasma puede disminuir el grado en el cual la plata puede ser lixiviada del revestimiento final.

Con un implante de una aleación a base de titanio, la superficie puede también ser tratada para absorber iones plata anodizando sustancialmente toda la superficie de la estructura del implante en, por ejemplo, ácido fosfórico a un voltaje por encima de 50 V durante un periodo de al menos 30 minutos, a una densidad de corriente no mayor de 20 mA/cm^2 , con el fin de generar una capa superficial de óxido en donde existen pequeños agujeros de material absorbente de iones. Los iones plata pueden ser entonces incorporados, principalmente en el material de estos agujeros pequeños, para aportar un efecto biocida. Si bien esta etapa de anodización no es la vía normal de tratamiento de una superficie antes de dicha deposición de hidroxiapatita, de manera sorprendente se ha comprobado que la hidroxiapatita se adhiere muy bien a esta superficie de óxido muy dura que tiene pequeños agujeros. Posiblemente, de manera más sorprendente, el revestimiento de hidroxiapatita no inhibe la lixiviación de iones plata de la superficie anodizada y proporciona así un efecto biocida cuando el implante se encuentra en un cuerpo humano o animal.

La realización de la anodización a un voltaje por encima de 50 V y con una limitación de la corriente tiene dos efectos: genera una capa superficial dura y densa cuyo grosor viene determinado principalmente por el voltaje, y genera entonces pequeños agujeros de poca profundidad en la superficie que son rellenados con un material algo más blando y más poroso. La concentración de ácido fosfórico es con preferencia de al menos 1 M, más preferentemente entre 2 y 3 M, con los voltajes de anodización preferidos. La posterior adsorción de iones metálicos biocidas ocurre principalmente en el material dentro de los pequeños agujeros de poca profundidad, de manera que la cantidad total de material biocida puede ser controlada regulando la magnitud del voltaje de anodización y su duración, con el fin de controlar el número y tamaño de los pequeños agujeros de poca profundidad.

La anodización se puede efectuar a un voltaje tan alto como de 500 V o 750 V, pero con preferencia se lleva a cabo entre 50 V y 150 V. La duración puede ser de hasta 24 horas, pero con preferencia no mayor de 12 horas, por ejemplo 0,5 horas, 2 horas o 6 horas. Una de las ventajas de efectuar la anodización a un voltaje de este orden es que el acabado de la superficie no se ve afectado de forma perjudicial; si parte de la superficie es pulimentada antes de la anodización de manera que sea brillante, entonces permanecerá brillante después de la etapa de anodización a elevado voltaje. Esto entra en contraste con el efecto de la anodización a bajo voltaje, que hace que la superficie aparezca como lechosa o mate.

Las estructuras metálicas de implantes prostéticos son habitualmente de una forma de acero inoxidable, aleación de titanio o aleación de cobalto/cromo. Las aleaciones estándar para esta finalidad son 90% de titanio con 6% de aluminio y 4% de vanadio (Norma Británica 7252) o cromo 26,5-30%, molibdeno 4,5-7% y el resto cobalto (Norma Británica 7252 parte 4), si bien esta invención no queda limitada a tales ejemplos. Las estructuras metálicas de dichos implantes prostéticos también pueden ser de metales que incluyen niobio, tántalo y zirconio y aleaciones de los mismos. La provisión de un revestimiento de hidroxiapatita que contiene iones biocidas es aplicable a dichas estructuras metálicas, independientemente del material del cual están constituidas.

La invención será ahora descrita adicionalmente y de un modo más particular, solo a título de ejemplo, y con referencia al dibujo adjunto en donde: la figura 1 muestra una vista lateral de un implante para su uso como una prótesis de tibia proximal.

Un implante para su uso como una prótesis de tibia proximal comprende una estructura 10 hecha de aleación de titanio (Ti/Al/V). Consiste en tres partes: una parte superior 12 destinada a reemplazar la parte proximal de una tibia, que se ensancha en su extremo superior 13 para formar la parte inferior de una rótula de rodilla; y una parte inferior

14 de diámetro más estrecho para situarse dentro de un agujero correspondiente en la parte restante de la tibia. Podrá apreciarse que la estructura de implante 10 es de dimensiones que son específicas para su uso con un paciente particular. Una sección inferior 15 de la parte superior 13 entrará, cuando se implante, en contacto con hueso y, por tanto, es deseable que el hueso se una a la superficie de la sección 15.

5 La estructura del implante 10 es con preferencia pulimentada por medios mecánicos o mediante el uso de una técnica de electro-pulimentación, de modo que todas las superficies sean brillantes. La superficie tiene un color gris pálido. La superficie de la sección inferior 15 se somete entonces a chorreado con granalla con polvo de alúmina, siendo enmascaradas las superficies restantes mediante el uso de un chorreado con granalla estándar para proteger la superficie altamente pulimentada. El chorreado con granalla es tal que se consigue una rugosidad superficial de
10 alrededor de $R_z = 4,2 \mu\text{m}$. La máscara se retira entonces. La estructura del implante 10 se limpia mediante ultrasonidos empleando primero acetona como fase líquida y luego una solución acuosa 1 M de hidróxido sódico, y se enjuaga entonces en agua desionizada.

15 La estructura del implante limpia 10 se sumerge entonces en una solución agitada de ácido fosfórico de entre 1 M y 5 M, por ejemplo 2,1 M, y se anodiza durante 2 horas a un voltaje máximo de 100 V y una corriente máxima de 10 mA/cm^2 , con el fin de formar un revestimiento superficial de óxido de titanio y fosfato. Inicialmente, la corriente tenderá a ser de un valor significativamente mayor que el antes indicado, de modo que la corriente resulta limitada; después de un par de minutos, la corriente desciende a un valor por debajo de este límite a medida que se forma una capa dieléctrica densa sobre la superficie, y la corriente adopta entonces un valor bajo estable durante el resto del periodo de anodización. La superficie forma una capa superficial dura de óxido que puede tener diferentes
20 apariencias de color como consecuencia de efectos de interferencia óptica; durante la fase inicial de la anodización, el color de la superficie varía desde púrpura/azul, pasando por azul, verde, amarillo, naranja y siendo finalmente de color rojo. La anodización a 100 V produce un grosor de película de alrededor de $0,14 \mu\text{m}$ (140 nm). La estructura del implante anodizada 10 se enjuaga entonces de nuevo en agua desionizada.

25 La estructura del implante 10 se sumerge luego en una solución acuosa agitada 0,1 M de nitrato de plata y se deja allí durante 2 horas. Como resultado del intercambio iónico está presente consecuentemente algo de plata adsorbida en el revestimiento superficial. El efecto de la anodización a elevado voltaje y baja corriente, en este electrolito de ácido fosfórico, es que la superficie forma una capa dura anodizada de óxido habitualmente de un espesor de alrededor de $0,14 \mu\text{m}$, pero en donde están presentes agujeros pequeños normalmente de un diámetro de alrededor de $5 \mu\text{m}$ y una profundidad de alrededor de $0,4 \mu\text{m}$, que se rellenan con óxido de titanio como resultado de la
30 hidrólisis en la solución de titanio allí localizada. Dichos agujeros pequeños son aproximadamente circulares en planta y constituyen entre 15 y 20% del área superficial. Técnicas de análisis superficial han confirmado que, después del tratamiento por intercambio iónico, la plata adsorbida está asociada en la superficie con la fase de óxido de titanio/fosfato. La plata es absorbida en un grado pequeño en la superficie exterior de la capa dura y en un mayor grado dentro del material más poroso existente en los agujeros pequeños.

35 De este modo, los efectos de anodizar a 100 V durante 2 horas consisten en producir una capa dura y compacta de óxido cuyo grosor depende del voltaje (siendo la relación aproximadamente de 1,4 nm por voltio), teniendo esta película una apariencia de color determinada por el grosor de la película, y conservando la microestructura de la superficie (acabado pulimentado en partes y acabado rugoso en otras partes). A escala microscópica, la estructura presenta agujeros pequeños, pero esto no afecta a la apariencia. Las superficies anodizadas pueden ser cargadas
40 con plata en una cantidad de $0,1$ a $20 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ y normalmente en una cantidad de alrededor de 5 a $9 \mu\text{g}/\text{cm}^2$.

45 La superficie del implante 10 se enmascara entonces en todas las superficies brillantes con cinta de fibra de vidrio tejida resistente al calor hasta 50 mm aproximadamente del borde de la sección brillante, y se emplea entonces una tira de papel de plata de 100 mm de ancho para enmascarar hasta el borde de la sección brillante, encontrándose parte de este papel por encima de la cinta de fibra de vidrio. Esto se recubre entonces con papel de níquel (para reducir el riesgo de daños durante la manipulación). La superficie rugosa (aquella de la sección 15) se reviste entonces con hidroxiapatita mediante revestimiento por pulverización por plasma, a un grosor de alrededor de $80 \mu\text{m}$. El papel asegura que la hidroxiapatita no se deposite sobre las superficies brillantes, asegurando así que la radiación ultravioleta procedente del plasma no irradia las superficies brillantes, lo cual podría reducir la adsorción
50 del iones en el metal; esto no sucede con las superficies rugosas, ya que las mismas quedan blindadas por la propia hidroxiapatita depositada.

55 Se retira entonces la máscara y el implante se somete a una limpieza ultrasónica final empleando alcohol isopropílico como disolvente. Se encuentra así listo para su uso en un paciente. De manera sorprendente, se ha comprobado que la hidroxiapatita se adhiere bien a la capa pura de óxido; y el revestimiento de hidroxiapatita sobre la superficie rugosa no impide que los iones plata se lixivien gradualmente de la capa anodizada hacia los fluidos corporales circundantes, después de la implantación, de manera que se destruyen cualesquiera bacterias que existan en la proximidad inmediata del implante. Por tanto, se suprime la infección que surge del implante. Además, el revestimiento de hidroxiapatita acentúa el crecimiento de hueso sobre el implante. La hidroxiapatita es un revestimiento blanco.

Después de la deposición de un revestimiento de hidroxiapatita, el revestimiento de hidroxiapatita se sumerge en una solución diluida de una sal de plata, por ejemplo nitrato de plata acuoso 0,33 nM (0,00033 M). Con preferencia, esta solución se prepara empleando agua desionizada. A tales bajas concentraciones de iones plata existe un grado limitado de intercambio iónico con hidroxiapatita, con formación de Ag_2HPO_4 , que es blanco. A modo de ejemplo, se ha comprobado que la carga de plata en el revestimiento de hidroxiapatita después de 2 horas de inmersión a 20° C es de 5,9 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. La carga de plata aumenta con la concentración de plata en la solución y, por ejemplo, con una solución de nitrato de plata 0,5 mM la carga de plata después de 2 horas de inmersión a 20° C fue de alrededor de 22,9 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$; mientras que con una solución de nitrato de plata 1,0 mM la carga de plata en las mismas condiciones fue de alrededor de 48,4 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. Si la carga deseada se encuentra entre 5 y 10 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, esto se puede conseguir empleando una solución entre 0,3 mM y 0,4 mM aproximadamente. De forma experimental se ha comprobado que la carga de plata, P (en $\mu\text{g}/\text{cm}^2$) está relacionada con la concentración de plata en la solución, C (molaridad), por la ecuación:

$$\log P = (1,334 \times \log C) + 5,5$$

en donde los logaritmos están en base 10.

La cantidad de plata absorbida no se ve afectada de manera importante por la temperatura (al menos para las temperaturas del orden ambiental) y no se ve afectada de manera importante por el tiempo de inmersión, al menos para una inmersión de al menos 0,5 horas. Se ha comprobado que las inmersiones de 2 horas descritas anteriormente conducen a una absorción comprendida entre 5% y 15% aproximadamente de los iones platas en solución.

Si la concentración de solución de nitrato de plata es tan alta como de 1 mM, existe una ligera decoloración de la superficie blanca de hidroxiapatita. Además, si el revestimiento de hidroxiapatita se sumerge en solución de nitrato de plata 10 mM bajo las mismas condiciones, la superficie vira a color amarillo pálido con formación de fosfato de plata; en este caso, se comprobó que la carga de plata era de 555 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ aproximadamente. Esta carga de plata es mayor de la requerida para lograr propiedades biocidas satisfactorias del implante; la coloración amarilla no es atractiva; y existe el riesgo de que la superficie llegue a ser gris en el caso de que se exponga a la luz (debido a la foto-reducción de iones plata a plata).

Podrá apreciarse que la incorporación de iones plata en la hidroxiapatita se puede efectuar como se ha descrito anteriormente, independientemente del metal del cual esté constituido la estructura. La hidroxiapatita se puede revestir sobre titanio anodizado (como se ha descrito anteriormente) o sobre titanio no anodizado o sobre aleación de cobalto/cromo o sobre cualquier otro metal adecuado.

Según una modificación del procedimiento general como se ha descrito anteriormente, se anodiza un implante metálico de titanio para proporcionar la superficie con propiedades de intercambio iónico; la parte embastecida de la superficie se reviste entonces con hidroxiapatita; y luego se efectúa el intercambio iónico con las partes revestidas con hidroxiapatita y las partes tratadas sin revestir de la superficie, empleando una concentración suficiente de iones plata para proporcionar una carga por encima de 2 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ tanto en las partes revestidas con hidroxiapatita como en las partes sin revestir.

El hecho de proporcionar una carga de plata en un revestimiento de hidroxiapatita, preferentemente a un nivel no mayor de 30 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, y también en la superficie del implante metálico, incrementa la plata que está disponible para ser lixiviada hacia los fluidos corporales después de la implantación, y acentuar así las propiedades biocidas del implante.

Después de la implantación en el cuerpo, los iones plata se lixivian gradualmente del revestimiento de hidroxiapatita hacia los fluidos corporales adyacentes, asegurando así un efecto biocida. Se ha comprobado que la velocidad de lixiviación es controlada por la solubilidad del cloruro de plata. Se ha llevado a cabo un ensayo experimental empleando un revestimiento de hidroxiapatita cargada con plata sobre una estructura de aleación de cobalto/cromo, siendo sumergida esta en 500 ml de una solución acuosa al 0,9% de NaCl mantenida en agitación y a 35° C durante un periodo de dos semanas.

Cada día se extrajo una muestra de 50 ml para su análisis y se reemplazó por solución de NaCl nueva (representando, por ejemplo, la sustitución gradual de fluido sinovial alrededor de una articulación). En este ejemplo, la cantidad inicial de plata fue de alrededor de 60 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ (aproximadamente dos veces el nivel máximo deseado). Durante todo el periodo del experimento, la concentración medida de plata en la solución permaneció entre 0,4 y 0,6 ppm aproximadamente; esto está de acuerdo con la concentración esperada en base a la solubilidad del cloruro de plata, la cual sería de 0,48 ppm (de plata). El tiempo durante el cual persiste el efecto biocida, después de la implantación, es controlado consecuentemente por la velocidad de pérdida de fluido desde alrededor del punto de cirugía del implante, junto con la carga de plata inicial (que en el experimento descrito anteriormente descendió en aproximadamente 16% durante las dos semanas).

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un implante adecuado para su uso al menos parcialmente en contacto con hueso, comprendiendo el implante una estructura metálica, en donde la superficie de la estructura metálica tiene una superficie dura anodizada de óxido en donde están presentes pequeños agujeros de material absorbente de iones, en donde existe un revestimiento cerámico que contiene hidroxiapatita depositado sobre el óxido anodizado en al menos parte de la superficie de la estructura metálica; en donde iones plata que pueden ser gradualmente lixiviados hacia los fluidos corporales después de la implantación, están contenidos dentro del revestimiento cerámico o en la capa superficial anodizada o bien tanto en el revestimiento cerámico como en la capa superficial anodizada.
- 10 2. Un implante según la reivindicación 1, en donde el metal de la estructura metálica comprende titanio.
3. Un implante según la reivindicación 1 o 2, en donde una parte del implante que ha de estar en contacto con hueso tiene una superficie rugosa en la estructura metálica, estando provista la superficie rugosa del revestimiento cerámico.
- 15 4. Un implante según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la carga de iones plata en el revestimiento cerámico está comprendida entre 0,1 y 30 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$.
- 20 5. Un método de producción de un implante adecuado para su uso al menos parcialmente en contacto con hueso, comprendiendo el implante una estructura metálica, cuyo método comprende las etapas de depositar sobre al menos parte de la superficie de la estructura metálica un revestimiento cerámico que contiene hidroxiapatita mediante pulverización térmica usando un sistema de pulverización con plasma, e incorporar iones plata en el revestimiento cerámico que pueden ser lixiviados gradualmente hacia los fluidos corporales después de la implantación.
6. Un método según la reivindicación 5, en donde el metal de la estructura metálica es principalmente titanio y la estructura metálica se trata por anodización para generar una superficie dura de óxido en donde están presentes pequeños agujeros de material absorbente de iones, antes de la deposición del revestimiento cerámico.
- 25 7. Un método según la reivindicación 5, que comprende también someter al menos parte de la superficie de la estructura metálica a un tratamiento de embastecido antes de la deposición del revestimiento cerámico.
8. Un método según la reivindicación 6, que comprende también someter la superficie anodizada a intercambio iónico para absorber plata, antes de la deposición del revestimiento cerámico.
- 30 9. Un método según la reivindicación 6 u 8, que comprende también someter al menos parte de la superficie de la estructura metálica a un tratamiento de embastecido antes del tratamiento de anodización.
10. Un método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9, en donde la carga de iones plata en el revestimiento cerámico está comprendida entre 0,1 y 30 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$.
- 35 11. Un método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 10, en donde los iones plata son incorporados por intercambio iónico en el revestimiento cerámico depositado, por inmersión del implante revestido en una solución que contiene los iones plata.
12. Un método según la reivindicación 11, en donde el intercambio iónico con el revestimiento cerámico se efectúa empleando una solución acuosa que contiene una concentración de iones plata comprendida entre 0,0001 M y 0,001 M.
- 40 13. Un método según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 12, en donde, durante la pulverización térmica, partes de la superficie de la estructura metálica que no han de ser proporcionadas con el revestimiento cerámico, se enmascaran primeramente con una máscara que incorpora un papel metálico.
14. Un implante producido mediante un método como el reivindicado en cualquiera de las reivindicaciones 5 a 13.

Fig.1.

