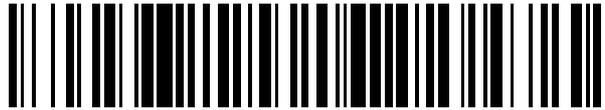


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 755 185**

51 Int. Cl.:

C22C 45/10 (2006.01)

A61C 8/00 (2006.01)

A61K 6/04 (2006.01)

A61K 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **05.02.2015 PCT/JP2015/053303**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.08.2015 WO15125625**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.02.2015 E 15752219 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.08.2019 EP 3109336**

54 Título: **Miembro dental**

30 Prioridad:

21.02.2014 JP 2014032174

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

21.04.2020

73 Titular/es:

MARUEMU WORKS CO., LTD (50.0%)

1-10-28 Nishishinsaibashi, Chuo-ku

Osaka-shi, Osaka 542-0086 , JP y

TOHOKU TECHNO ARCH CO., LTD. (50.0%)

72 Inventor/es:

YAMAMOTO TERUKO y

YOKOYAMA YOSHIHIKO

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 755 185 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

Miembro dental

Antecedentes de la invención**Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere a un miembro dental.

Descripción de la técnica relacionada

10 En los últimos años se usan con frecuencia los implantes dentales, que se introducen en el hueso de la mandíbula para sustituir raíces de dientes que faltan debido a la pérdida del diente. También se usan frecuentemente tornillos de anclaje en varios casos de mal encaje dental en fuentes de anclaje para el movimiento de dientes bajo tratamiento de ortodoncia. El uso de tornillos de anclaje de ortodoncia como fuentes de anclaje para tratamientos de ortodoncia permite un movimiento preciso y eficiente de los dientes, lo que hasta el momento ha sido convencionalmente muy difícil independientemente del grado de cooperación del paciente. Como miembros dentales que incluyen tales implantes dentales y tornillos de anclaje de ortodoncia, convencionalmente se han usado miembros dentales hechos de titanio puro o aleación de titanio con una resistencia relativamente alta y una buena biocompatibilidad.

15 Además, es conocido el vidrio metálico como un material que tiene propiedades tales como una elevada resistencia, bajo módulo de Young, y una alta resistencia a la corrosión. Como una aleación de vidrio metálico muy dúctil que tiene una trabajabilidad plástica excelente y es aplicable a procesos de trabajo de metal tales como el prensado en frío, los presentes inventores han propuesto una aleación de vidrio metálico que tiene una composición representada por la fórmula $Zr_aNi_bCu_cAl_d$ [donde a, b, c y d denotan % at., "a" oscila entre 60 a 75 % at., "b" oscila entre 1 a 30 % at., "c" oscila desde 1 a 30 % at., y "d" oscila entre 5 a 20 % at.] (ver, por ejemplo, la Literatura de Patente 1).

20 Se describen otras disposiciones propuestas con anterioridad en el documento de Tariq N H et al titulado "Effect of prior compression treatment on the deformation behavior of Zr based bulk metallic glass", Materials Chemistry and Physics, vol. 143, No. 3, páginas 1384-1390, 14 de febrero de 2014, en el documento de Asahi Kawashima et al titulado "The corrosion behaviour of Zr-based bulk metallic glasses in 0.5M NaCl solution", Corrosion science, vol. 53, N° 9, páginas 2778-2784, 5 de mayo de 2011, en el documento JP2009215610A y en el documento US2004072124A1.

Bibliografía de la técnica anterior**Bibliografía de patente**

Bibliografía de patente 1: Publicación de patente JP (Kokai) N° 2009-215610 A.

Compendio de la invención

30 Los miembros dentales de titanio convencionales son relativamente grandes o largos con relación a las posiciones de instalación, y por tanto son problemáticos dado que existe un riesgo de dañar raíces de dientes adyacentes durante la implantación. Además, estos miembros dentales son problemáticos debido a que pueden romperse o fracturarse durante el uso. Además, estos miembros dentales pueden volverse inestables o caerse durante el tratamiento de ortodoncia, y por tanto son problemáticos debido a que son inestables a no ser que se utilicen para hueso maduro.

35 La presente invención se ha desarrollado en vista de estos problemas. Un objeto de la presente invención es proporcionar un implante dental que tenga un tamaño reducido y que, por tanto, pueda evitar daños a las raíces de los dientes durante la implantación, tenga una mayor resistencia y una menor elasticidad en comparación con los miembros dentales de titanio, y tenga una excelente estabilidad en la fijación al hueso después de la implantación.

40 Para conseguir los objetos anteriores, el miembro dental de acuerdo con la presente invención se caracteriza por contener una aleación amorfa que tiene una composición representada por la fórmula: $Zr_aNi_bCu_cAl_d$, donde a, b, c y d denotan % at., "a" oscila entre 67 a 73 % at., "b" oscila entre 11 a 17 % at., "c" oscila entre 5 a 13 % at., y "d" oscila entre 5 a 9 % at.

45 El miembro dental de acuerdo con la presente invención contiene una aleación amorfa que tiene una mayor resistencia y una menor elasticidad en comparación con miembros dentales de titanio tales como aleación de titanio o miembros dentales de titanio puro, de modo que es difícil que se rompa o fracture durante el uso, y tiene un riesgo bajo de dañar raíces de dientes adyacentes. Además, el miembro dental de acuerdo con la presente invención acelera la formación de hueso nuevo alrededor del miembro después de la implantación, a diferencia de los miembros dentales de titanio, de modo que el miembro dental de la presente invención es excelente en cuanto a la estabilidad de la fijación al hueso después de la implantación, y tiene un riesgo bajo de inestabilidad o caída durante el tratamiento ortodóncico.

50 El miembro dental de acuerdo con la presente invención puede ser cualquier miembro, tal como un puente, un aparato de ortodoncia, un cable de ortodoncia, y una banda de ortodoncia, siempre que sea un miembro que se pueda formar con una aleación amorfa. En particular, el miembro dental de la presente invención preferiblemente comprende un

5 tornillo de anclaje ortodóncico o un implante dental. En general, el tornillo de anclaje ortodóncico de titanio tiene una longitud de 6-8 mm y un diámetro (diámetro exterior) de 1,4 mm o más, y un implante dental de titanio tiene una longitud de 8-12 mm y un diámetro de 3 mm o más. Sin embargo, el miembro dental de acuerdo con la presente invención tiene una resistencia mayor y una elasticidad menor en comparación con los miembros dentales de titanio y tiene una excelente estabilidad en cuanto a la implantación en el hueso, de modo que el miembro dental de la presente invención puede hacerse más corto y delgado en comparación con los miembros dentales de titanio. Por ejemplo, el miembro dental de la presente invención puede ser un tornillo de anclaje ortodóncico donde la parte roscada tiene un diámetro del núcleo de entre 0,5 mm y 1,0 mm y una longitud de entre 2 mm y 5 mm, un implante dental de tipo de una pieza donde la parte roscada tiene el mayor diámetro entre 0,5 y 2,9 mm y una longitud de entre 2 y 13,4 mm, o un implante dental de tipo de dos piezas donde la parte roscada tiene el diámetro más grande de entre 0,5 y 2,9 mm y una longitud de entre 2 y 5,9 mm. El miembro dental de la presente invención es más corto y delgado que miembros dentales de titanio, pero puede ejercer una resistencia, elasticidad, y un efecto en cuanto a la generación de nuevo hueso equivalente o mejor que los de los miembros dentales de titanio. Además, la reducción en tamaño puede evitar daños a las raíces del diente durante la implantación.

15 El miembro dental de acuerdo con la presente invención se caracteriza por que "a" oscila entre 67 a 73 % at., "b" oscila entre 11 a 17 % at., "c" oscila entre 5 a 13 % at., y "d" oscila entre 5 a 9 % at. En este caso, el miembro dental de la presente invención tiene una resistencia particularmente elevada y una baja elasticidad, y es excelente en cuanto a la estabilidad de la fijación al hueso tras la implantación. Además, preferiblemente "c" oscila entre 7 a 13 % at., o "d" oscila entre 5 a 7 % at. Además, "a" puede oscilar entre 69 a 73 % at., "b" puede oscilar entre 13 a 17 % at., "c" puede oscilar entre 5 a 10 % at., y "d" puede oscilar entre 5 a 9 % at.

20 El miembro dental tiene preferiblemente la superficie recubierta con cerámica de circonia. En este caso, el miembro dental puede fabricarse mediante el calentamiento de la anteriormente descrita aleación amorfa en una atmósfera en la que está presente el oxígeno a temperaturas en las que no tiene lugar ninguna cristalización o fragilización. En un ejemplo específico, el miembro dental puede fabricarse calentando la aleación amorfa en el aire a temperaturas que oscilan entre 350°C a 400°C. Como la superficie de la aleación amorfa está recubierta con cerámica de circonia muy resistente, se obtiene una resistencia mejorada. Además, la cerámica de circonia en la superficie puede evitar que el níquel interior se disuelva y afecte al cuerpo humano.

25 De acuerdo con la presente invención, la reducción de tamaño del miembro dental puede evitar daños en las raíces durante la implantación, y por tanto puede proporcionarse el miembro dental con una mayor resistencia y una mejor elasticidad en comparación con los miembros dentales de titanio y que tiene una estabilidad excelente en cuanto a la fijación al hueso tras la implantación.

Breve descripción de los dibujos

30 La Fig. 1 muestra fotogramas de un microscopio electrónico de barrido (SEM) (a) tornillo de titanio puro, así como los miembros dentales de realizaciones de la presente invención, tornillos de anclaje ortodóncicos hechos de aleaciones amorfas que tienen las composiciones (b) $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$, (c) $Zr_{68}Ni_{12}Cu_{12}Al_8$, y (d) $Zr_{72}Ni_{16}Cu_6Al_6$ utilizadas en experimentos.

35 La Fig. 2 muestra gráficos (a) pares de implantación y (b) pares de extracción inmediatamente después de la implantación en un test de implantación del miembro dental de una realización de la presente invención, un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$, en una tibia de rata.

40 La Fig. 3 muestra gráficos (a) pares de extracción siete días después de la implantación y (b) pares de extracción 28 días después de la implantación en un test de implantación del miembro dental de una realización de la presente invención en una tibia de rata.

45 La Fig. 4 muestra gráficos (a) pares de implantación y (b) pares de extracción siete días después de la implantación en un test de implantación de los miembros dentales de realizaciones de la presente invención, tornillos de anclaje ortodóncicos hechos de aleaciones amorfas que tienen composiciones de $Zr_{68}Ni_{12}Cu_{12}Al_8$ y $Zr_{72}Ni_{16}Cu_6Al_6$ en una tibia de rata.

50 La Fig. 5 muestra gráficos que muestran cambios a lo largo del tiempo en la movilidad después de la implantación (valor Periotest) en un test de implantación del miembro dental de una realización de la presente invención, un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ sometida a (a) ninguna carga inmediata, (b) 10 g de carga inmediata, y (c) 50 g de carga inmediata en una tibia de rata.

55 La Fig. 6 muestra gráficos que muestran cambios a lo largo del tiempo en la movilidad después de la implantación (valor Periotest) en un test de implantación de los miembros dentales de realizaciones de la presente invención, tornillos de anclaje ortodóncicos hechos de aleaciones amorfas que tienen las composiciones $Zr_{68}Ni_{12}Cu_{12}Al_8$ y $Zr_{72}Ni_{16}Cu_6Al_6$ sometidas a (a) ninguna carga inmediata hasta siete días después de la implantación, (b) 10 gramos de carga inmediata hasta siete días después de la implantación, (c) ninguna carga inmediata hasta 28 días después de la implantación en una tibia de rata.

5 La Fig. 7 muestra fotografías al microscopio óptico (Barras de escala: 1,0 mm) que muestran secciones de tejido decalcificadas de tibia siete y 28 días después de la implantación, en un test de implantación, de un tornillo de aleación de aluminio (A) a (D), un tornillo de titanio puro (E) a (H), y el miembro dental de una realización de la presente invención (I) a (L); es decir, uno tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ en una tibia de rata.

La Fig. 8 muestra gráficos (a) BIC siete días después de la implantación y (b) BIC 28 días después de la implantación de cada tornillo encontrado en la base de fotografías al microscopio óptico mostradas en la Fig. 7.

La Fig. 9 muestra gráficas (a) BA siete días después de la implantación y (b) BA 28 días después de la implantación de cada tornillo encontrado en la base de las fotografías al microscopio óptico mostradas en la Fig. 7.

10 La Fig. 10 muestra fotografías al microscopio óptico (Barras de escala: 1,0 mm) que muestran secciones de tejido decalcificadas siete días después de la implantación, en un test de implantación de (a) un tornillo de titanio puro, así como los miembros dentales de realizaciones de la presente invención, tornillos de anclaje ortodóncico hechos de aleaciones amorfas que tienen las composiciones de (b) $Zr_{68}Ni_{12}Cu_{12}Al_8$ y (c) $Zr_{72}Ni_{16}Cu_6Al_6$, en una tibia de rata.

15 La Fig.11 muestra gráficos (eje vertical: cantidad de disolución [ppt]) que muestran los resultados de pruebas de disolución de cada componente metálico de aleaciones amorfas de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ (Zr70), $Zr_{68}Ni_{12}Cu_{12}Al_8$ (Zr68) y $Zr_{72}Ni_{16}Cu_6Al_6$ (Zr72) que componen los miembros dentales de realizaciones de la presente invención, tornillos de anclaje ortopédico y titano puro (Ti puro) que componen un tornillo de titanio puro.

20 La Fig. 12 muestra fotografías de microscopio electrónico de barrido (SEM) que muestran el miembro dental de una realización de la presente invención, (a) un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ y (b) un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ con tratamiento superficial que tiene la superficie recubierta de cerámica de circonia, que se utilizaron en un experimento.

25 La Fig. 13 es un gráfico que muestra cambios a lo largo del tiempo en la movilidad después de la implantación (valor Periotest) en un test de implantación del miembro dental de una realización de la presente invención, un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$, y un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ con tratamiento superficial que tiene la superficie recubierta con cerámica de circonia, en una tibia de rata.

30 La Fig. 14 muestra fotografías de microscopio confocal que muestran los resultados de observar las superficies de (a) una película de titanio puro, (b) una película de aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ utilizada para el miembro dental de una realización de la presente invención, y (c) una película de aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ con tratamiento superficial después de un día de cultivo en un test de adhesión de células.

La Fig. 15 muestra (a) una vista frontal, vista lateral, vista inferior, y vista en planta de un ejemplo de la forma de rosca, y (b) una vista frontal y una vista lateral de un ejemplo de la forma de botón, que son los miembros dentales de realizaciones de la presente invención.

35

Descripción de las realizaciones preferidas de la invención

Las realizaciones de la presente invención se describirán con detalle según sigue con referencia a los dibujos.

40 El miembro dental de la presente invención comprende una aleación amorfa que tiene una composición representada por la fórmula: $Zr_aNi_bCu_cAl_d$, donde a, b, c y d denotan % at., "a" oscila entre 67 a 73 % at., "b" oscila entre 11 a 17 % at., "c" oscila entre 5 a 13 % at., y "d" oscila entre 5 a 9 % at.

45 Esta aleación amorfa puede fabricarse mediante molde de función, por ejemplo. Específicamente, en primer lugar se pesan y mezclan los materiales en bruto que incluyen zirconio (Zr), níquel (Ni), cobre (Cu), y aluminio (Al) para dar como resultado la composición deseada, y luego se funde la mezcla y se mezcla en una atmósfera de gas inerte para generar una aleación madre. A continuación, se funde la aleación madre de nuevo en el aire, y luego se lleva a cabo la función con una plantilla de cobre mediante un método de función por inclinación de fusión por arco o similar, de modo que pueda producirse la aleación amorfa. El material en bruto conformado de la aleación amorfa así producida se somete a mecanizado, y luego puede fabricarse el miembro dental de una realización de la presente invención.

50 El miembro dental de una realización de la presente invención está hecho de una aleación amorfa con una resistencia mayor y una elasticidad menor en comparación con miembros dentales de titanio, tales como miembros dentales de aleación de titanio y miembros dentales de titanio puro, de modo que el miembro dental es difícil de romper o fracturar durante el uso y presente un riesgo bajo de dañar raíces de dientes adyacentes. Además, el miembro dental de una realización de la presente invención acelera la formación de nuevo hueso alrededor del miembro después de la implantación, a diferencia de los miembros dentales de titanio. Por tanto, el miembro dental de la presente invención es excelente en cuanto a la estabilidad de la fijación al hueso después de la implantación, y presenta un bajo riesgo

de inestabilidad o caída durante el tratamiento ortodóncico.

Además, una aleación amorfa conformada con la forma deseada se calienta en el aire a 350°C a 400°C para oxidar la superficie, y de ese modo puede fabricarse un miembro dental que tiene la superficie recubierta de cerámica de zirconia. En este caso, la superficie de una aleación amorfa se cubre con cerámica de zirconia muy resistente, de modo que puede incrementarse la resistencia.

Se realizaron los experimentos que se muestran a continuación para verificar el efecto del miembro dental de una realización de la presente invención.

Ejemplos

Esquema experimental

Como los miembros dentales de realizaciones de la presente invención, se fabricaron un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ (en adelante, denominado "tornillo 1 de la presente invención"), un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{68}Ni_{12}Cu_{12}Al_8$ (en adelante, denominado "tornillo 2 de la presente invención"), y un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{72}Ni_{16}Cu_6Al_8$ (en adelante, denominado "tornillo 3 de la presente invención") y se sometieron a experimentos usando ratas. Los tornillos 1 a 3 de la presente invención usados en este experimento se muestran en la Fig. 1(b) a (d), respectivamente. Además, las superficies de los tornillos 1 a 3 de la presente invención no se recubrieron con cerámica de zirconia.

Como se muestra en la Fig. 1(b) a (d), cada uno de los tornillos de anclaje ortodóncico producidos tenía un diámetro (diámetro exterior) de 1,3 mm, una longitud de 3,0 mm, y un paso de 0,8 mm. Además, como ejemplos comparativos, se fabricaron y sometieron al mismo experimento un tornillo de titanio puro (99,4% de titanio, paso: 0,8 mm), y un tornillo de aleación de titanio (paso: 0,5 mm), que tenían la misma forma que los otros tornillos. El tornillo de titanio puro usando en este experimento se muestra en la Fig. 1(a). El tornillo de aleación de titanio usado en este documento es el denominado AbsoAnchor (Dentos), que actualmente se utiliza frecuentemente en entornos clínicos.

Las ratas usadas en este experimento fueron ratas Wistar macho de 12 semanas de edad (peso corporal: 250 g a 260 g). Para reducir la carga sobre los animales debido al experimento, el procedimiento se llevó a cabo mediante inyección intraperitoneal de 5 mg/ml de pentobarbital bajo anestesia general.

Además, en un experimento para medir valores, los datos experimentales así obtenidos se procesaron estadísticamente llevando a cabo un análisis unidireccional de varianza y llevando luego a cabo un test de comparación múltiple mediante el método de Tukey-Kramer. En este test, se determinó una diferencia significativa con el nivel de significancia de 1% ($P < 0,01$) o 5% ($P < 0,05$), un resultado con un nivel de significancia de menos del 1% se denotó como "***" y un resultado con un nivel de significancia de menos del 5% se denotó como "**" en cada dibujo.

Implantación de tornillos y aplicación de carga inmediata

Se afeitaron las superficies mediales de ambas extremidades inferiores de cada una de las ratas, se realizaron incisiones en la piel y en la fascia, cada una de alrededor de 15,0 mm de longitud, en paralelo al eje longitudinal de la tibia de la rata, y luego se expusieron las superficies mediales de la tibia usando raspadores. Cuando se aplicó la carga inmediata, se llevó a cabo la perforación en dos posiciones por lado (una posición en la cercanía de y una posición en la parte central de la articulación en la frontera con el fémur) a una velocidad de rotación baja usando una barra redonda, para formar una fosa de 1,0 mm para la implantación de un tornillo. Cuando no se aplicó carga inmediata, la perforación se llevó a cabo en una posición por lado (en la cercanía de la articulación en la frontera con el fémur), para formar una fosa de 1,0 mm para la implantación de un tornillo.

Cuando se aplicó carga inmediata, se implantó un tornillo con un destornillador, verticalmente con relación al hueso cortical en una parte de implantación. Se suturaron las incisiones en la piel y la fascia usando suturas no reabsorbibles (Keisei Medial Industrial Co., Ltd. "SU-1160NS"). Se esterilizaron los campos quirúrgicos con bolas de algodón yodado, y luego se aplicó una carga inmediata de 10 g o 50 g según tipos de tornillo a cada tornillo usando resortes helicoidales (Tomy International Inc. "Resortes helicoidales Sentalloy") hechos de una aleación ortodóncica de titanio y níquel.

La carga se aplicó inmediatamente después de la implantación de cada tornillo. Después de la implantación de cada tornillo, la carga se mantuvo aplicada durante siete y 28 días de evaluación. Además, los tornillos a evaluar fueron tornillos implantados en la cercanía de la articulación en la frontera con el fémur, de entre tornillos implantados en la tibia. Los tornillos implantados en las partes centrales de la tibia se usaron como fuentes de anclaje cuando se aplicó carga inmediata. Como tornillos para las fuentes de anclaje, se utilizó consistentemente AbsoAnchor procesado para tener una longitud de 3,0 mm.

Además, cuando no se aplicó carga inmediata, cada tornillo se implantó con un destornillador verticalmente con relación al hueso cortical en una parte de implantación, las incisiones en la piel y la fascia se suturaron usando suturas no reabsorbibles (Keisei Medial Industrial Co., Ltd. "SU-1160NS"), y luego se esterilizaron los campos quirúrgicos con bolas de algodón yodado. Después de la implantación de cada tornillo, se retuvo durante siete o 28 días de evaluación.

Implantación de tornillos y medida de valores de par de extracción

Se midieron los valores de par de implantación y los valores de par de extracción del tornillo 1 de la presente invención, un tornillo de aleación de titanio, y un tornillo de titanio puro inmediatamente después, siete días después de la implantación, y 28 días después de la implantación, respectivamente, de cada tornillo usando una sonda de par (Tohnichi). Los valores de par de implantación se midieron por tipo de tornillo de los cuatro tornillos implantados en las articulaciones. Además, los valores de par de extracción se midieron por tipo de tornillo de los cuatro tornillos inmediatamente después de la implantación. Los valores de par de extracción también se midieron por tipo de tornillo de los cuatro tornillos y por pesos de carga inmediata siete y 28 días después de la implantación. El valor de par más alto de entre los valores de par de cada tipo de tornillo se utilizó como un valor de par medido. Los resultados de la medida de los valores de par de implantación y los valores de extracción inmediatamente después de la implantación se muestran en la Fig. 2(a) y (b), respectivamente. Además, los resultados de medir los valores de par de extracción siete días después de la implantación y los valores de par de extracción 28 días después de la implantación se muestran en la Fig. 3(a) y (b), respectivamente.

Como se muestra en la Fig. 2(a), el par de implantación del tornillo 1 de la presente invención fue de 0,7 N cm, el del tornillo de aleación de titanio fue de 1,5 N cm, y el del tornillo de titanio puro fue de 0,65 N cm. Por tanto, se confirmó que el valor de par de implantación del tornillo de aleación de aluminio era significativamente mayor que el de los otros dos tipos de tornillos. Además, como se muestra en la Fig. 2(b), el par de extracción inmediatamente después de la implantación del tornillo 1 de la presente invención fue de 0,51 N cm, el del tornillo de aleación de titanio fue de 1,35 N cm, y el del tornillo de titanio puro fue de 0,49 N. Por tanto, se confirmó que el par de extracción inmediatamente después de la implantación del tornillo de aleación de aluminio era sustancialmente mayor que el de los otros dos tipos de tornillos, mostrando así la misma tendencia que en el caso de los pares de implantación. Esto puede ser debido a que la anchura de paso (0,5 mm) del tornillo de aleación de titanio era más corto que la anchura de paso (0,8 mm) de los otros dos tipos de tornillos.

Además, como se muestra en la Fig. 2, se confirmó para todos los tornillos que el valor de par de extracción inmediatamente después de la implantación fue menor que el valor de par de implantación. Esto puede ser porque la pared ósea de una fosa para la implantación se dañó en el momento de la implantación de cada tornillo, de modo que el área de contacto entre el tornillo y el hueso disminuyó con relación al momento de la implantación.

Como se muestra en la Fig. 3, se confirmó para todos los tornillos que el valor del par de extracción 28 días después de la implantación fue significativamente mayor que el mismo siete días después de la implantación. Esto puede ser porque se formó nuevo hueso alrededor de cada tornillo a medida que pasó el tiempo después de la implantación. Además, se confirmó para todos los tornillos que el par de extracción siete días después de la implantación y el mismo 28 días después de la implantación era mayor cuando se aplica 10 g de carga inmediata.

Como se muestra en la Fig. 3, se confirmó que el par de extracción siete días después de la implantación y el mismo 28 días después de la implantación del tornillo 1 de la presente invención era significativamente mayor que los otros dos tipos de tornillo en todos los grupos de carga inmediata. Esto puede ser debido a que se formaron nuevos puntos de hueso alrededor del tornillo 1 de la presente invención que los que se formaron alrededor de los otros dos tipos del tornillo. Como se muestra en la Fig. 2 y la Fig. 3, el valor de par de extracción del tornillo 1 de la presente invención aumentó con relación al par inmediatamente después de la implantación de manera más significativa que los de los otros dos tipos de tornillos, lo que sugiere que se formaron más puntos de hueso nuevos rápidamente que los formados alrededor de los otros dos tipos de tornillo. En consecuencia, se consideró que el tornillo 1 de la presente invención después de la implantación se volvió más estable más rápidamente que los otros dos tipos de tornillo, manteniendo una buena estabilidad.

A continuación, se midieron de manera similar los valores de par de implantación y los valores de par de extracción del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención siete días después de la implantación. Además, para comparar, también se midieron un tornillo de aleación de aluminio y un tornillo de titanio puro. Los resultados de la medida de los valores de par de implantación y los valores de par de extracción siete días después de la implantación se muestran en la Fig. 4(a) y (b), respectivamente.

Como se muestra en la Fig. 4(a), se confirmó para todos los tornillos que los valores de par de implantación fueron casi los mismos. Además, como se muestra en la Fig. 4(b), se confirmó que los valores de par de extracción siete días después de la implantación eran menores que los valores de par de implantación, excepto por el tornillo 3 de la presente invención sometido a 10 g de carga inmediata. Esto puede ser debido a que siete días después de la implantación, la pared ósea de una fosa para la implantación, que fue dañada en el momento de la implantación del tornillo, sigue afectada.

Además, como se muestra en la Fig. 4(b), el valor de par de extracción siete días después de la implantación del tornillo 3 de la presente invención sometido a 10 g de carga inmediata fue mayor que el de los otros tornillos, y se confirmó particularmente que era significativamente mayor que el del tornillo de titanio puro sometido a 10 g de carga inmediata. Esto puede ser debido a que se formaron más puntos de hueso alrededor del tornillo 3 de la presente invención sometido a 10 g de carga inmediata de los que se formaron alrededor de los otros tornillos.

Medida de la movilidad del tornillo

Para medir la estabilidad de los tornillos después de la implantación, se midió la movilidad del tornillo 1 de la presente invención, un tornillo de aleación de titanio, y un tornillo de titanio puro implantados en la tibia inmediatamente después de la implantación, siete días después de la implantación, y 28 días después de la implantación usando un dispositivo de medida de movilidad, Periotest (Gulden Messtechnik). La medida se llevó a cabo aplicando Periotest verticalmente con relación a la porción de la cabeza de cada tornillo en 3 lugares (un lugar en la dirección longitudinal de la tibia, dos lugares resultantes de una rotación de 120° con relación al primer lugar), se designó el valor medio de estos 3 valores como un valor de medida (valor Periotest). Además, se definió la confirmación de que no hay movilidad cuando el valor Periotest está entre 0 y 9, se detecta movilidad por palpación cuando el valor Periotest está entre 10 y 19, se confirma visualmente movilidad cuando el valor Periotest está entre 20 y 29, y los dientes se desplazan con la lengua y los labios cuando el valor Periotest está entre 30 y 50. En el caso de implantes dentales tales como tornillo, el valor de 10 o más indica una integración ósea insuficiente.

Los resultados de medir los valores Periotest se muestran por separado en la Fig. 5(a) a (c) según los pesos de la carga inmediata. Como se muestra en la Fig. 5, inmediatamente después de la implantación, se confirmó que el valor Periotest del tornillo de aleación de titanio era significativamente menor que los de los otros dos tipos de tornillos. Esto podría ser porque la anchura del paso (0,5 mm) del tornillo de aleación de titanio era menor que la anchura de paso (0,8 mm) de los otros dos tipos de tornillo.

Además, en todos los grupos de carga inmediata, se confirmó para todos los tornillos que los valores Periotest disminuyeron desde el momento inmediatamente después de la implantación al momento entre siete y 28 días después de la implantación. Esto puede deberse a que se formó nuevo hueso alrededor de los tornillos y se estabilizó gradualmente a medida que pasaba el tiempo después de la implantación. Además, se confirmó para todos los tornillos que los valores Periotest siete y 28 días después de la implantación eran menores en el caso de 10g de carga inmediata que en los otros casos.

Como se muestra en la Fig. 5, en todos los grupos de carga inmediata, se confirmó que una disminución en el valor Periotest inmediatamente después de la implantación del tornillo 1 de la presente invención era más significativa en comparación con los otros dos tipos de tornillo. También se confirmó que el tornillo 1 de la presente invención presentaba el menor valor de 10 o menos 28 días después de la implantación en todos los grupos de carga inmediata. Esto puede ser porque se formaron puntos de hueso más rápidamente alrededor del tornillo 1 de la presente invención en comparación con los otros dos tipos de tornillos. En consecuencia, se consideró que el tornillo 1 de la presente invención después de la implantación se estabilizó más rápidamente que los otros dos tipos de tornillos, manteniendo una buena estabilidad.

A continuación, se midió de manera similar la movilidad del tornillo 2 y el tornillo 3 inmediatamente después de la implantación y siete días después de la implantación. Además, con el propósito de comparar, se midieron también un tornillo de aleación de titanio y un tornillo de titanio puro. Los resultados de medir los valores Periotest se muestran de manera separada en la Fig. 6(a) y (b) según pesos de carga inmediata. Como se muestra en la Fig. 6, inmediatamente después de la implantación, todos los tornillos presentaban valores Periotest similares; y siete días después de la implantación, se confirmó que todos los tornillos presentaban valores Periotest menores.

Además, como se muestra en la Fig. 6(a), en casos sin carga inmediata, los valores Periotest del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención disminuyeron significativamente hasta alrededor de 10, siete días después de la implantación, confirmando diferencias significativas en comparación con los del tornillo de aleación de titanio y el tornillo de titanio puro. Esto puede ser debido a que se formaron más nuevos puntos de hueso rápidamente alrededor del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención de los que se formaron alrededor de los otros tipos de tornillo.

Además, como se muestra en la Fig. 6(b), en los casos de 10g de carga inmediata, el valor Periotest del tornillo 3 de la presente invención disminuyó significativamente hasta alrededor de 10, siete días después de la implantación confirmando diferencias significativas en comparación con los otros tres tipos de tornillos. Esto puede ser debido a que se formaron más nuevos puntos de hueso rápidamente alrededor del tornillo 3 de la presente invención de los que se formaron alrededor de los otros tres tipos de tornillos. Además, el tornillo 2 de la presente invención presentó una disminución significativa en el valor Periotest siete días después de la implantación en comparación con el tornillo de aleación de titanio, pero presentó un valor Periotest similar al del tornillo de titanio puro.

Además, también se midió 28 días después de la implantación la movilidad del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención en el caso sin carga inmediata. Los resultados se muestran en la Fig. 6(c). Como se muestra en la Fig. 6(c), el tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención mostraron rápidamente valores Periotest equivalentes a los de 28 días después de la implantación, confirmando que el tornillo 2 y el tornillo 3 se estabilizan más rápidamente que el tornillo 1 de la presente invención mostrado en la Fig. 5(a).

55 Análisis histológico

El tornillo 1 de la presente invención, un tornillo de aleación de titanio, y un tornillo de titanio puro, se observaron histológicamente según tipo de tornillo y según pesos de carga inmediata para evaluar la estabilidad de los tornillos después de la implantación. Específicamente, se observaron los tejidos que rodeaban los tornillos siete y 28 días

después de la implantación de los tornillos. Además, con relación a la carga inmediata, se observaron casos sin carga inmediata y con 50g de carga inmediata. Para la observación, primero se sometió a ratas en las que se habían implantado tornillos a una fijación por perfusión usando una solución del 4% de paraformaldehído. Se cortaron ambas tibias de ambas extremidades, y luego se prepararon bloques de hueso que contenían cada uno un tornillo. Los bloques de hueso se fijaron a 4 °C en una solución de paraformaldehído al 4% durante 48 horas, y luego se lavaron durante 30 minutos con agua corriente. Después del lavado, se deshidrataron los bloques de hueso y se realizó un proceso de deslipidación con un sistema de enjuagado con etanol a temperatura ordinaria, seguido de un tratamiento con un agente intermedio, xileno. Después del tratamiento, se llevó a cabo una filtración de resina en un permeado de resina (Wako, "Osteoresin embedding kit") a 4°C, y luego se llevó el proceso de embebido en resina a 35°C. Se procesaron los bloques de resina con una sierra Microtome Leica SP1600 (Leica Microsystems) para obtener secciones de resina de 100 µm de grosor, en paralelo a la dirección longitudinal de cada tornillo. Estas secciones se tintaron con un agente de tinte óseo Villanueva (Polysciences, "Villanueva osteochrome bone stain").

Se observaron las secciones tintadas con un microscopio óptico, para encontrar la relación de la periferia de cada tornillo con hueso nuevo (BIC; Bone-to-Implant Contact, Contacto Hueso-a-Implante). Además, se designó el área entre la periferia de cada tornillo hasta 240 µm (la altura de la hoja del tornillo) de distancia de la periferia como un lugar de evaluación para su análisis (ROI; Region of Interest, Región de Interés), y luego se obtuvo el porcentaje del área de hueso nuevo formado en el ROI (BA; Bone Area, Área de Hueso). Se analizaron el BIC y el BA usando ImageJ (National Institutes of Health).

Además, se obtuvieron el BIC y el BA mediante las siguientes fórmulas.

BIC (%) = [masa ósea nueva (µm) en contacto con la superficie del tornillo / Longitud periférica de la porción de tornillo implantada (µm)] x 100

BA (%) = [área de hueso nuevo (µm²) en ROI / área del ROI (µm²)] x 100

Además, cuando se incluyó la periferia de una porción de punta de tornillo en el intervalo del análisis, el intervalo incluye la región ósea cortical existente más de lo necesario, y por tanto el valor analítico resultante es inapropiado para representar la masa de hueso. Por tanto, se excluyó la periferia de una porción de punta del tornillo del intervalo del análisis.

En la Fig. 7 se muestran fotografías al microscopio óptico de secciones tintadas siete y 28 días después de la implantación de cada tornillo. Además, en la Fig. 8 y la Fig. 9, respectivamente, se muestran el BIC y BA obtenidos basándose en las fotografías al microscopio óptico mostradas en la Fig. 7. Además, las imágenes de secciones de tejido siete días después de la implantación en la Fig. 7(A), (B), (E), (F), (I) y (J) indican la osteointegración de porciones de hueso cortical (sometido a la implantación) con los tornillos. Por tanto, se considera que la reparación del hueso cortical dañado existente dañado por la implantación de los tornillos se completó casi completamente siete días después de la implantación.

Como se muestra en la Fig. 7(A) a (D), en el caso del tornillo de aleación de titanio, no se observó una clara formación de nuevo hueso siete días después de la implantación independientemente de la presencia o la ausencia de carga inmediata, sin embargo, se observaron más puntos de formación de hueso nuevo en las superficies de la rosca de tornillos sometidos a 50g de carga inmediata 28 días después de la implantación (ver las flechas triangulares blancas en la Fig. 7, lo mismo aplica a lo siguiente). Además, como se muestra en la Fig. 7(E) a (H), en el caso del tornillo de titanio puro, no se observó una formación de nuevo hueso significativa tanto siete como 28 días después de la implantación independientemente de la presencia o la ausencia de carga inmediata. Además, como se muestra en la Fig. 7(I) a (L), en el caso del tornillo 1 de la presente invención, se observaron más puntos de hueso nuevo en las roscas de los tornillos siete días después de la implantación, y particularmente más puntos de formación de hueso nuevo se confirmaron en el caso de 50g de carga inmediata. Veintiocho días después de la implantación, se observó la formación de hueso nuevo en las superficies de las roscas de los tornillos, y se podrían confirmar más puntos de formación de hueso nuevo en el caso de particularmente 50 g de carga inmediata.

Como se muestra en la Fig. 7, en el caso del tornillo 1 de la presente invención, se pueden confirmar más puntos de formación de hueso nuevo de los formados alrededor de los otros dos tipos de tornillo independientemente de la presencia o la ausencia de carga inmediata. Esto puede ser porque el tornillo 1 de la presente invención era mejor que los otros dos tipos de tornillo en términos de biocompatibilidad. En particular, se observaron más puntos de formación de hueso nuevo en las secciones de tejido que rodeaban al tornillo 1 de la presente invención siete días después de la implantación (ver la Fig. 7(I) y (J)) de los observados alrededor de los otros 2 tipos de tornillos. Aquí, se puede decir que la composición de aleación amorfa del tornillo 1 de la presente invención es efectiva para la formación de hueso nuevo.

Como se muestra en la Fig. 8, el BIC del tornillo 1 de la presente invención era significativamente mayor siete días después de la implantación en comparación con los de los otros dos tipos de tornillos independientemente de la presencia o ausencia de carga inmediata. Además, 28 días después de la implantación, se confirmó que el BIC del tornillo 1 de la presente invención era significativamente mayor que los de los otros dos tipos de tornillos en el caso sin ninguna carga inmediata. Además, como se muestra en la Fig. 9, el BA del tornillo 1 de la presente invención era

significativamente mayor siete días después de la implantación en comparación con los de los otros dos tipos de tornillo en el caso sin ninguna carga inmediata. Se confirmó que el BA del tornillo 1 de la presente invención sometido a 50 g de carga inmediata era significativamente mayor que el del tornillo de titanio puro. Veintiocho días después de la implantación, se confirmó que el BA del tornillo 1 de la presente invención era significativamente mayor que los de los otros dos tipos de tornillos independientemente de la presencia o ausencia de carga inmediata. Estos resultados revelaron que después de la implantación, se formaron más puntos de hueso nuevo en la superficie del tornillo 1 de la presente invención de los que se formaron en los otros dos tipos de tornillo, y la masa de hueso nuevo creció a medida que pasaron los días. En consecuencia, se puede decir que el tornillo 1 de la presente invención después de la implantación se estabiliza más rápidamente que los otros dos tipos de tornillos, manteniendo una buena estabilidad.

Para la evaluación de la estabilidad del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención y un tornillo de titanio puro después de la implantación, se observaron los tejidos que rodean los tornillos siete días después de la implantación de los tornillos según tipo de tornillo (sin carga inmediata). El método de tinte empleado para la observación fue el mismo método que el de la Fig. 7. En la Fig. 10 se muestran fotografías al microscopio óptico de secciones tinte de cada tornillo siete días después de la implantación.

Como se muestra en la Fig. 10(a) a (c), en los casos del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención, se observaron más puntos de formación de hueso nuevo siete días después de la implantación que los formados alrededor del tornillo de titanio puro. Esto puede ser porque el tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención son mejores que el tornillo del titanio puro en términos de biocompatibilidad. Se puede decir que las composiciones de aleación amorfa del tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención son composiciones efectivas para la formación de hueso nuevo. Además, se puede decir que el tornillo 2 y el tornillo 3 de la presente invención después de la implantación se estabilizan más rápidamente que el tornillo de titanio puro, manteniendo una buena estabilidad.

Test de disolución

Se realizaron pruebas para comprobar la disolución de componentes de las aleaciones amorfas y el titanio puro que componen los tornillos 1-3 de la presente invención y un tornillo de titanio puro, respectivamente. En esta prueba, primero se añadieron 5,0 ml de fluido corporal simulado (pH 7,4) a 15 ml de tubo de plástico, y luego se introdujo en el fluido una película metálica con un área superficial de 384 mm² y formado de cada metal. Estos tubos se dispusieron en un baño termostático y se mantuvieron a 37°C durante siete días. Posteriormente, se midió mediante ICP-MS (Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometer, Espectrómetro de Masa de Plasma Acoplado Inductivamente) la cantidad de cada ion metal de Al, V, Ti, Ni, Cu, y Zr disuelto en los fluidos corporales simulados. Además, como "control", se midió la cantidad de cada ion metálico incluso en los casos en que no se añadió ninguna película metálica.

Los resultados de la medida se muestran en la Fig. 11. Como se muestra en la Fig. 11, se confirmó que los niveles de Ti disueltos eran menores, pero se confirmó que los niveles de Cu y Zr disueltos eran mayores en los casos de aleaciones amorfas ("Zr70", "Zr68", y "Zr72" en la Fig. 11) que componen los tornillos 1-3 de la presente invención que en el caso del titanio puro ("Ti puro" en la Fig. 11) que compone el tornillo de titanio puro. Son resultados naturales en vista de cada componente metálico. Además, el nivel de Ni disuelto, una causa principal de alergia al metal, de la aleación amorfa que compone cada uno de los tornillos 1-3 de la presente invención, era bajo y casi el mismo que del titanio puro que compone el tornillo de titanio puro, y no se observó ninguna diferencia significativa. En consecuencia, se considera que los tornillos 1-3 de la presente invención no presentan problemas relativos a alergias, de manera similar a los tornillos de titanio puro.

Medida de la movilidad del tornillo usando material tratado superficialmente

Se calentó a 350°C durante una hora un tornillo de anclaje ortodóncico (tornillo 1 de la presente invención) hecho de una aleación amorfa que tiene una composición de $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$, para producir un tornillo de anclaje ortodóncico hecho de una aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ (en adelante, denominado "tornillo tratado superficialmente"), donde la superficie se recubrió con cerámica de circonia. Se realizaron pruebas relativas a la movilidad del tornillo así fabricado usando ratas. Para la comparación, se sometió al tornillo 1 de la presente invención a la misma prueba. Se muestran en la Fig. 12(a) y (b) respectivamente el tornillo 1 de la presente invención y el tornillo tratado superficialmente usado para la prueba.

El método para comprobar la movilidad del tornillo utilizado en este documento fue el mismo método de la Fig. 5 y la Fig. 6. No se llevó a cabo ninguna carga inmediata. Los resultados de medir los valores Periotest se muestran en la Fig. 13. Como se muestra en la Fig. 13, siete días después de la implantación, el tornillo tratado superficialmente presentó el valor Periotest significativamente menor que el del tornillo 1 de la presente invención. Se puede decir que el tornillo tratado superficialmente tenía una alta estabilidad. Además, 28 días después de la implantación, el tornillo tratado superficialmente y el tornillo 1 de la presente invención presentaban ambas disminuciones en el valor Periotest, indicando una estabilidad mejorada. Sin embargo, no había ninguna diferencia significativa entre los dos. En consecuencia, se obtuvo un valor Periotest similar al de 28 días después de la implantación pronto en el caso del tornillo tratado superficialmente, y de ese modo se confirmó que el tornillo tratado superficialmente se estabiliza más rápidamente que el tornillo 1 de la presente invención.

Prueba de adhesión de célula usando material tratado superficialmente

5 Se cortaron con un tamaño de 6 x 6 mm una película de titanio puro (tipo 2; The Nilaco Corporation), una película de aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$, y una película de aleación amorfa tratada superficialmente $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$ que tiene la superficie recubierta de cerámica de circonia (preparada calentando una lámina de vidrio metálico a 350°C durante una hora). Después de la esterilización, se obtuvieron semillas de células de tuétano de hueso de rata, 2×10^4 células cada una, y se cultivaron. Para examinar la capacidad de adhesión de célula de las células después de 1 días de cultivo, se tintaron con actina (verde), vinculina (rojo) y núcleos (azul) mediante tinte por fluorescencia, y luego se observaron bajo un microscopio confocal. Los resultados de la observación se muestran en la Fig. 14.

10 Como se muestra en la Fig. 14, se confirmó la adhesión de célula a las superficies y el crecimiento de célula para todas las películas, la película de titanio puro, la película de aleación amorfa $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$, y la película de aleación amorfa tratada superficialmente $Zr_{70}Ni_{16}Cu_6Al_8$. En consecuencia, se puede decir que la aleación amorfa y la aleación amorfa tratada superficialmente que se utiliza para los miembros dentales de las realizaciones de la presente invención tienen una biocompatibilidad equivalente o mejor que la del titanio puro.

15 Como revelan los resultados experimentales anteriores, los miembros dentales de las realizaciones de la presente invención presentan rápidamente formación de hueso nuevo alrededor de un área sometida a implantación y son excelentes en cuanto a la estabilidad de la fijación al hueso tras la implantación en comparación con tornillos de aleación de titanio y tornillos de titanio puro. Además, los miembros dentales de las realizaciones de la presente invención presentan altos pares de extracción, de modo que los miembros dentales no se caen inadvertidamente después de la implantación, y pueden compensar descensos en la fricción mecánica debido a la disminución del área superficial después de la reducción de tamaño. En consecuencia, los miembros dentales de las realizaciones de la presente invención pueden tener un tamaño reducido menor que los miembros dentales convencionales de aleación de titanio y los miembros dentales de titanio puro. Por ejemplo, pueden fabricarse un tornillo de anclaje ortodóncico o un implante dental con una forma de tornillo donde el diámetro del núcleo de la parte roscada es tan delgado como 0,9 mm, como se muestra en la Fig. 15(a), y también con una forma de botón donde la longitud de la parte roscada es tan corta como alrededor de 2,5 mm, como se muestra en la Fig. 15(b).

25 Como se ha descrito anteriormente, los miembros dentales de realizaciones de la presente invención pueden tener un tamaño reducido más pequeño que los productos convencionales, de modo que los miembros dentales puede diseñarse como implantes ortodóncicos que no dañan las raíces de los huesos en la implantación, son completamente seguros para cuerpos vivos, y no se desprenden. Además, se utiliza el diseño de miembros dentales cortos como el mostrado en la Fig. 15(b), de modo que los miembros dentales se pueden implantar con seguridad en cualquier punto del hueso alveolar y el hueso palatino. Además, las cabezas de tornillo mostradas en la Fig. 15 están pensadas para la fijación de alambres de ligadura ortodóncica, goma elástica, o resortes helicoidales o para el uso de cables embebidos en los mismos. Las cabezas de tornillo no están limitadas a esas cabezas de tornillo diseñadas como se muestra en la Fig. 15 y pueden tener cualquier forma, siempre que puedan llevar a cabo esas funciones.

35

REIVINDICACIONES

1. Un miembro dental, que contiene una aleación amorfa que tiene una composición representada por la fórmula: $Zr_aNi_bCu_cAl_d$, donde a, b, c, y d denotan % at., y "a" oscila entre 67 a 73 % at., "b" oscila desde 11 a 17 % at., "c" oscila desde 5 a 13 % at., y "d" oscila desde 5 a 9 % at.
- 5 2. El miembro dental de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende un tornillo de anclaje ortodóncico o un implante dental.
3. El miembro dental de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende un tornillo de anclaje ortodóncico donde la parte roscada tiene un diámetro de núcleo de entre 0,5 mm y 1,0 mm o una longitud de entre 2 mm y 5 mm.
- 10 4. El miembro dental de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende un implante dental de tipo de una pieza donde la parte roscada tiene el diámetro más grande entre 0,5 y 2,9 mm y una longitud de entre 2 y 13,4 mm, o un implante dental de tipo de dos piezas donde la parte roscada tiene el mayor diámetro de entre 0,5 y 2,9 mm y una longitud de entre 2 y 5,9 mm.
5. El miembro dental de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde "c" oscila entre 7 a 13 % at., o "d" oscila desde 5 a 7 % at.
- 15 6. El miembro dental de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde "a" oscila desde 69 a 73 % at., "b" oscila desde 13 a 17 % at., "c" oscila desde 5 a 10 % at., y "d" oscila desde 5 a 9 % at.

Fig.1

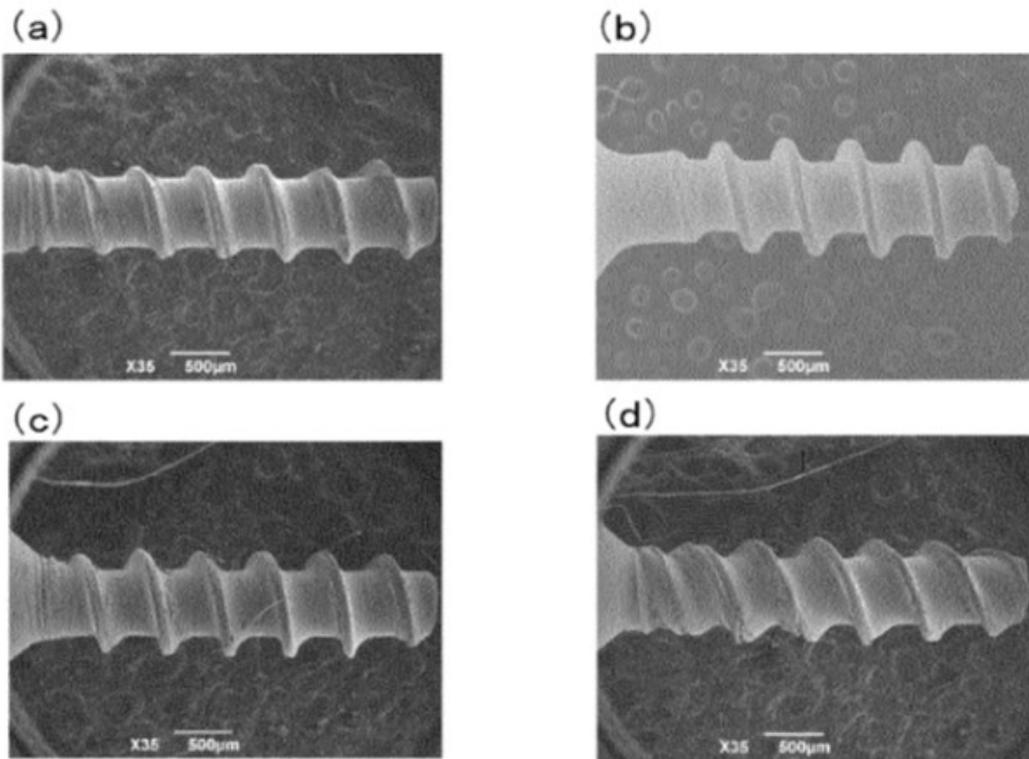


Fig.2

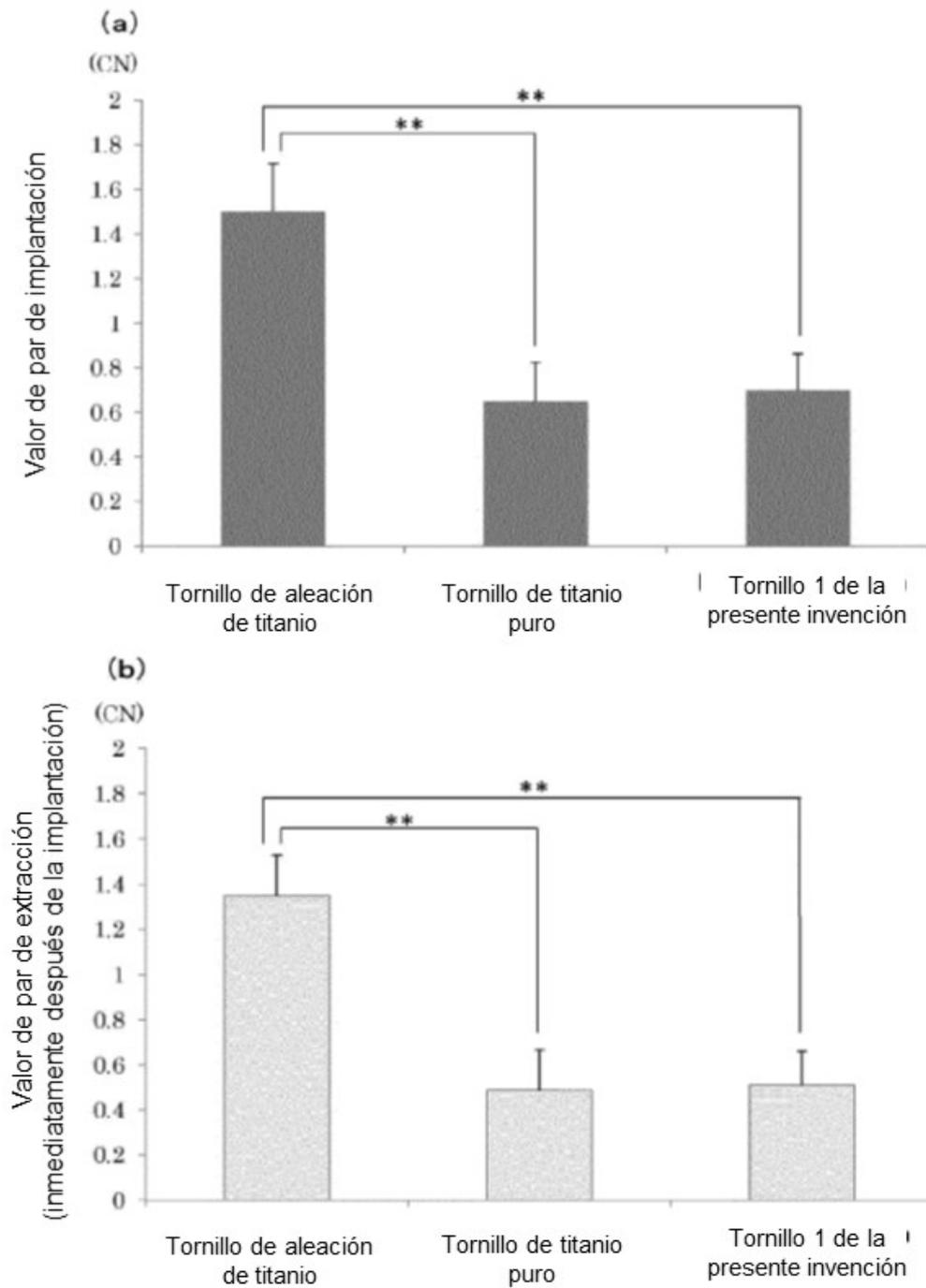


Fig.3

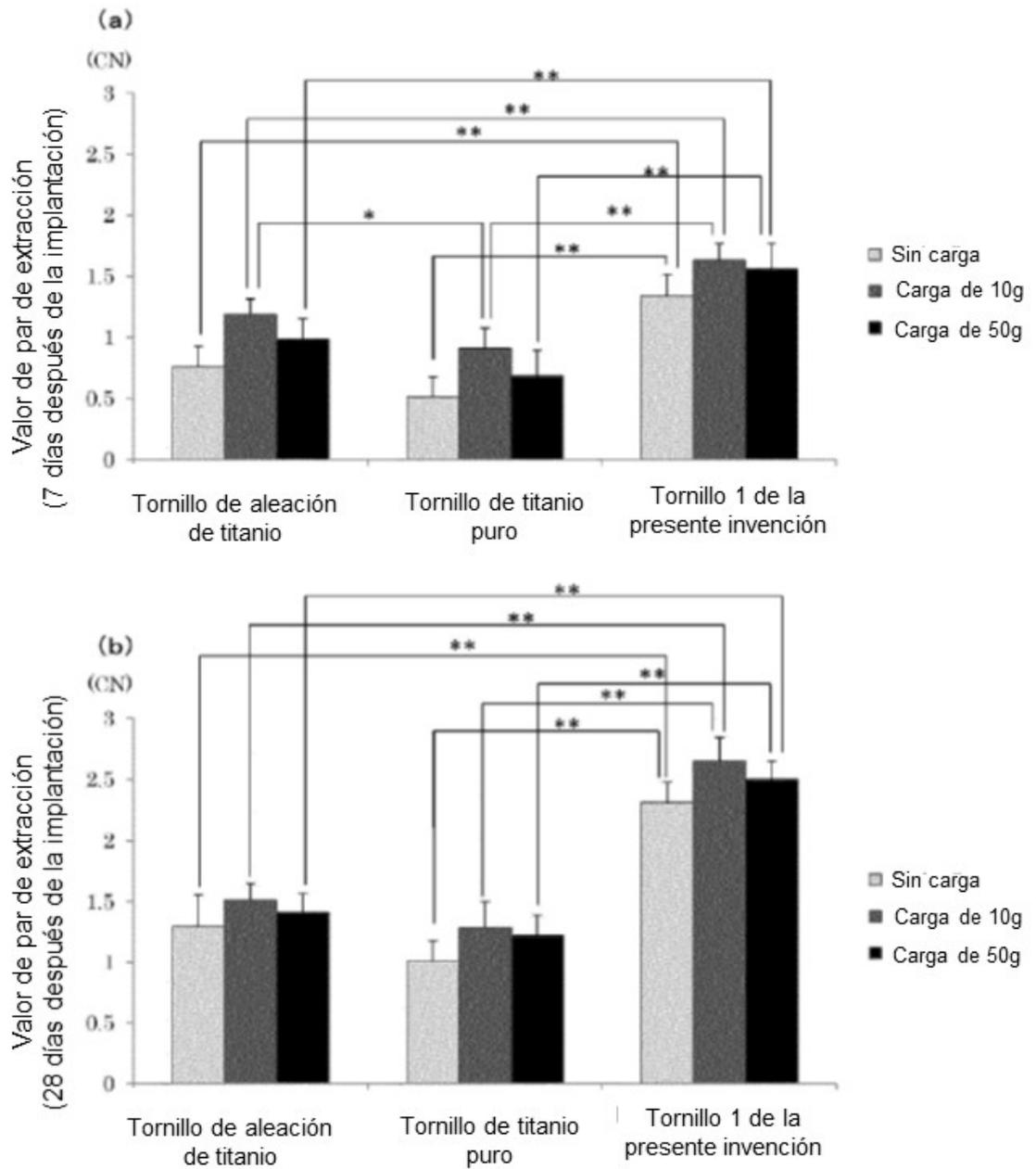


Fig.4

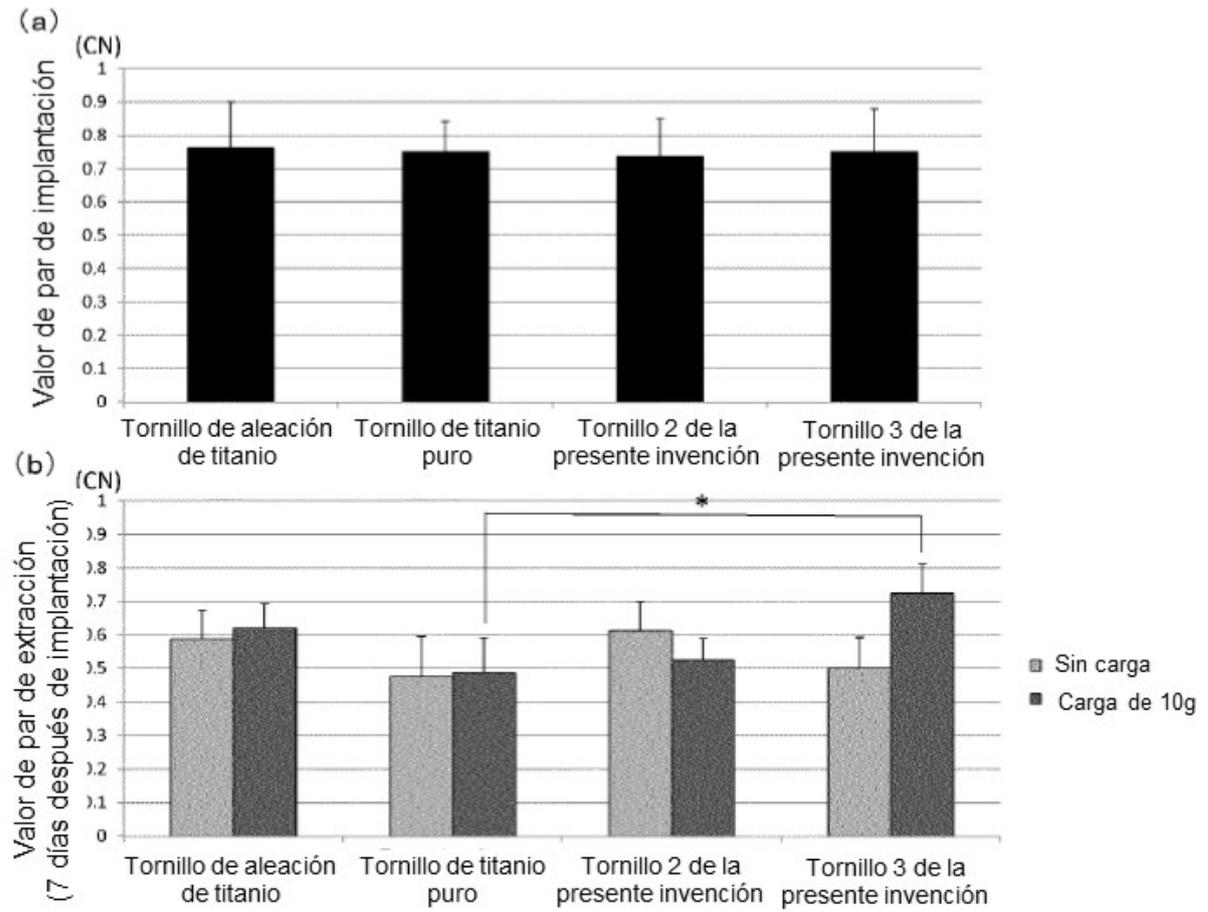


Fig.5

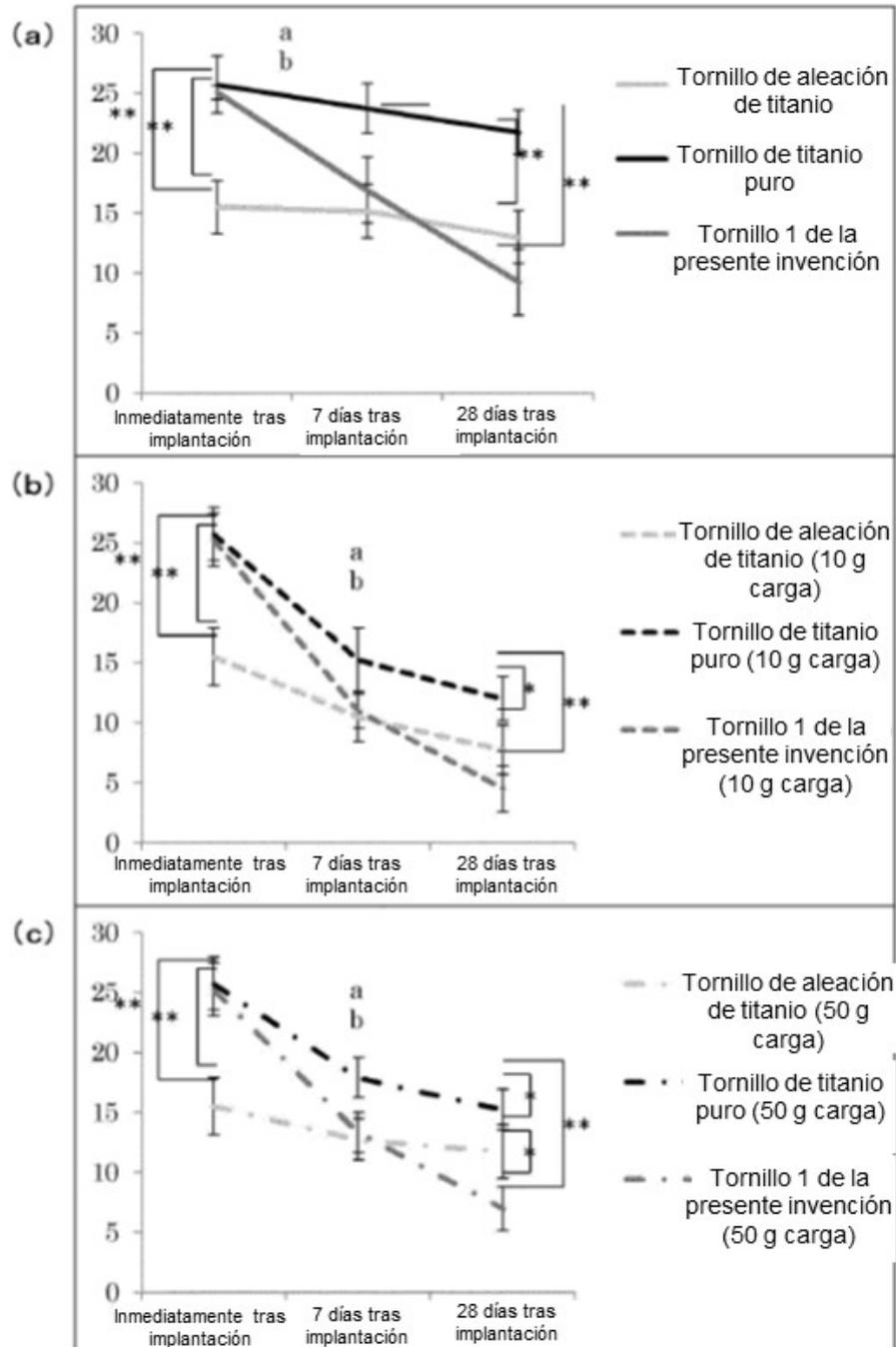


Fig.6

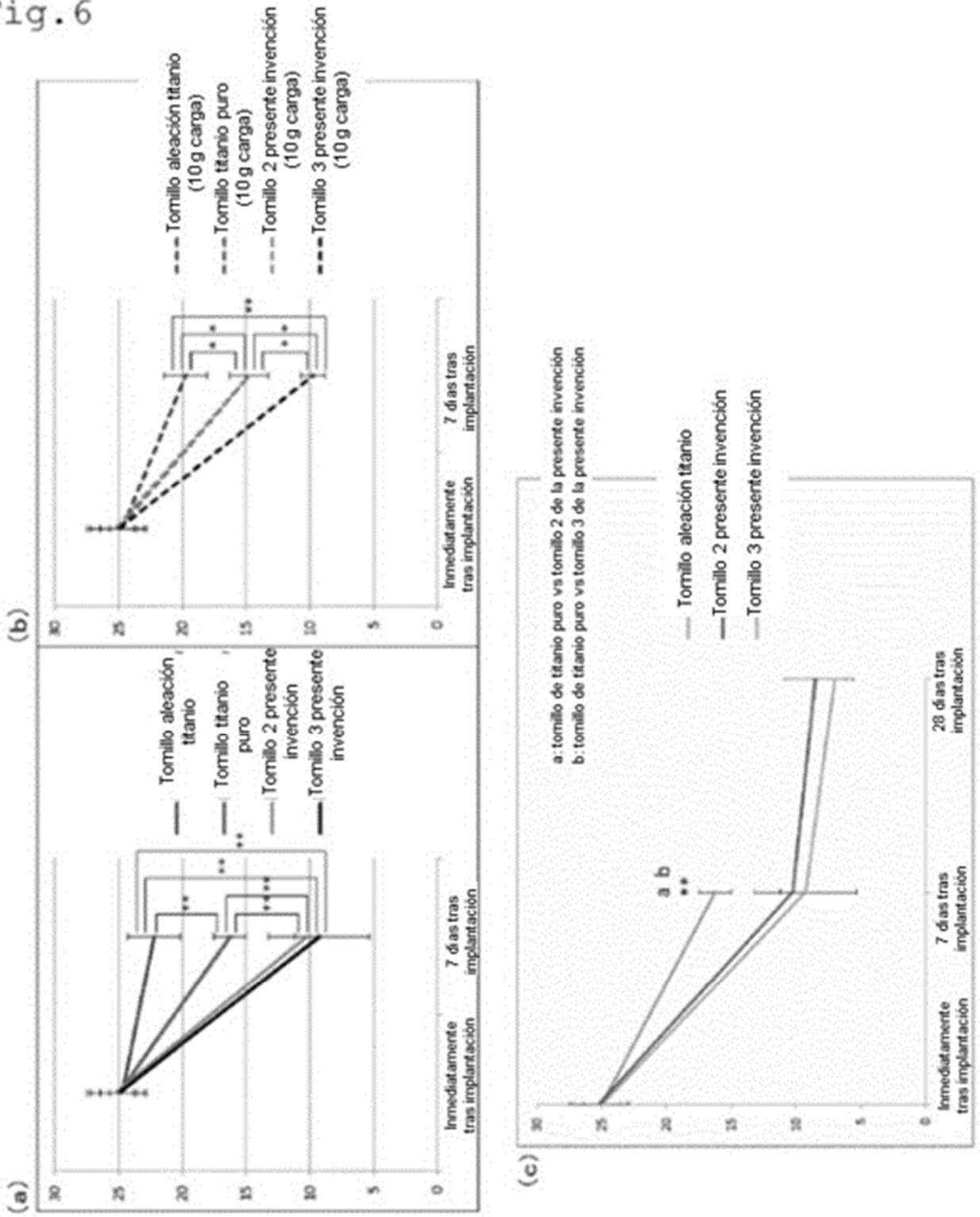


Fig.7

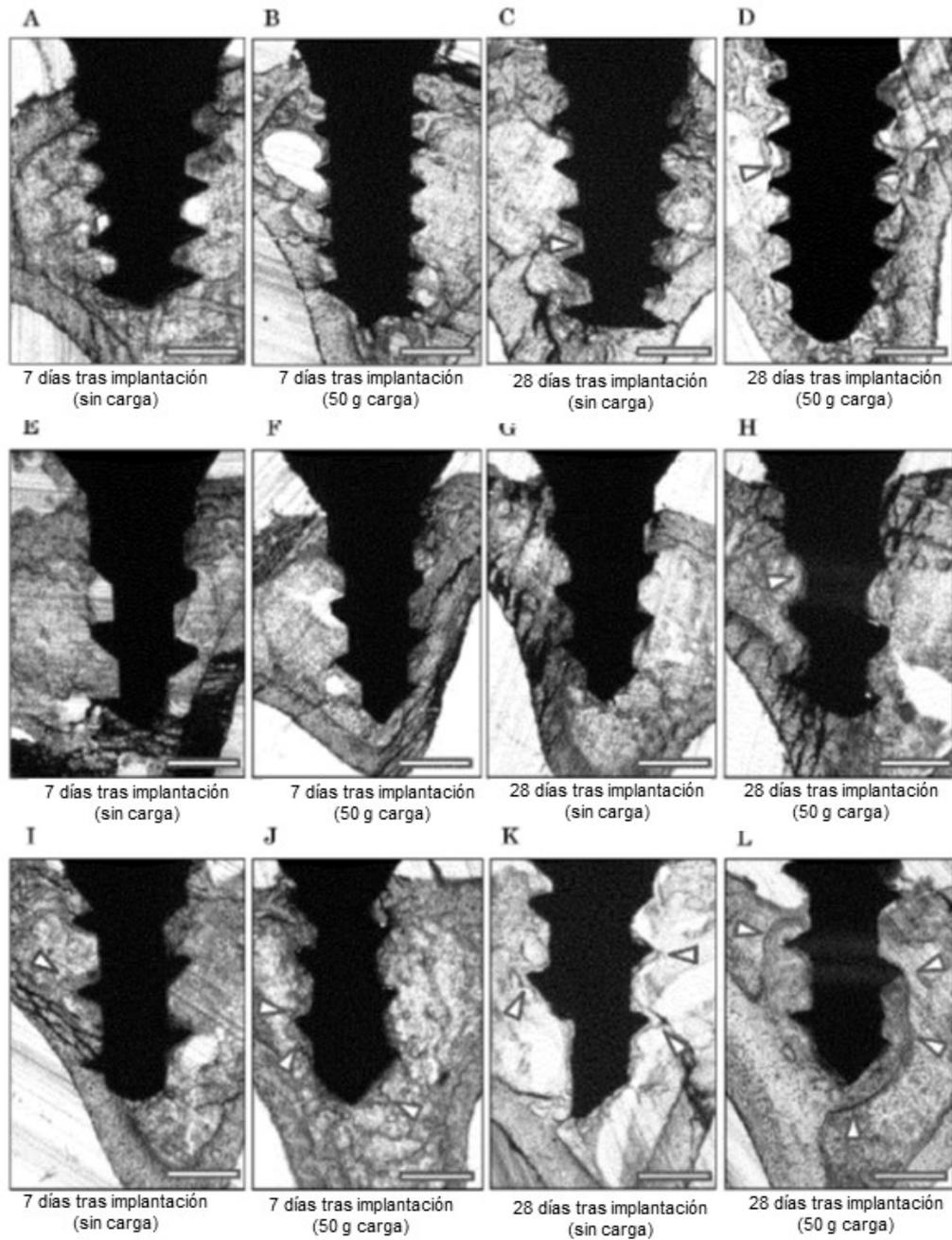


Fig.8

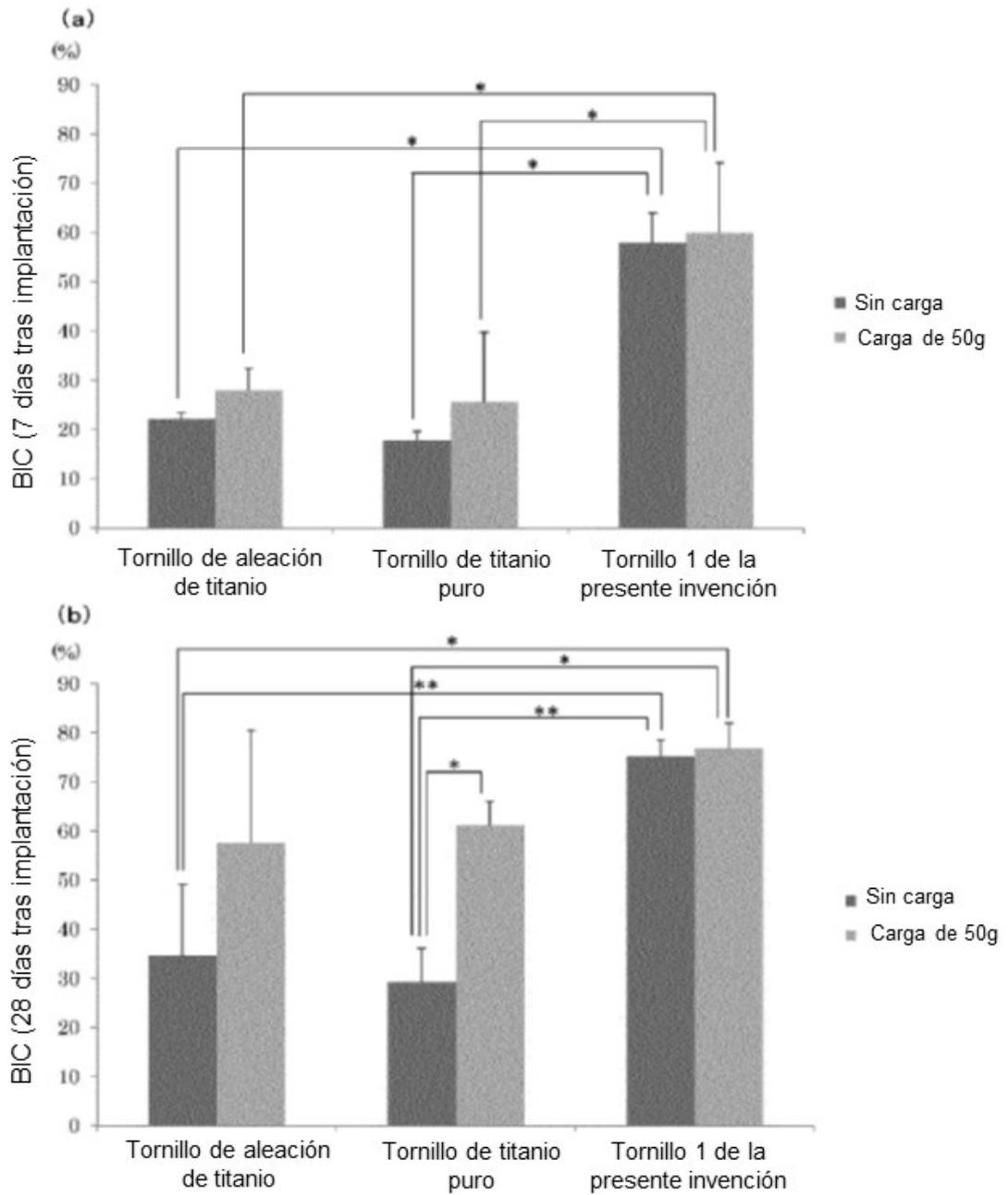


Fig.9

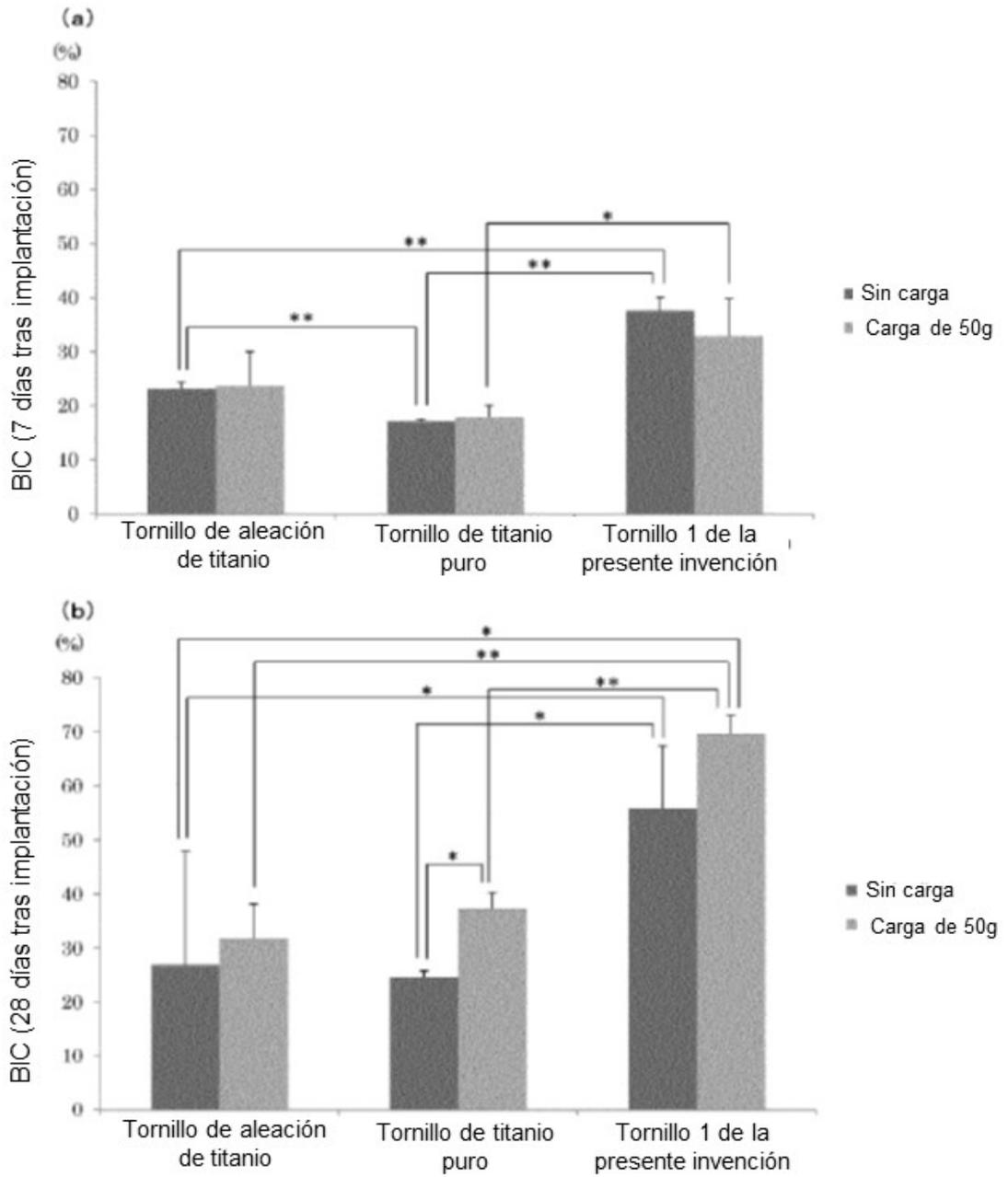
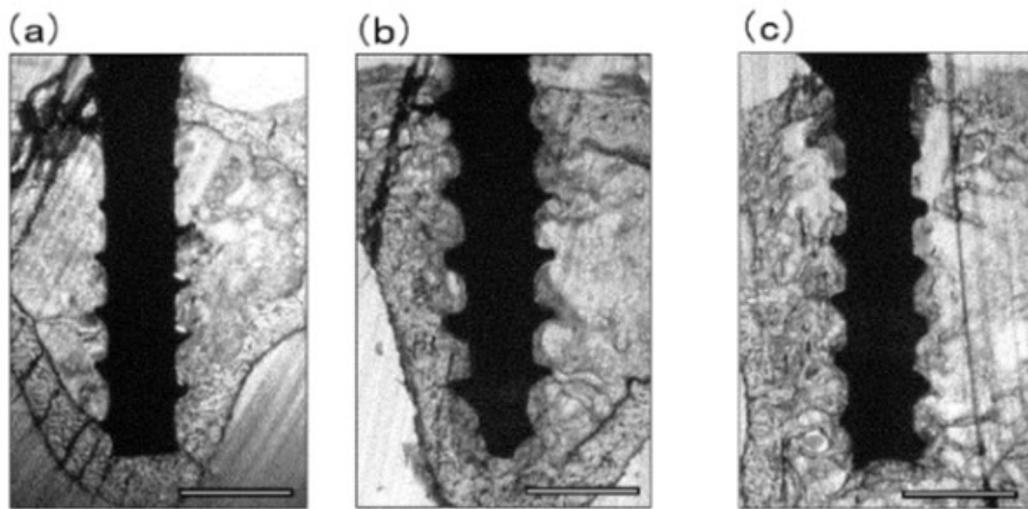


Fig.10



7 día tras la implantación

Fig.11

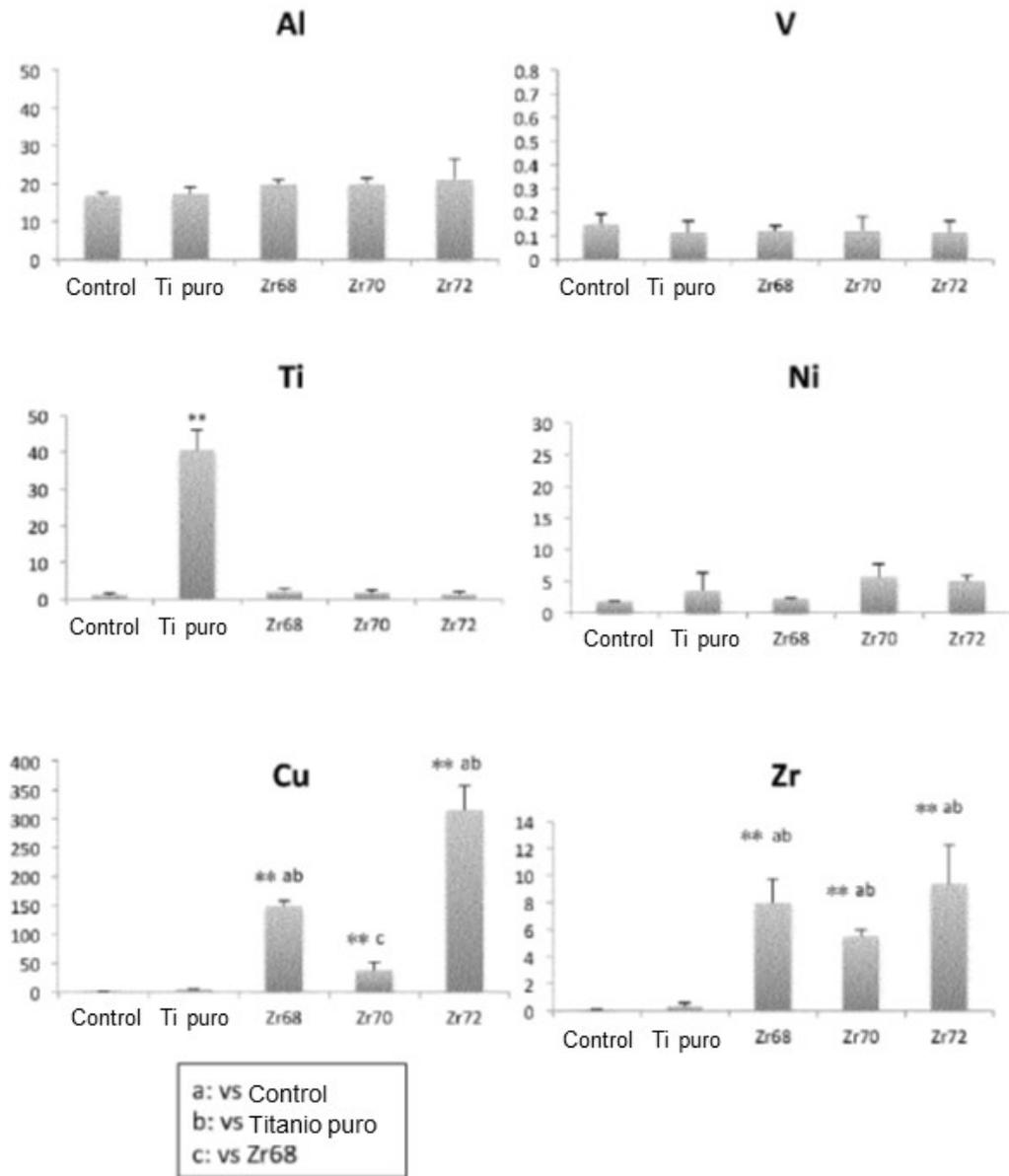


Fig.12

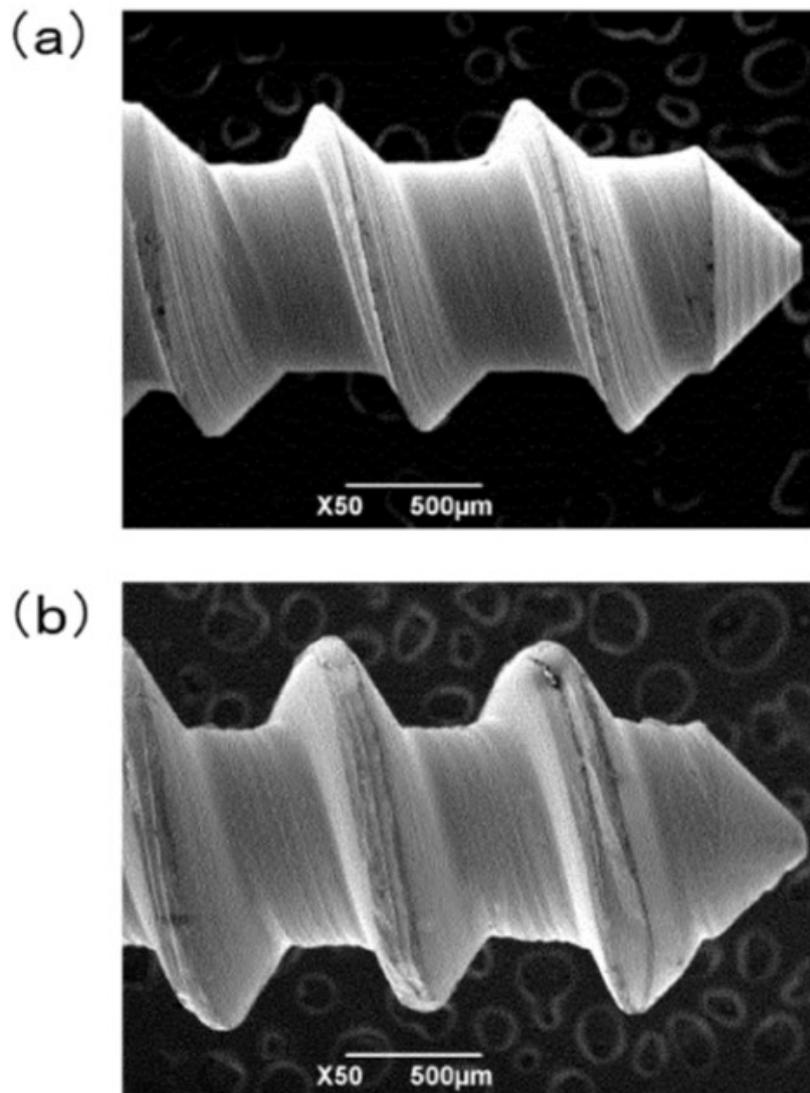


Fig.13

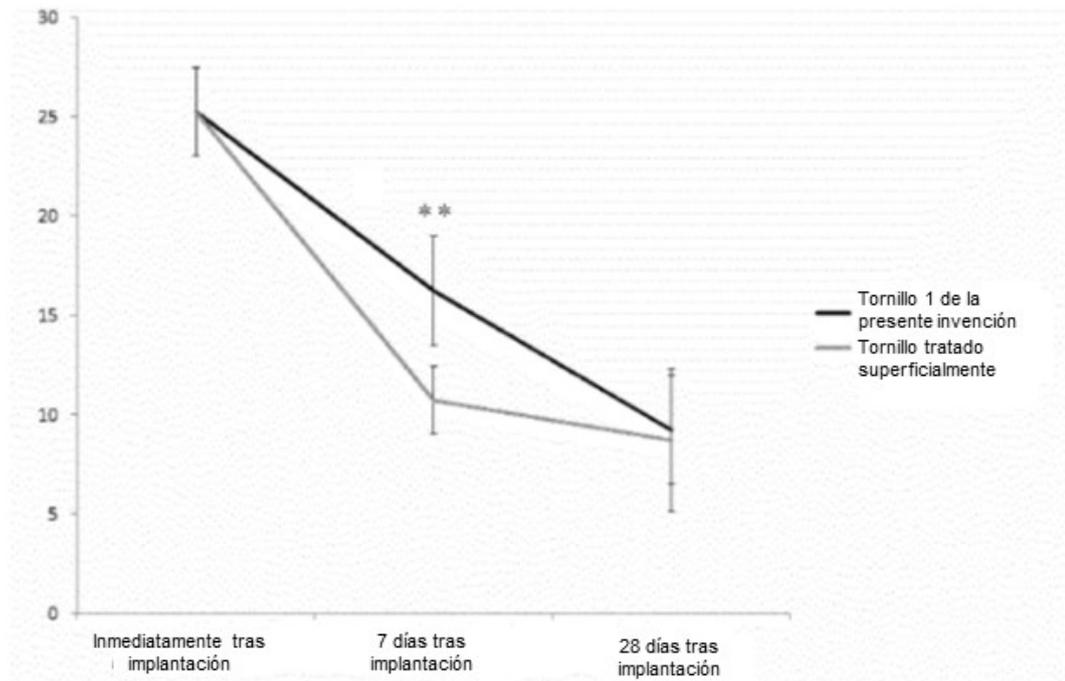
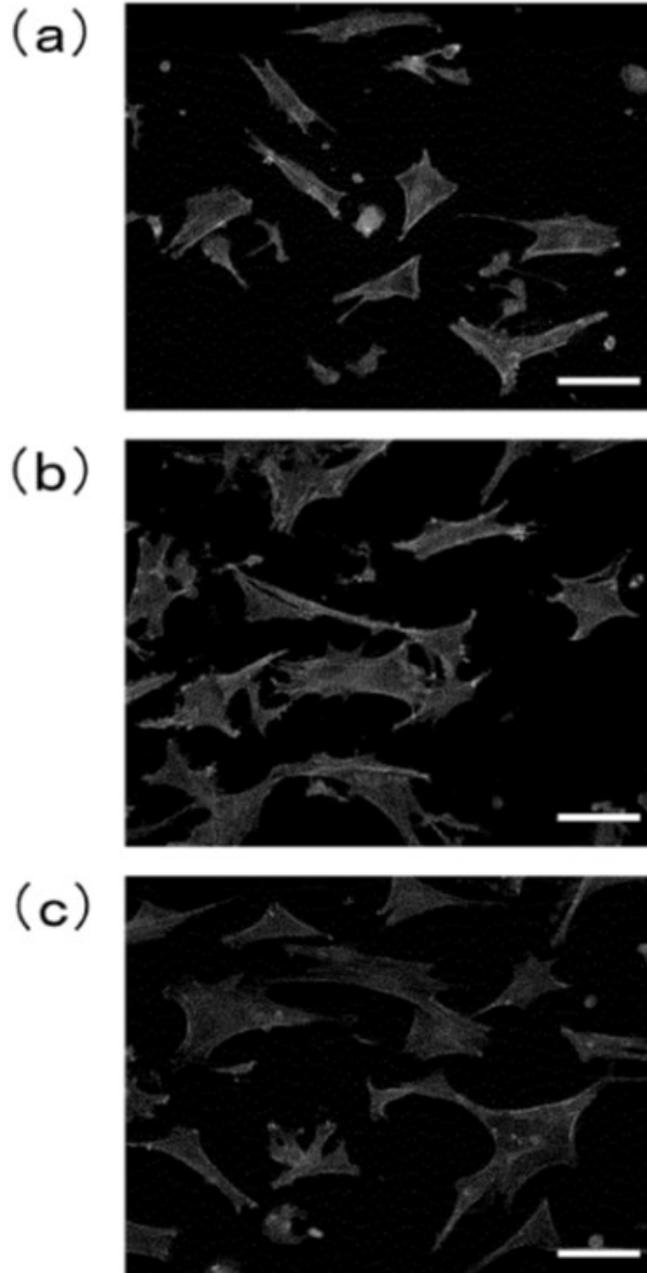


Fig.14

Lente objetivo x 20



Tamaño de barra = 100 μ m

Fig.15

