

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 945 875**

51 Int. Cl.:

C22C 23/06 (2006.01)
A61F 2/82 (2013.01)
A61L 27/04 (2006.01)
A61L 27/58 (2006.01)
C22C 23/04 (2006.01)
A61L 31/02 (2006.01)
A61L 31/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.12.2017** **PCT/JP2017/046768**
87 Fecha y número de publicación internacional: **19.07.2018** **WO18131476**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.12.2017** **E 17891541 (9)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.05.2023** **EP 3569723**

54 Título: **Aleación de magnesio**

30 Prioridad:

10.01.2017 JP 2017001887

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
10.07.2023

73 Titular/es:

FUJI LIGHT METAL CO., LTD. (50.0%)
2168, Nagasu, Nagasu-machi
Tamana-gun, Kumamoto 869-0192, JP y
JAPAN MEDICAL DEVICE TECHNOLOGY CO.,
LTD. (50.0%)

72 Inventor/es:

UEDA, HIRONORI;
INOUE, MASASHI y
SASAKI, MAKOTO

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 945 875 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

Aleación de magnesio

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a una aleación de magnesio. Específicamente, la presente invención se refiere a una aleación de magnesio para uso médico, que ofrece una biodegradabilidad controlada y una excelente deformabilidad.

Técnica antecedente

10 Tradicionalmente, se han perfeccionado diversos dispositivos metálicos médicos, tales como stents, grapadoras y articulaciones artificiales. Generalmente, una vez que un dispositivo metálico es implantado en un cuerpo vivo, el dispositivo metálico permanece en el cuerpo vivo a menos que sea retirado quirúrgicamente. En algún campo de aplicación, se desea que un dispositivo metálico mantenga su resistencia durante un determinado periodo de tiempo a partir del inicio de la implantación, mientras que por otro lado, se desea que el mismo dispositivo se degrade y sea absorbido en el cuerpo vivo después de la reparación del tejido vivo. El magnesio es un metal altamente bioseguro y de menos toxicidad, y resulta rápidamente degradado y absorbido en los fluidos corporales. Por consiguiente, se han llevado a cabo diversas tentativas para obtener magnesio y aleaciones de magnesio utilizadas como materiales metálicos biodegradables para uso médico.

15 Por ejemplo, el Documento de Patente WO 2007/108450 describe un material biodegradable médico a base de magnesio que incluye magnesio cristalizado o una aleación de magnesio, y óxidos de magnesio e hidróxidos de magnesio formados sobre las superficies de los cristales por oxidación anódica. Este documento describe que, cuando el material a base de magnesio contiene un segundo componente distinto del magnesio, el segundo componente es segregado en bordes o fronteras de grano de cristales con una concentración no inferior a 1,2 veces la concentración media del segundo componente dentro de los cristales.

20 El documento JP 2012082474 describe un cuerpo lineal que comprende una aleación de magnesio que contiene entre un 0,1 y un 6% en masa de Zn, de un 0,4 a un 4% en masa de Ca, y el resto de Mg e impurezas inevitables.

25 Ma et al. se centra en la obtención de una aleación de magnesio con unas biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y propiedades mecánicas satisfactorias y describe que una aleación de Mg - 3Zn - 0,8 Zr - 1 Mn muestra una resistencia a la corrosión óptima (Microestructura y propiedades de una aleación de Mg - 3Zn - 0,8 - Zrx Mn, TRANSACCIÓN DE MATERIALES Y TRATAMIENTO TÉRMICO, vol. 36, No. 2, 27-31).

30 Gui et al., describe la designación de una aleación de Mg - 3,0 Gd - 2,7 Zn - 0,4 Zr - 0,1 Mn (Propiedades mecánicas y de corrosión de una aleación biodegradable de Mg - Gd - Zn - Zr - Mn biodegradable mediante extrusión en caliente, Journal de aleaciones y compuestos, vol. 685, 222-230).

Ninguna de estas técnicas anteriores controla las cantidades de impurezas inevitables de la aleación de magnesio.

[Documento Relacionado]

[Documento de Patente]

[Documento de Patente 1] WO 2007/108450

35 [Documento de Patente 2] JP 2012082474

Sumario de la invención**Problemas a resolver por la invención**

40 Cuando una aleación de magnesio es utilizada como material médico biodegradable, se requiere que el material mantenga su resistencia hasta que resulte restablecido el tejido vivo de la parte afectada. En estado de contacto con un fluido corporal, la corrosión galvánica de la aleación de magnesio avanza rápidamente cuando la aleación de magnesio entra en contacto con un metal eléctricamente más noble. Por tanto, es preferente evitar la separación de fase de la fase matriz de una aleación de magnesio para evitar la rápida corrosión. Cuando se utiliza una aleación de magnesio como material de un dispositivo médico deformable, por ejemplo los stents, la aleación, de modo preferente, presenta una deformabilidad (ductilidad) apropiada y que está exenta de precipitados gruesos (compuestos) los cuales pueden actuar como puntos de inicio de una ruptura después de la deformación.

45 Un objetivo de la presente invención es proveer una aleación de magnesio que presente una tasa de corrosión adecuadamente controlada y una excelente deformabilidad.

Medios para resolver el problema

Una aleación de magnesio de acuerdo con la presente invención contiene, en un porcentaje en masa, de un 1,0 a un 2,0% de Zn, de un 0,05 a un 0,80% de Zr, de un 0,05 a un 0,40% de Mn, y compuesto el resto por Mg e impurezas inevitables, siendo un contenido total de las impurezas inevitables de 30 ppm o menos.

5 La aleación de magnesio de la presente invención presenta una microestructura en la que precipitados finos que contienen Zr están dispersos en una aleación compuesta por una solución sólida monofásica. Dado que la aleación presenta una excelente deformabilidad (ductilidad, elongabilidad) y una matriz monofásica, es posible evitar la corrosión debida a la diferencia de potencial y a la aparición de compuestos de magnesio que pueden actuar como puntos de inicio de ruptura después de la deformación.

10 La aleación de magnesio anteriormente descrita puede también comprender, en % en masa, un 0,005% o más y menos un 0,20% de Ca.

De modo preferente, en la aleación de magnesio anteriormente descrita, una cantidad de Fe, Ni, Co y Cu contenida como impurezas inevitables es inferior a 10 ppm. En la aleación de magnesio de dicha constitución, es posible suprimir aún más la tasa de degradación.

15 De modo preferente, la aleación de magnesio está exenta de elementos de tierras raras y de aluminio.

La aleación de magnesio anteriormente descrita puede presentar un tamaño medio de grano de cristal de 1 a 10 μm .

La aleación de magnesio puede presentar, en los valores medidos de acuerdo con la norma JIS Z2241, una resistencia a la tracción de 230 a 380 MPa, un límite de elasticidad de 180 a 300 MPa, y una elongación a la ruptura (elongación después de la ruptura) de un 10 a un 30%.

20 De modo preferente, la aleación de magnesio anteriormente descrita no incluye precipitados con un tamaño de grano de 500 nm o más.

Un dispositivo médico de acuerdo con la presente invención es un dispositivo médico que incluye un miembro metálico que incluye la aleación de magnesio anteriormente descrita de acuerdo con la presente invención. En dicho dispositivo médico, una forma del miembro metálico deformado en un cuerpo puede ser mantenida de manera estable. Por tanto, es posible controlar de forma apropiada la biodegradabilidad del miembro metálico.

25

Breve descripción de los dibujos

La presente invención se comprenderá de manera más acabada a partir de la descripción subsecuente de sus formas de realización preferentes, tomadas en combinación con los dibujos que se acompañan. Sin embargo, las formas de realización y los dibujos se ofrecen únicamente a efectos ilustrativos y explicatorios, y no deben ser considerados en modo alguno como limitativos del alcance de la presente invención, alcance que está únicamente determinado por las reivindicaciones adjuntas.

30

La Fig. 1 es una imagen SEM (Microscopio Electrónico de Escaneo) que muestra una microestructura de una aleación de magnesio de acuerdo con el Ejemplo 1 de la presente invención.

35 La Fig. 2 es una imagen SEM que muestra una microestructura de la aleación de magnesio de acuerdo con el Ejemplo 6 de la presente invención.

La Fig. 3 es una imagen SEM que muestra una microestructura de la aleación de magnesio de acuerdo con el Ejemplo Comparativo 1 de la presente invención.

Descripción de formas de realización

Formas de realización se describirán en las líneas que siguen.

40 [Aleación de magnesio]

Una aleación de magnesio de acuerdo con la presente invención contiene, en % en masa, de un 1,0 a un 2,0% de Zn, de un 0,05 a un 0,80% de Zr, de un 0,05 a un 0,40% de Mn, y el resto compuesto por Mg e impurezas inevitables. La aleación de magnesio puede además contener, en % en masa, un 0,005% o más y menos de un 0,20% de Ca. Esto es, la aleación de magnesio anteriormente descrita puede contener, en un % en masa, de un 1,0 a un 2,0 % de Zn, de un 0,05 a un 0,80% de Zr, de un 0,05 a un 0,40% de Mn, un 0,005% o más y menos un 0,20% de Ca, y el resto compuesto por Mg e impurezas inevitables.

45

La aleación de magnesio de la composición anteriormente descrita está elaborada para que presente una estructura de aleación de tipo solución sólida completa que comprenda una matriz monofásica. Por tanto, es posible evitar el problema de la corrosión provocada por la diferencia de potencial debida a la separación de fase de la aleación de magnesio. Así mismo, dado que se evita la generación de los precipitados gruesos (los cuales pueden servir como

50

puntos de inicio de la ruptura), es posible reducir la posibilidad de ruptura durante y después de la deformación. Se añade Zr para reducir los tamaños de grano de los cristales de la aleación y los precipitados de forma. Sin embargo, aquellos precipitados que contienen Zr presentan un tamaño nanométrico y están dispersos en la fase matricial y, por tanto, su influencia en la deformación y corrosión de la aleación es casi desdéniable. Por ejemplo, la Fig. 1, la Fig. 2 y la Fig. 3 muestran imágenes SEM del Ejemplo 1 descrito más abajo, del Ejemplo 6 y del Ejemplo Comparativo 1, respectivamente. En cada una de las figuras la aleación de magnesio aparece como la región más oscura con cierto contraste, y la barra blanca de la parte inferior de la figura es una incrustación de 1 µm. En la Fig. 1, solo se observa un pequeño número de precipitados con unos tamaños de grano inferiores a 500 nm, dentro de los granos del cristal. En la Fig. 2, se observan precipitados con un tamaño de grano que sobrepasa los 500 nm en los límites de los granos del cristal. En la Fig. 3, además de los precipitados observados en los límites de granos de los cristales, se observan numerosos puntos con diferente contraste, dentro de los granos de cristal, indicando la aparición de compuestos generados en la separación de fase.

El Zinc (Zn), en % en masa, un 1,0% o más y un 2% o más.

Se añade Zn para formar una solución sólida con Mg y para potenciar la resistencia y la elongación de la aleación. Cuando la cantidad de Zn es inferior a un 1,0%, no se puede obtener el efecto previsto. Cuando la cantidad de Zn sobrepasa el 2,0%, el contenido en Zn sobrepasa el límite de sólido – solubilidad, lo que se traduce en la formación no deseada de precipitados ricos en Zn que reducen la resistencia a la corrosión. Por tanto, la cantidad de Zn es regulada hasta un 1,0% o más y a un 2,0% o menos. El contenido de Zn puede ser inferior a un 2,0%. De modo preferente, el contenido en Zn es de un 1,4% o más y de un 1,7% o menos.

Zirconio (Zr): en % en masa, un 0,05% o más y un 0,80% o menos.

El Zr a duras penas forma una solución sólida con el Mg, y forma precipitados de grano fino, impidiendo de esta manera el engrosamiento de los granos de cristal de la aleación. Cuando la cantidad de Zr es inferior a un 0,05%, no se pueden obtener los efectos de la adición de Zr. Cuando la cantidad de Zr sobrepasa el 0,80%, se forman precipitados en cantidad excesiva, reduciendo con ello la procesabilidad de la aleación. Por tanto, la cantidad de Zr es regulada hasta un 0,05% o más y hasta un 0,80% o menos. De modo preferente, el contenido en Zr es de un 0,2% o más o de un 0,6% o menos.

Manganeso (Mn): en % en masa, un 0,05% o más y un 0,40% o menos.

El Mn presenta los efectos de refinar el tamaño de grano de la aleación y de potenciar la resistencia a la corrosión de la aleación. Cuando la cantidad de Mn es inferior a 0,05%, no se puede obtener el efecto previsto. Cuando la cantidad de Mn sobrepasa el 0,40%, se degrada la manejabilidad del trabajo en plástico. Por tanto, la cantidad de Mn se regula hasta un 0,5% o más o hasta un 0,40% o menos. Por tanto, el contenido de Mn se regula a un 0,05% o más y a un 0,40% o menos. De modo preferente, el contenido de Mn es de un 0,2% o más y de un 0,4% o menos.

Calcio (Ca): en caso necesario, en % en masa, un 0,05% o más y menos de un 0,20%.

Opcionalmente, se puede añadir Ca a la aleación de magnesio, dado que la adición de Ca permite esperar que se potencie la resistencia a la corrosión manteniendo al tiempo la resistencia de la aleación de magnesio. Cuando la cantidad de Ca es inferior al 0,5%, la adición de Ca no añade ningún efecto. Cuando se añade un 0,20% o más de Ca, tienden a formarse precipitados, haciendo con ello imposible obtener un completo sólido – solución monofásica. Por tanto, cuando se añade Ca, la cantidad de Ca se regula para que alcance un 0,5% o más y menos de un 0,20%. La cantidad preferente de Ca es de 0,05% o más o menos de un 0,10%.

[Impurezas inevitables]

Es preferente controlar la cantidad de impurezas inevitables cuando la aleación de magnesio se utilice como material médico. Dado que los Fe, Ni, Co y Cu potencian la corrosión de la aleación de magnesio, es preferente controlar una cantidad de cada uno de estos elementos para que sea inferior a 10 ppm, respectivamente, de modo más preferente de 5 ppm o menos. De modo preferente, la aleación de magnesio está sustancialmente exenta de estos elementos. De acuerdo con la invención, la cantidad total de impurezas inevitables es controlada para que sea de 30 ppm o menos, de modo más preferente de 10 ppm o menos. De modo preferente, la aleación de magnesio está sustancialmente exenta de elementos de tierras raras y de aluminio. Cuando una cantidad de un elemento de impureza de la aleación sea inferior a 1 ppm, se considera que la aleación está sustancialmente exenta de elementos de impurezas. La cantidad de impurezas inevitables puede ser determinada, por ejemplo, por espectrometría de emisión ICP.

[Producción de aleación de magnesio]

La aleación de magnesio anteriormente descrita puede producirse, de acuerdo con el procedimiento de producción habitual con aleaciones de magnesio, depositando metales molidos o aleaciones de Mg, Zn, Zr y de Mn y, cuando sea necesario de Ca en un crisol, fundiendo los metales molidos y / o las aleaciones en el crisol a una temperatura de 650 a 800° C para formar una aleación molida y vaciando la aleación fundida. Cuando sea necesario, la aleación moldeada es sometida a un tratamiento de solución térmica. Los metales exentos de elementos de tierras raras (y exentos de

aluminio) son utilizados como metales molidos. Es posible suprimir las cantidades de Fe, Ni y de Cu en las impurezas mediante el uso de metales molidos de gran pureza. El Fe, el Ni y el Co de las impurezas de la aleación fundida pueden ser retirados mediante un tratamiento de extracción de hierro. Así mismo, o como alternativa, es posible utilizar metales molidos producidos por refinado de destilación.

5 [Microestructura metálica y propiedades mecánicas de la aleación]

Mediante los controles anteriormente descritos del proceso de composición y producción, es posible obtener una aleación de magnesio con un tamaño de granos de cristal medio de 1 a 10 μm . Los precipitados finos con Zr pueden ser controlados para que presenten un tamaño de grano inferior a 500 nm. La fase matriz excepto en relación con los precipitados de Zr es un completo sólido – solución de una aleación ternaria de Mn – Zn – Mn o un completo sólido – solución de una aleación cuaternaria de Mg – Zn – Mn – Ca.

Como propiedades mecánicas obtenidas de acuerdo con la norma JIS Z2241, la aleación presenta una resistencia a la tracción de 230 a 380 MPa, un límite de elasticidad de 180 a 330 MPa, y una elongación a la ruptura de un 10 a un 30%. En el experimento de corrosión llevado a cabo para obtener un índice de biodegradabilidad, la tasa de degradación de la aleación se mantuvo de modo que fuera inferior a la del magnesio puro.

15 [Dispositivo médico]

La aleación de magnesio de acuerdo con la presente invención presenta unas excelentes ductilidad y biodegradabilidad con una velocidad de degradación controlada de forma que sea menor que la del magnesio puro. Así mismo, la aleación de magnesio es controlada de manera que incorpore unos componentes y que sus concentraciones no provoquen biotoxicidad. Por tanto, la aleación de magnesio ofrece propiedades excelentes como metal para uso médico. La aleación de magnesio de la presente invención, puede ser adecuadamente utilizada como miembros de metal que constituyan dispositivos médicos tales como stents, grapadoras, tornillos, placas, bobinas, o similares.

EJEMPLOS

[Preparación de la aleación de magnesio]

Como materias primas se prepararon Calcio y metales molidos de gran pureza de Mg, Zn, Mn y Zr. Los respectivos componentes fueron pesados como constitutivos de la concentración de componentes mostrada en la Tabla 1, y fueron colocados en un crisol, y fueron fundidos a 730° C. Cada fusión fue agitada en el crisol, y fue vaciada para formar un lingote. Se consiguió que las aleaciones de magnesio así obtenidas de los Ejemplos 1 a 7 tuvieran una relación de mezcla en el intervalo de la presente invención, y se consiguió que la aleación de magnesio del Ejemplo Comparativo 1 tuviera una relación de mezcla fuera del intervalo de la presente invención. Los elementos de tierras raras y del aluminio no se contuvieron en las materias primas incluso como impurezas inevitables. En los Ejemplos 1 a 6 y en el Ejemplo Comparativo 1, se aportó magnesio a partir de un metal de magnesio molido con un nivel de pureza de un 99,99% con una baja concentración de impurezas de Cu, y las aleaciones fundidas en el crisol fueron sometidas a un tratamiento de extracción de hierro para eliminar el hierro y el níquel de las aleaciones fundidas. El Ejemplo 7 fue preparado de manera que presentara una concentración de relativamente elevadas impurezas mediante la selección de materias primas, y la omisión del elemento de extracción del hierro. Fueron medidas las concentraciones de impurezas de las muestras así obtenidas utilizando un espectrómetro de emisión ICP (AGILENT 720 ICP – OES fabricado por Agilent Technologies). Los componentes de los Ejemplos y del Ejemplo Comparativo se muestran en la Tabla 1. En cada uno de los Ejemplos 1 a 6 y en el Ejemplo Comparativo 1, la cantidad total de impurezas no fue superior a 30 ppm, y las respectivas concentraciones de Fe, Ni y Cu no fueron superiores a 9 ppm, y no se detectaron Al ni elementos de tierras raras. En el Ejemplo 7, la cantidad total de impurezas sobrepasó los 30 ppm y las respectivas concentraciones de F, Ni y Cu fueron cada una de 10 ppm o más. Las concentraciones de componentes y las concentraciones de impurezas de Fe, Ni, Co, Cu de los Ejemplos y del Ejemplo Comparativo se muestran en la Tabla 1. El ND de la Tabla indica que la cantidad no estuvo por debajo del límite de detección.

Tabla 1

	Componentes de concentración (% en masa)					Concentración de impurezas (ppm)			
	Mg	Zn	Mn	Zr	Ca	Fe	Ni	Co	Cu
Ejemplo 1	Resto	1,5	0,3	0,5	0,05	8	8	ND	1
Ejemplo 2	Resto	1,0	0,3	0,5	0	6	8	ND	1
Ejemplo 3	Resto	1,9	0,3	0,5	0	9	9	ND	1
Ejemplo 4	Resto	1,5	0,3	0,5	0	5	5	ND	1
Ejemplo 5	Resto	0,9	0,3	0,5	0,05	7	8	ND	1

Ejemplo 6	Resto	1,5	0,3	0,5	0,05	8	6	ND	1
Ejemplo 7	Resto	1,5	0,3	0,5	0,05	12	12	ND	23
Ejemplo Comparativo 1	Resto	2,1	0,3	0,5	0,05	8	7	ND	2

[Medición de propiedades mecánicas]

5 Las aleaciones de los Ejemplos y del Ejemplo Comparativo fueron respectivamente trabajadas para obtener barras redondas mediante extrusión térmica y cada barra fue sometida a mediciones de resistencia a la tracción, límite de elasticidad, y elongación a la ruptura, de acuerdo con la norma JIS Z2241. Los resultados se muestran en la Tabla 2.

[Observación de la microestructura metálica]

10 Se practicó un corte en sección de cada barra extruida para obtener una superficie limpia mediante bombardeo iónico de Ar. La superficie limpia fue observada utilizando un microscopio electrónico de escaneo (JEOL SDM – 7000F), y el tamaño medio de grano fue medido utilizando el procedimiento de difracción de electrones por retrodispersión (EBSD). Los resultados se muestran en la Tabla 2. También se observó la aparición de precipitados en el área de observación de 2 mm x 2 mm de cada muestra. Cuando no se observaron precipitados con un tamaño de grano de 500 nm o más en el área de observación de una muestra, la muestra fue evaluada como A. Cuando se observaron precipitados con un tamaño de grano de 500 nm o más en el área de observación de la muestra, la muestra fue evaluada como B. Cuando la fase matriz mostró una separación de fase dentro de dos o más fases, la muestra fue evaluada como C.

15 Los resultados se muestran en la Tabla 2.

[Medición de la degradabilidad]

20 De cada aleación se obtuvo una muestra con forma de disco de 10 mm de diámetro y 1 mm de grosor. Después de un pulido de espejos por ambas caras, cada muestra fue sumergida en una solución salina fisiológica a 37° C. Después de eliminar el producto de la corrosión, se evaluó la degradabilidad de la muestra (como indicador de la biodegradabilidad) en base a la pérdida de peso de la muestra después del experimento en comparación con el peso de la muestra antes del experimento. Los resultados se muestran en la Tabla 2.

Tabla2

	Resistencia (MPa)	Límite elasticidad (MPa)	Elongación n (%)	Tamaño del grano medio (µm)	Degradabilidad (mm/y)	Resultado de microestructura y observación
Ejemplo 1	250	195	15	7	1,37	A
Ejemplo 2	230	180	20	9	1,42	A
Ejemplo 3	260	210	16	6	1,63	A
Ejemplo 4	260	195	15	6	1,55	A
Ejemplo 5	230	180	19	10	1,68	A
Ejemplo 6	250	195	15	7	2,71	B
Ejemplo 7	250	195	15	7	3,20	A
Comparativo 1	280	230	13	6	3,34	C

25 A partir de los resultados de la medición de la degradabilidad, se comprende que, en comparación con los Ejemplos 1 a 7, que presentan unas concentraciones de componentes principales dentro del intervalo de la presente invención, la corrosión mediante la solución salina fisiológica avanzó rápidamente en el Ejemplo Comparativo que presenta una concentración de componente principal fuera del intervalo de la presente invención y que aparece en la separación de fase. En el Ejemplo 6 se forman precipitados con un tamaño de grano de 500 nm o más, y la presencia de estos precipitados puede participar en una velocidad de corrosión relativamente elevada. En tal caso, se requiere un

30 tratamiento térmico para reducir los precipitados. En el Ejemplo 7, aún cuando el resultado de la observación de la microestructura es satisfactorio, cada concentración de Fe, Ni y Cu contenida como impurezas sobrepasó los 10 ppm, lo que se tradujo en una velocidad de degradación próxima a la del Ejemplo Comparativo.

APLICABILIDAD INDUSTRIAL

La aleación de magnesio suministrada por la presente invención presenta una deformabilidad excelente. La aleación de magnesio presenta una matriz monofásica tipo solución sólida completa, evitando con ello, la corrosión debida a la diferencia de potencial. Por tanto, es posible controlar adecuadamente la velocidad de degradación del cuerpo vivo.

- 5 Por tanto, la aleación de magnesio ofrece una gran aplicabilidad respecto de miembros de metal de dispositivos médicos tales como stents y grapadoras que resulten deformados en el uso práctico y se requiera que ofrezcan una biodegradabilidad estable.

REIVINDICACIONES

- 1.- Una aleación de magnesio que comprende, en % en masa, de un 1,0 a un 2,0% de Zn, de un 0,05 a un 0,80% de Zr, de un 0,05 a un 0,40% de Mn, opcionalmente un 0,005% o más y menos de un 0,20% de Ca, y estando el resto compuesto por Mg e impurezas inevitables,
- 5 en la que un contenido total de las impurezas inevitables es de 300 ppm o menos, y
- en la que la aleación de magnesio presenta una microestructura en la que los precipitados finos que contienen Zr están dispersos en una aleación compuesta por una solución sólida monofásica.
- 2.- La aleación de magnesio de acuerdo con la reivindicación 1, en la que una cantidad de Fe, Ni, Co y Cu, como impurezas inevitables, es inferior a 10 ppm.
- 10 3.- La aleación de magnesio de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, la cual está exenta de elementos de tierras raras y de aluminio.
- 4.- La aleación de magnesio de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en la que el tamaño medio del grano de la aleación es de 1 a 10 μm .
- 15 5.- La aleación de magnesio de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, que presenta, en los valores medidos de acuerdo con la norma JIS Z2241, una resistencia a la tracción de 230 a 380 MPa, un límite de elasticidad de 180 a 330 MPa, una elongación a la ruptura de un 10 a un 30%.
- 6.- La aleación de magnesio de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que está exenta de precipitados que presenten un tamaño de grano de 500 nm o más
- 20 7.- Un dispositivo médico que incluye un miembro metálico que comprende la aleación de magnesio de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6.

Fig. 1

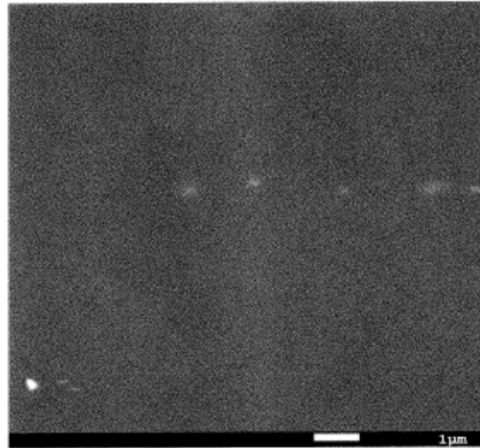


Fig. 2



Fig. 3

