

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 374 555**

51 Int. Cl.:

A61L 17/12 (2006.01)

A61L 27/14 (2006.01)

A61L 27/26 (2006.01)

A61L 27/44 (2006.01)

A61L 27/58 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02735663 .3**

96 Fecha de presentación: **03.07.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1401510**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **31.03.2004**

54 Título: **SISTEMAS POLIMÉRICOS BIODEGRADABLES.**

30 Prioridad:
04.07.2001 GB 0116341

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
17.02.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
17.02.2012

73 Titular/es:
**SMITH & NEPHEW PLC
15 ADAM STREET
LONDON WC2N 6LA, GB**

72 Inventor/es:
**ROSE, John y
HARDWICK, Steven**

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 374 555 T3

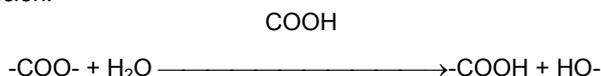
Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar 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

Sistemas poliméricos biodegradables

Esta invención se refiere a materiales polímeros biodegradables, en particular a materiales bioabsorbibles y a dispositivos hechos de los mismos.

- 5 El poli(ácido láctico), conocido también comúnmente como PLA, se ha usado extensamente como isómero D o la forma mixta DL, para la fabricación de materiales de implante en los que la bioabsorbilidad es una propiedad requerida. Aunque el PLA es biodegradable, normalmente tarda de 3 a 5 años en ser reabsorbido totalmente. Otra desventaja es que aunque tarda de 3 a 5 años para que se degrade totalmente, la resistencia mecánica de los implantes hechos de poli(ácido láctico) (PLA) se perderá en una quinta parte de este tiempo. La degradación in vivo de PLA tiene lugar predominantemente por escisión hidrolítica autocatalizada de los grupos éster de la cadena de polímero de acuerdo con la reacción:



- 15 Se ha dado cuenta en la bibliografía (*Modification of the rates of chain cleavage of poly(ϵ -caprolactones) and related polyesters in the solid state*, Journal of Controlled Release, 4, (1987), págs. 263-292) de tentativas para aumentar la funcionalidad ácido carboxílico del material polímero y, por ello, la velocidad de degradación del PLA, en las que se han puesto en contacto muestras de PLA con materiales que contienen grupos carboxilo tales como ácido oleico. No se ha dado cuenta de efecto alguno sobre la velocidad de degradación. Se ha investigado también el efecto del monómero de ácido láctico en PLA y se ha dado cuenta de los resultados (*Effects of residual monomer on the degradation of DL-lactide polymer*, Hyon, Jamshidi & Ikada, Polymer International, 46 (1998), págs. 196-202). No obstante se encontró que el monómero añadido se lixiviaba rápidamente del polímero. Las mezclas de polímero que contenían 15% en peso de ácido láctico presentaron una pérdida de peso total de aproximadamente 15% en la primera semana de un estudio de 10 semanas y una pérdida posterior muy pequeña en las semanas restantes.

- 25 En la memoria de la patente U.S. n.º. 5.527.337 se describe una prótesis estenótica formada por polímeros lactida en la que, Inter alia, se puede incorporar un excipiente tal como ácido fumárico durante el procesamiento del polímero. También se describen otros aditivos que se pueden usar para acelerar la degradación de la prótesis estenótica que no son en sí ácidos, entre ellos éster de t-butilo del ácido láurico y el éster dit-del ácido fumárico.

- 30 La memoria de la patente U.S. n.º. 6.248.430 describe un material laminar para uso en la fabricación de productos moldeados para fines agrícolas o de ingeniería civil. El material laminar está constituido por una capa de base que comprende un polímero basado en ácido láctico que tiene incorporado un acelerador de la degradación y una capa barrera que comprende un contenido de lactida de no más de 0,1% en peso, con el fin de evitar que el acelerador se escape del polímero de base. El polímero basado en ácido láctico comprende un poliéster obtenido de un componente poli(ácido láctico), un componente ácido láctico, un componente ácido dicarboxílico, un componente diol y/o un componente poliéter o una mezcla de los mismos. Entre los ejemplos de materiales útiles como acelerador figuran ácidos orgánicos tales como los ácidos láctico, glicérico, tartárico, cítrico, láurico, esteárico, oleico, succínico, adípico, sebácido, benzoico y ftálico. La descripción muestra que los aceleradores se incorporan durante el proceso de formación del polímero.

- 40 Aunque en la técnica anterior era sabido tratar de aumentar la funcionalidad carboxílica usando aceleradores basados en ácido, ha sido un problema retener tales aceleradores dentro de la masa del polímero durante un tiempo suficiente para controlar la velocidad de degradación. Los intentos anteriores para controlar la degradación requieren el uso de capas barrera física para retener el acelerador, o el uso de sistemas de polímeros complejos.

- 45 Los presentes inventores han encontrado que es posible controlar la velocidad de degradación de polímeros de ácido láctico mezclando homogéneamente ciertos aditivos que son totalmente miscibles con el PLA y que no se perderán por lixivarse. El proceso de mezclado es simple y da por resultado mezclas de polímero que se pueden termoconformar fácilmente, por ejemplo, por moldeo por inyección, para producir dispositivos médicos implantables que retendrán su resistencia física y que se biodegradarán de manera predecible.

- 50 Así, de acuerdo con la presente invención se proporciona un dispositivo médico biodegradable formado a partir de una mezcla de polímero homogénea que comprende un poli(ácido láctico) mezclado, en una cantidad de no más de 10% en peso de la mezcla de polímero, con un aditivo seleccionado entre el grupo constituido por anhídrido isovalérico, anhídrido hexanoico, anhídrido decanoico, anhídrido láurico, anhídrido mirístico, anhídrido 4-pentenoico, anhídrido oleico, anhídrido linoleico, anhídrido benzoico, poli(anhídrido azelaico), anhídrido 2-octen-1-il succínico y anhídrido ftálico.

La concentración del aditivo se selecciona de manera que sea totalmente miscible con la mezcla polímera y no

escape del polímero por lixiviación.

Tal como se usa aquí, el término “totalmente miscible” significa que, cuando se inspecciona visualmente una hoja de un espesor de 0,5 mm de la mezcla de polímero, la hoja es uniformemente transparente o, si la hoja es opaca, la opacidad es uniforme.

5 Tal como se usa aquí, el término “no se lixivia del polímero” se define como que, cuando se sumerge en un exceso de PBS (solución tampón de fosfato) una muestra delgada (espesor <1mm), al menos la mitad del aditivo añadido permanece en la muestra después de 1 semana.

10 Una mezcla apta de polímero contendrá no más de 2% en peso del aditivo y típicamente la mezcla contendrá no más de 1% en peso del aditivo. Las mezclas preferidas contendrán no más de 2%, más preferiblemente no más de 1% en peso de la mezcla, de ácido láurico o un derivado del mismo.

15 La cantidad del aditivo seleccionado dependerá también de la velocidad de degradación deseada. La degradación in vivo se produce primeramente por escisión hidrolítica de los grupos éster dando por resultado la formación en la formulación de unidades de peso molecular cada vez menor hasta que sólo permanece el monómero de ácido láctico. Luego se metaboliza el ácido láctico y se absorbe en el cuerpo. Sólo en las últimas etapas de la degradación se produce la pérdida de masa.

Las propiedades mecánicas del implante se retienen en las primeras etapas de degradación, incluso cuando disminuye marcadamente el peso molecular. Eventualmente, se alcanza un peso molecular crítico y el implante dejará de tener una resistencia mecánica útil aunque no se haya degradado suficientemente para que se produzca su absorción.

20 Los autores de la invención han encontrado que un aditivo preferido para uso en la invención es el ácido láurico. Éste se puede emplear como tal ácido o, si desea, como un derivado del mismo, por ejemplo como el anhídrido.

25 Mediante el uso de las mezclas para la presente invención se puede controlar el grado total de degradación y absorción y también es posible controlar la velocidad de degradación con el fin de optimizar las propiedades mecánicas. En muchos procedimientos quirúrgicos se requiere el implante para proporcionar un soporte temporal hasta que la afección haya sido tratada por reparación natural o por la actividad de reconstrucción propias del cuerpo. Cuando el soporte proporcionado por el implante ya no es necesario, con frecuencia es deseable que la resistencia del implante sea marcadamente reducida.

30 Un dispositivo médico biodegradable, implantable, que tiene una retención de la resistencia mecánica predeterminada, comprende una mezcla homogénea de un poli(ácido láctico) con un aditivo según se ha definido antes, en una cantidad, calculada como porcentaje en peso en relación al peso de la totalidad de la mezcla de polímero, representada por la siguiente ecuación:

$$\% \text{ de aditivo} = M_{nA} * 100 * \left\{ \frac{\left[\frac{\ln\left(\frac{M_{n0}}{M_{ns}}\right) - tk_1}{tk_2} \right]^2 - \frac{1}{M_{n0}}}{1} \right\}$$

en la que:

M_{n0} = peso molecular inicial del polímero

35 M_{ns} = peso molecular al que el polímero pierde resistencia

M_{nA} = peso molecular del ácido

t = duración (semanas) de la retención de la resistencia que se requiere

k_1 = constante 1

k_2 = constante 2.

40 Las constantes k_1 y k_2 son la pendiente y la intercepción de un gráfico de la velocidad de degradación frente a la raíz cuadrada del número total de grupos COOH de la mezcla. La velocidad de degradación de una mezcla es la

ES 2 374 555 T3

pendiente del gráfico de Ln(PM) frente al tiempo de degradación en semanas.

En la siguiente tabla se muestran las velocidades de degradación de los aditivos empleados como componente al 2% en peso en una mezcla de poli(ácido láctico) en la presente invención.

| | <u>Aditivo</u> | <u>Velocidades de degradación</u> |
|----|--------------------------------|-----------------------------------|
| 5 | Ácido hexanoico | -0,0565 |
| | Ácido octanoico | -0,0448 |
| | Ácido decaonico | -0,0472 |
| | Ácido láurico | -0,0326 |
| | Ácido mirístico | -0,0281 |
| 10 | Ácido crotónico | -0,0489 |
| | Ácido 4-pentenoico | -0,0567 |
| | Ácido 2-hexenoico | -0,0713 |
| | Ácido undecilénico | -0,07 |
| | Ácido petroselénico | -0,0542 |
| 15 | Ácido oleico | -0,0442 |
| | Ácido erúcico | -0,0315 |
| | Ácido 2,4-hexadienoico | -0,618 |
| | Ácido linoleico | -0,0488 |
| | Ácido linolénico | -0,0589 |
| 20 | Ácido benzoico | -0,0798 |
| | Ácido hidrocínámico | -0,0737 |
| | Ácido 4-isopropilbenzoico | -0,0728 |
| | Ibuprofeno | -0,051 |
| | Ácido ricinoleico | -0,061 |
| 25 | Ácido adípico | -0,0373 |
| | Ácido subérico | -0,0311 |
| | Ácido ftálico | -0,0855 |
| | Ácido 2-bromoláurico | -0,0769 |
| | Ácido 2,4-hidroxidodecanoico | -0,0318 |
| 30 | Monobutirina | -0,0347 |
| | Ácido 2-hexildecanoico | -0,0339 |
| | Ácido 2-butiloctanoico | -0,0467 |
| | Ácido 2-etilhexanoico | -0,0473 |
| | Ácido 2-metilvalérico | -0,0411 |
| 35 | Ácido 3-metilvalérico | -0,0587 |
| | Ácido 4-metilvalérico | -0,0553 |
| | Ácido 2-etilbutírico | -0,053 |
| | Ácido trans-beta-hidromucónico | -0,039 |
| | Anhídrido isovalérico | -0,0628 |
| 40 | Anhídrido hexanoico | -0,0919 |

| | | |
|----|----------------------------------|---------|
| | Anhídrido decanoico | -0,0807 |
| | Anhídrido láurico | -0,0698 |
| | Anhídrido mirístico | -0,0626 |
| | Anhídrido 4-pentenoico | -0,0888 |
| 5 | Anhídrido oleico | -0,0504 |
| | Anhídrido linoleico | -0,0696 |
| | Anhídrido benzoico | -0,0817 |
| | Poli(anhídrido azelaico) | -0,0784 |
| | Anhídrido 2-octen-1-il succínico | -0,1012 |
| 10 | Anhídrido ftálico | -0,0841 |

Otra realización de la presente invención proporciona un aditivo que no sólo controlará la velocidad de degradación, sino que también demorará el inicio del proceso de degradación. Esta demora se puede alcanzar adecuadamente usando aditivos que son convertibles en la forma ácida del aditivo. Son derivados adecuados anhídridos de ácido. Entre los anhídridos de ácido preferidos figuran anhídrido láurico y anhídrido benzoico, en cantidades de no más de 5%, más adecuadamente, no más de 2% y, típicamente, no más de 1% en peso de la mezcla de polímero.

Un dispositivo médico biodegradable implantable de la presente invención que tiene una retención de la resistencia mecánica predeterminada comprende una mezcla homogénea de un poli(ácido láctico) con anhídrido láurico o anhídrido benzoico, en una cantidad, calculada como porcentaje en peso en relación al peso de la totalidad de la mezcla de polímero, representada por la siguiente ecuación:

$$\% \text{ de aditivo} = M_{nA} * 100 * \left\{ \frac{\left[\frac{\ln\left(\frac{M_{n0}}{M_{ns}}\right) - tk_1}{tk_2} \right]^2}{\frac{1}{M_{n0}}} \right\}$$

en la que M_{n0} , M_{ns} , M_{nA} , k_1 y k_2 son lo definido antes y t es la duración (semanas) de la retención de la resistencia que se requiere una vez que ha comenzado el inicio de la degradación.

El componente polímero de las mezclas de polímero útil para la invención comprende esencialmente un poli(ácido láctico). El poli(ácido láctico) puede estar presente como homopolímero o como copolímero. Por ejemplo, un copolímero de ácido láctico y ácido glicólico (conocido como copolímero PLA/PGA) La mezcla de polímero puede contener también otros componentes polímeros mezclados. Así, la mezcla puede estar constituida, además de por el aditivo, una mezcla de poli(ácido láctico), copolímero PLA/PGA. Entre otros ejemplos de mezcla adecuada figuran mezclas de PLA o copolímero PLA/PGA, bien solos o mezclados entre sí, junto con hidroxipatito.

Las mezclas de polímero usadas para la presente invención pueden producirse por procedimientos conocidos tales como mezcla en solución, en la que el aditivo se mezcla directamente en una solución de un componente polímero que comprende PLA en, por ejemplo, cloroformo. Luego se seca la solución mezcla.

La mezcla sólida así formada se puede conformar como dispositivo médico de la invención por procedimientos conocidos tales como moldeo por compresión o extrusión, o como componentes tales como fibras que pueden procesarse formando dispositivos de acuerdo con la presente invención.

Alternativamente, las mezclas se pueden mezclar o formular de otra manera con otros materiales para formar los dispositivos médicos de acuerdo con la presente invención. Así, las mezclas que contienen aditivo se pueden utilizar como componente matriz de un material compuesto del que luego se fabrica un dispositivo médico biodegradable.

Los dispositivos médicos de la invención son biodegradables y son cualesquier dispositivos implantables que sólo requieren una permanencia temporal. Entre los ejemplos de tales dispositivos figuran suturas, anclajes de suturas, anclajes de tejidos blandos, tornillos de interferencia, andamios ingenieriles de tejidos, placas maxilofaciales, placas y varillas de fijación de fracturas.

Adecuadamente la mezcla comprenderá no más de 5% en peso del aditivo y, preferiblemente, no más de 2% en peso del aditivo.

La presente invención se ilustrará haciendo referencia a los siguientes dibujos que se acompañan.

Ejemplo 1 (no inventivo)

5 Se prepararon mezclas de poli(ácido L-láctico) que contenía ácido láurico, en cantidades de 2% y 5% en peso, respectivamente de la mezcla, mezclando en seco primeramente los materiales sólidos y mezclando luego en solución con rodillo la mezcla sólida (10% en peso) con cloroformo (90% en peso). Después de disolución completa de los sólidos, las soluciones se colaron en una bandeja abierta, se dejó que secaran (en una cámara de humo) a temperatura ambiente durante 24 horas. También se preparó una muestra de control por mezcla en solución de poli(ácido L-láctico) solo con cloroformo y secado de la solución colada en las mismas condiciones que las muestras que contenían ácido láurico.

10 Las películas coladas secas se desmenuzaron luego y cargas de las mezclas de aproximadamente 10 g se moldearon por compresión entre dos hojas de desmoldeo mantenidas separadas en 0,5 mm. Las cargas se calentaron durante 5 min antes del moldeo y se introdujeron en el molde a una temperatura de 195°C, una presión de 100 N en un tiempo de 90 segundos para formar hojas. Se observó que las hojas resultantes eran transparentes.

Las hojas se cortaron en tiras y se sometieron a degradación simulada por inmersión en solución tampón de fosfato estándar (PBS) mantenida a 37°C durante 10 semanas.

Durante el período de ensayo de 10 semanas se analizaron las muestras:

20 -para determinar el peso molecular de la mezcla de polímero (para medir el grado de degradación),
-para determinar el ácido láurico en el polímero (para medir el grado de pérdida por lixiviación del aditivo ácido láurico),

-para determinar la cantidad de ácido láctico en la PBS (para medir la cantidad de productos de liberación liberados en el tampón de PBS).

25 En la Fig. 1 se muestra la disminución del peso molecular. Se determinó por CG-EM el ácido láurico que queda en la muestra. Se pesaron las muestras (~50 mg) y se añadieron 2 ml de cloroformo. Las muestras se sonicaron hasta que se disolvió el polímero. Se añadieron 20 ml de dietil éter para precipitar el polímero, éste se pasó a una probeta graduada de 50 ml y se completó hasta la marca con dietil éter. Se tomó una parte alícuota de las muestras para análisis por CG-EM. Los resultados para las semanas 0 y 10 se muestran en la Fig. 2.

30 También se analizaron por HPLC muestras de la PBS para determinar la cantidad de ácido láctico (para medir la capacidad de resorción). En cada intervalo de tiempo se tomó una muestra de 31 ml de la PBS y se analizó en las condiciones siguientes:

| | | |
|----|---------------------------|---|
| 35 | Fase móvil | H ₂ SO ₄ 0,005N en agua |
| | Columna | Resex 8 μ 8% H Ácidos orgán-300x7,80 mm |
| | Caudal | 0,6 ml/min |
| | Volumen de inyección | 100 μ l |
| | Temperatura de la columna | 63°C |
| | Longitud de onda | 210 nm |
| | Duración de la tanda | 20 min |

40 El contenido de ácido láctico se muestra en la Fig. 3.

Ejemplo 2 (no inventivo)

Se prepararon usando el procedimiento descrito en el Ejemplo 1 mezclas de poli(ácido DL-láctico) que contenían ácido láctico en la cantidad de 2% y 4% en peso respectivamente.

45 Las hojas se cortaron en tiras y se sometieron a degradación simulada por inmersión en solución tampón de fosfato estándar (PBS) mantenida a 37°C durante 8 semanas.

Las muestras se analizaron durante el período de ensayo de 8 semanas;

-para determinar el peso molecular de la mezcla de polímero (para medir el grado de degradación),

-para determinar el ácido láctico (para medir la cantidad de productos de degradación liberada en el tampón de PBS).

En la Fig. 4 se muestra la disminución del peso molecular y en la Fig. 5 el ácido láctico liberado en el tampón de PBS.

5 **Ejemplo 3** (no inventivo)

Se preparó una mezcla de poli(ácido L-láctico) que contenía 5% de ácido láurico mezclando en seco primeramente los materiales sólidos y mezclando luego en solución con rodillo la mezcla sólida (10% en peso) con cloroformo (90% en peso). Después de disolución completa de los sólidos, las soluciones se colaron en una bandeja abierta, se dejó que secaran (en una cámara de humo) a temperatura ambiente durante 24 horas y se secaron luego durante otras 10 24 horas en vacío a temperatura ambiente. También se preparó una muestra de control por mezcla en solución de poli(ácido L-láctico) solo con cloroformo y secado de la solución colada en las mismas condiciones que las muestras que contenían ácido láurico.

Las películas coladas secas se desmenuzaron luego y se extruyeron a 180°C para producir varillas de un diámetro de aprox. 2 mm. Se observó que las varillas resultantes eran ligeramente opacas, pero de un color uniforme.

15 Las varillas se sometieron a degradación simulada por inmersión en solución tampón de fosfato estándar (PBS) mantenida a 37°C durante 8 semanas.

Las muestras se analizaron durante el período de ensayo de 8 semanas:

-para determinar el peso molecular de la mezcla de polímero (para medir el grado de degradación),

-para determinar la resistencia a tracción de las varillas.

20 En la Fig. 6 se muestra la disminución del peso molecular. La resistencia a tracción de las varillas se midió a una longitud entre puntos de 40 mm y una velocidad de tracción de 10 mm/min. Los resultados se presentan en la Fig. 7.

Ejemplo 5

Se prepararon mezclas de poli(ácido L-láctico) que contenía anhídrido láurico, en cantidades de 2% y 5% en peso, respectivamente de la mezcla, mezclando en seco primeramente los materiales sólidos y mezclando luego en solución con rodillo la mezcla sólida (10% en peso) con cloroformo (90% en peso). Después de disolución completa de los sólidos, las soluciones se colaron en una bandeja abierta, se dejó que secaran (en una cámara de humo) durante 24 horas a temperatura ambiente y se secaron luego durante otras 24 horas en vacío a temperatura ambiente. También se preparó una muestra de control por mezcla en solución de poli(ácido L-láctico) solo con cloroformo y secado de la solución colada en las mismas condiciones que las muestras que contenían ácido láurico.

30 Las películas coladas secas se desmenuzaron luego y cargas de las mezclas de aproximadamente 10 g se moldearon por compresión entre dos hojas de desmoldeo mantenidas separadas en 0,5 mm. Las cargas se calentaron durante 5 min antes del moldeo y se introdujeron en el molde a una temperatura de 195°C, una presión de 100 N en un tiempo de 90 segundos para formar hojas. Se observó que las hojas resultantes eran transparentes.

35 Las hojas se cortaron en tiras y se sometieron a degradación simulada por inmersión en solución tampón de fosfato estándar (PBS) mantenida a 37°C durante 8 semanas.

Durante el período de ensayo de 10 semanas se analizaron las muestras para determinar el peso molecular de la mezcla de polímero (para medir el grado de degradación). En la Fig. 8 se ilustra la disminución del peso molecular.

Ejemplo 6

40 Se repitió el procedimiento del Ejemplo 5 usando una mezcla de poli(ácido L-láctico) que contenía 2% en peso de anhídrido benzoico. En la Fig. 9 se muestra la reducción del peso molecular.

La disminución del peso molecular en el período de ensayo de 20 semanas reveló que hubo una degradación muy pequeña (pérdida de peso molecular) en las 10 primeras semanas.

45 En la Fig. 10 se muestran los resultados de gráficos de la disminución del peso molecular con el tiempo.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo médico biodegradable implantable formado por una mezcla homogénea de polímero que comprende un polímero de ácido láctico mezclado, en una cantidad de no más de 10% en peso de la mezcla de polímero, con un aditivo seleccionado entre el grupo constituido por anhídrido isovalérico, anhídrido hexanoico, 5 anhídrido decanoico, anhídrido láurico, anhídrido mirístico, anhídrido 4-pentenoico, anhídrido oleico, anhídrido linoleico, anhídrido benzoico, poli(anhídrido azelaico), anhídrido 2-octen-ilsuccínico y anhídrido ftálico.
2. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el aditivo es anhídrido láurico o anhídrido benzoico.
3. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la mezcla de polímero contiene no más de 2% en peso del aditivo.
- 10 4. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el polímero de ácido láctico es poli(ácido láctico).
5. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el polímero de ácido láctico es un copolímero con ácido glicólico.
- 15 6. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la mezcla de polímero comprende componentes polímeros adicionales.
7. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la mezcla de polímero es el componente matriz de un material compuesto del que se forma el dispositivo.
8. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes en forma de una sutura, un anclaje de sutura, un anclaje de tejido blando, un tornillo de interferencia, un andamio ingenieril de tejido, una placa 20 maxilofacial o una placa o varilla de fijación de una fractura.

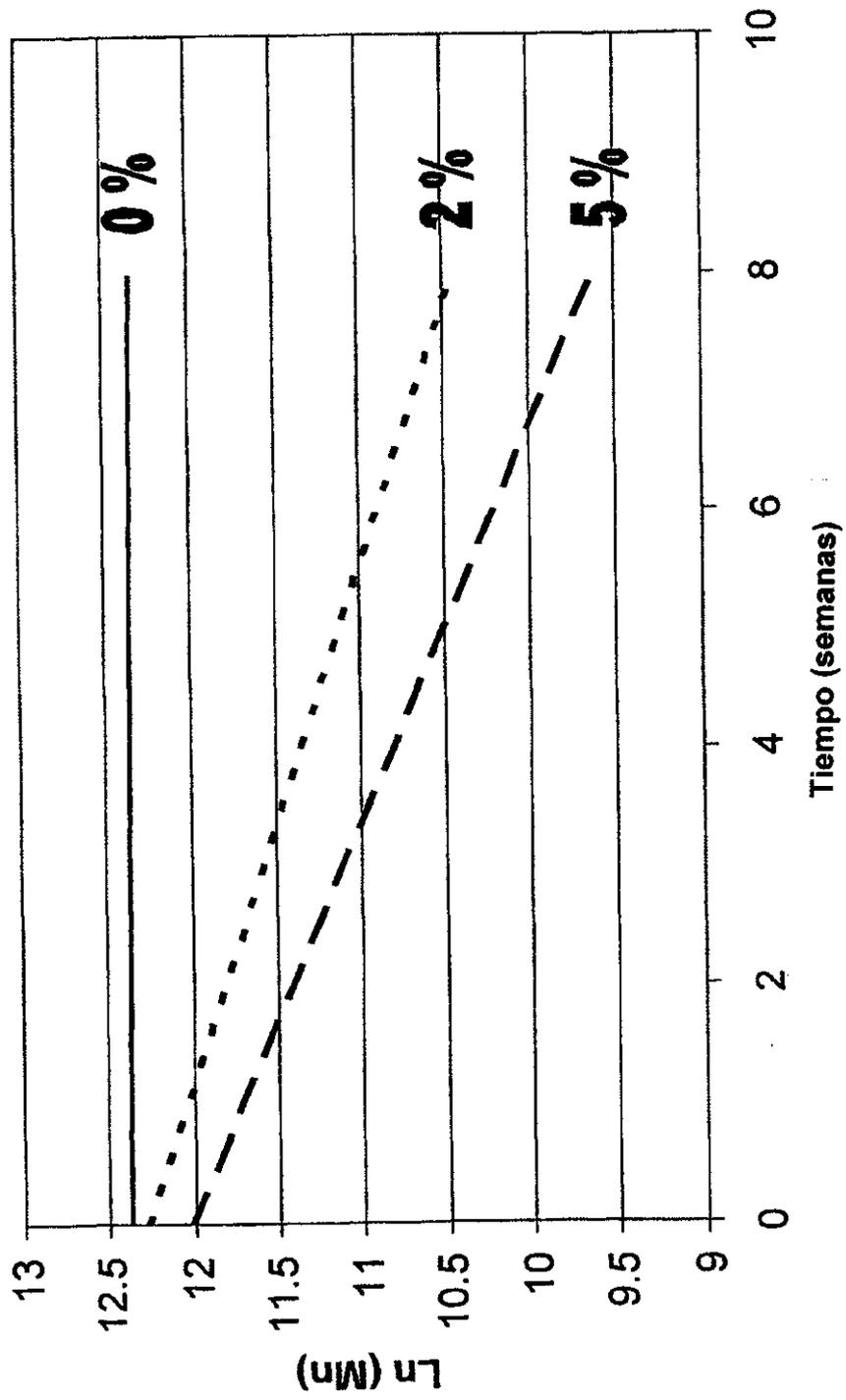


Figura 1

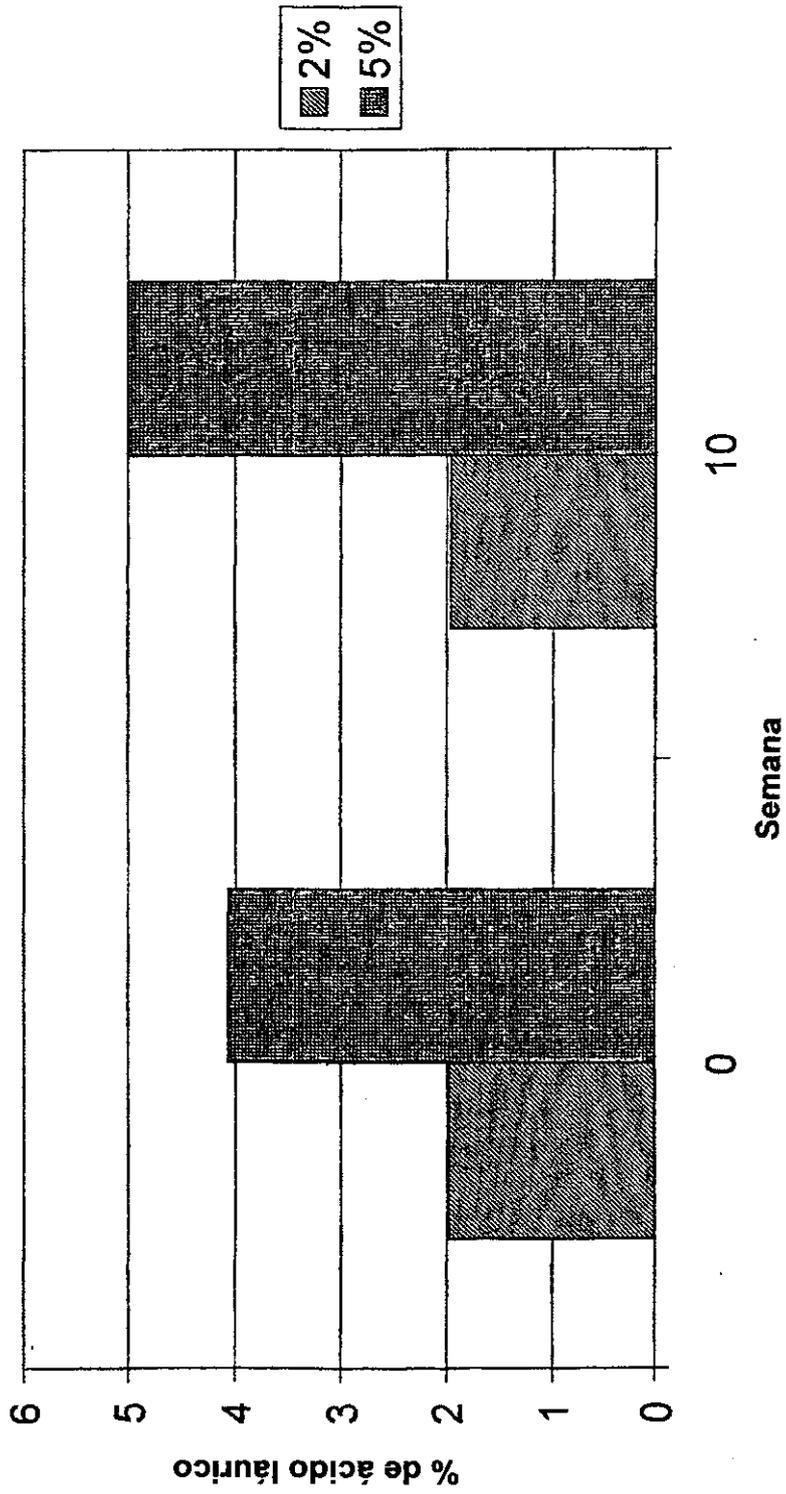


Figura 2

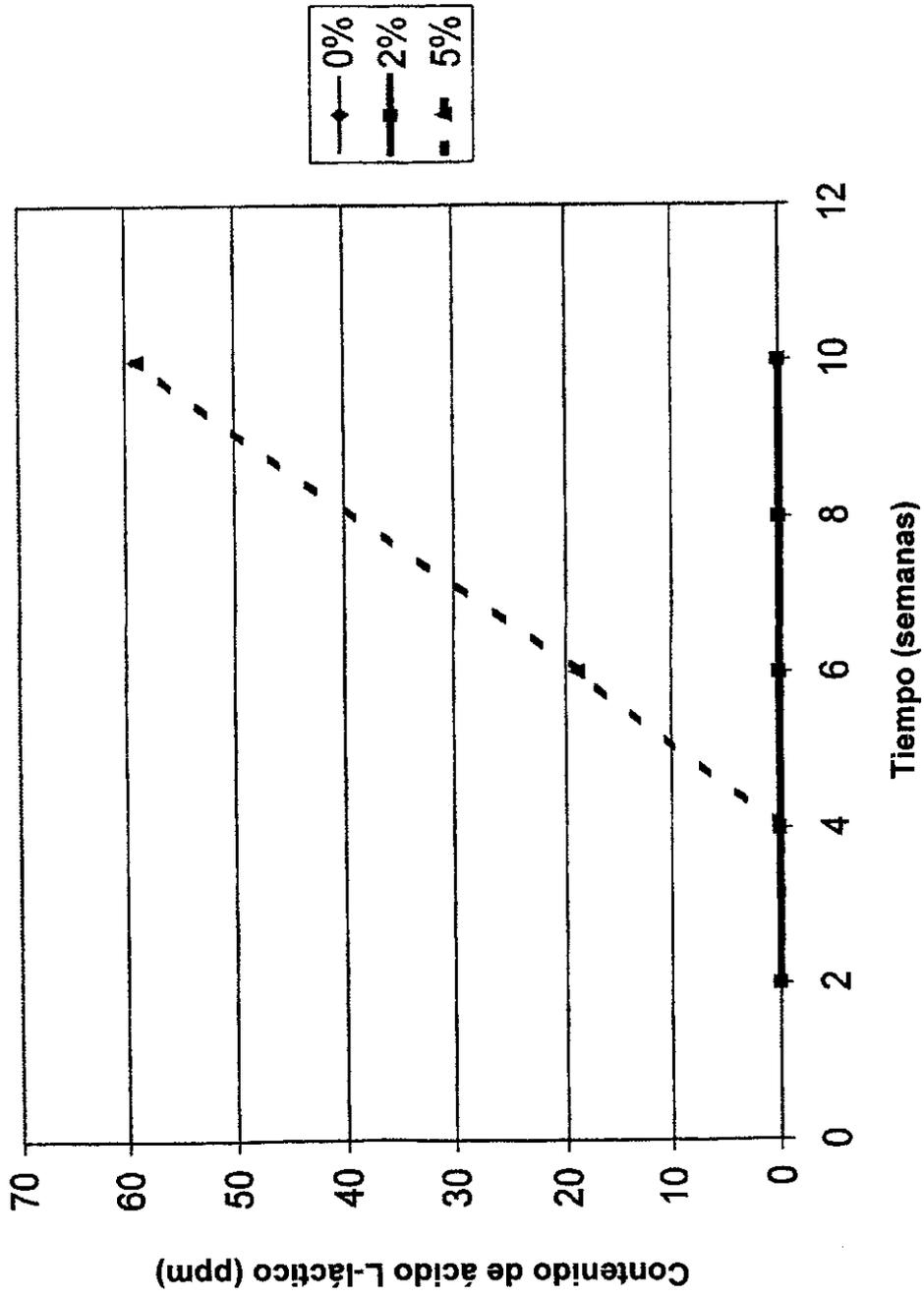


Figura 3

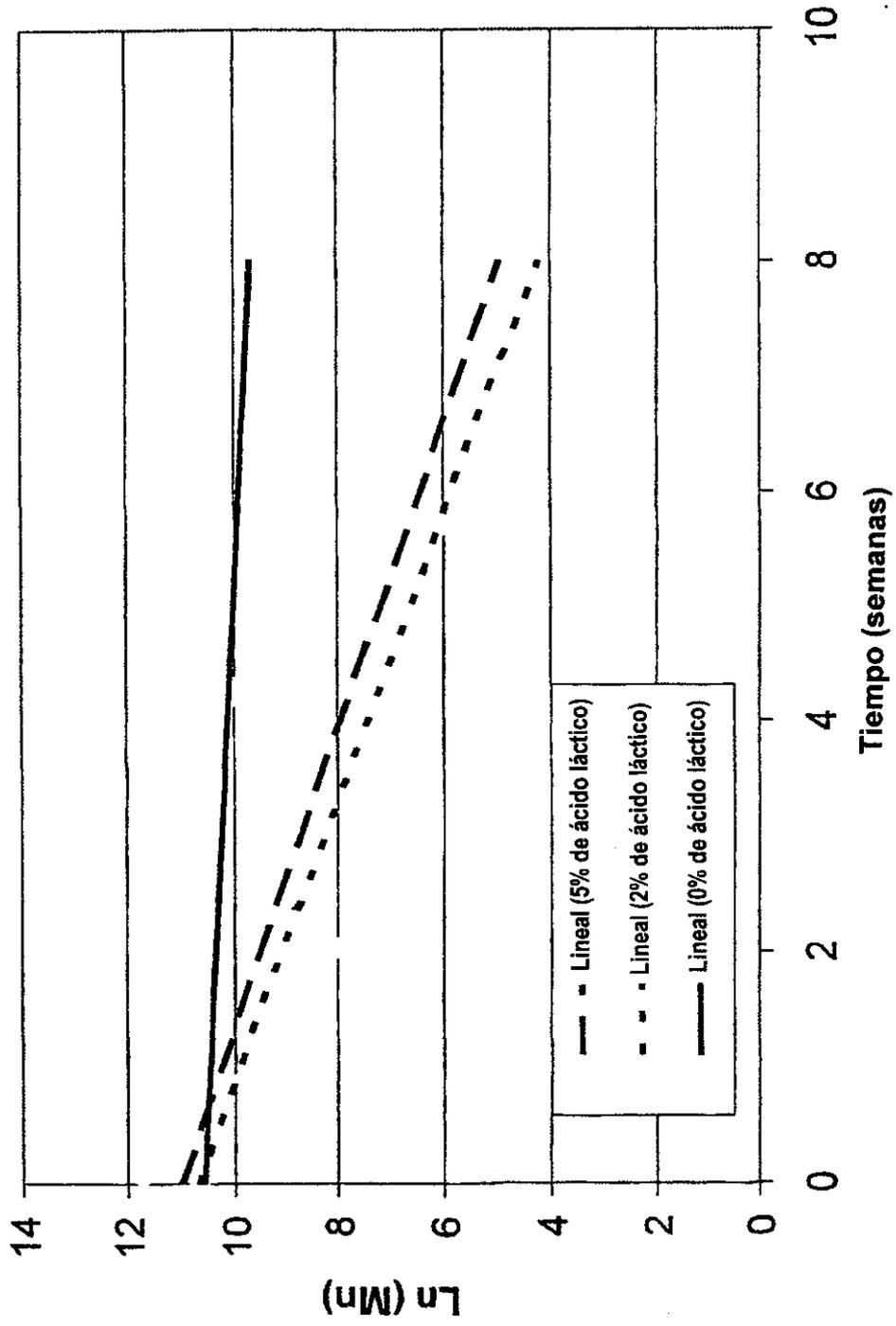


Figura 4

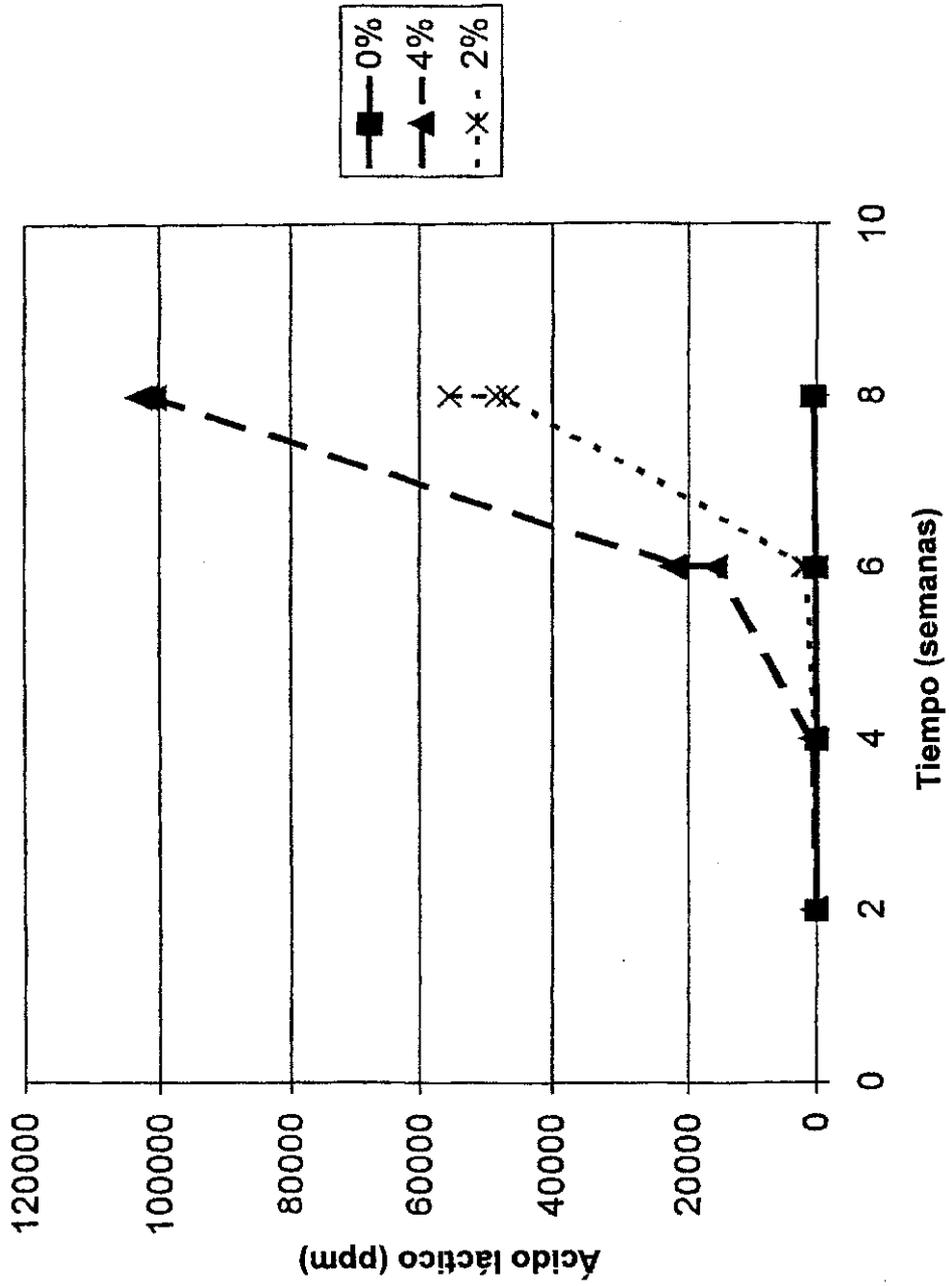


Figura 5

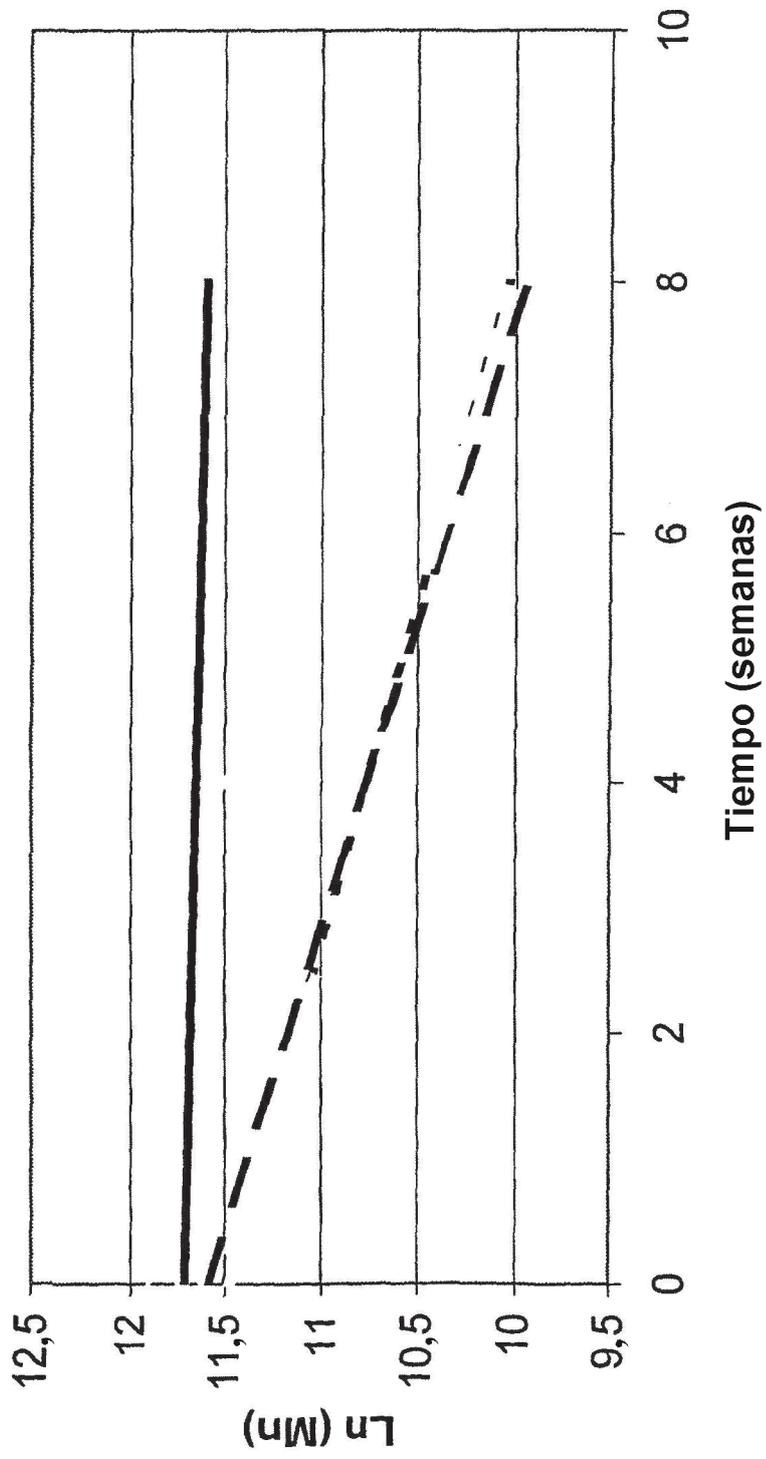


Figura 6

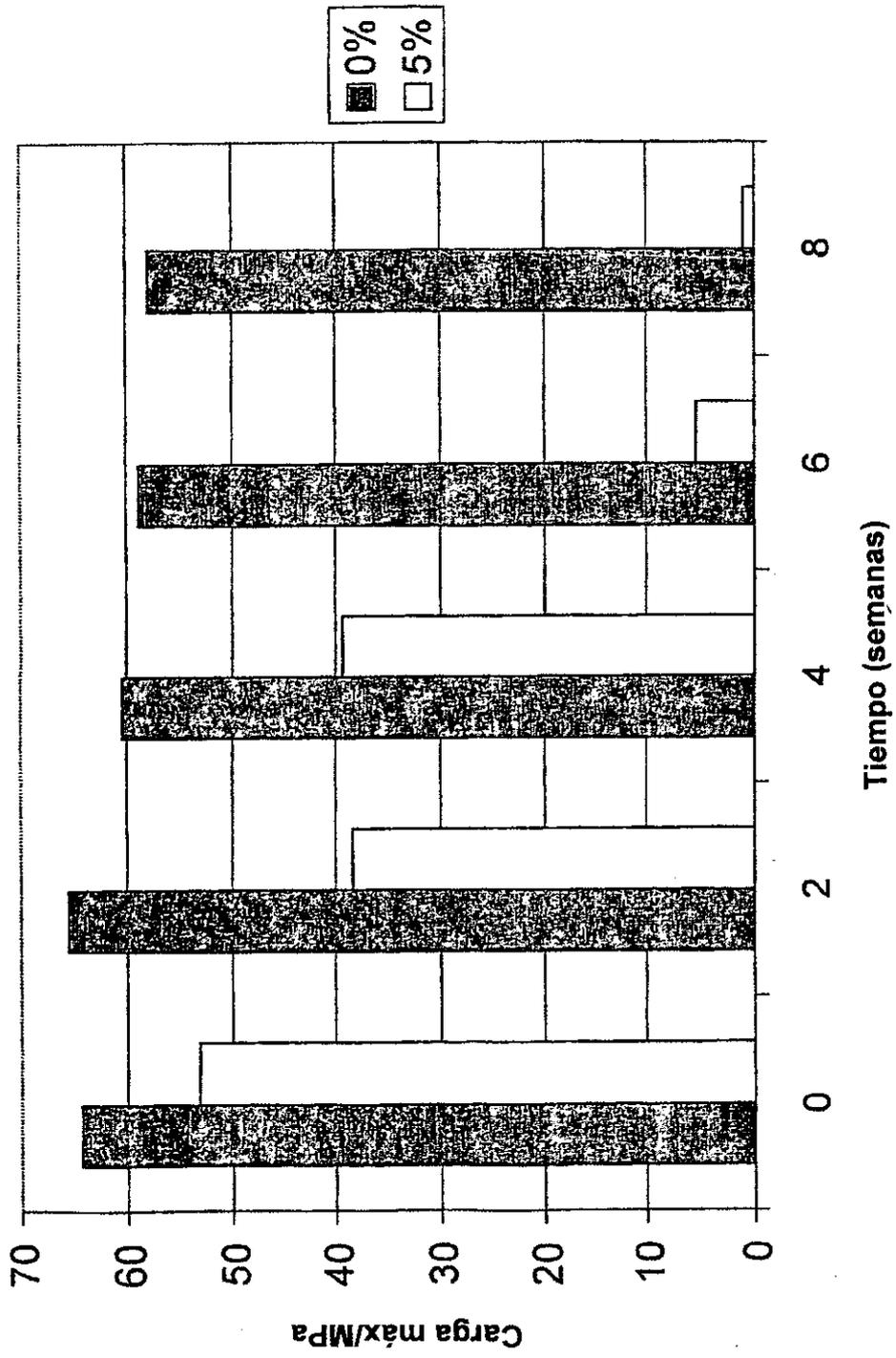


Figura 7

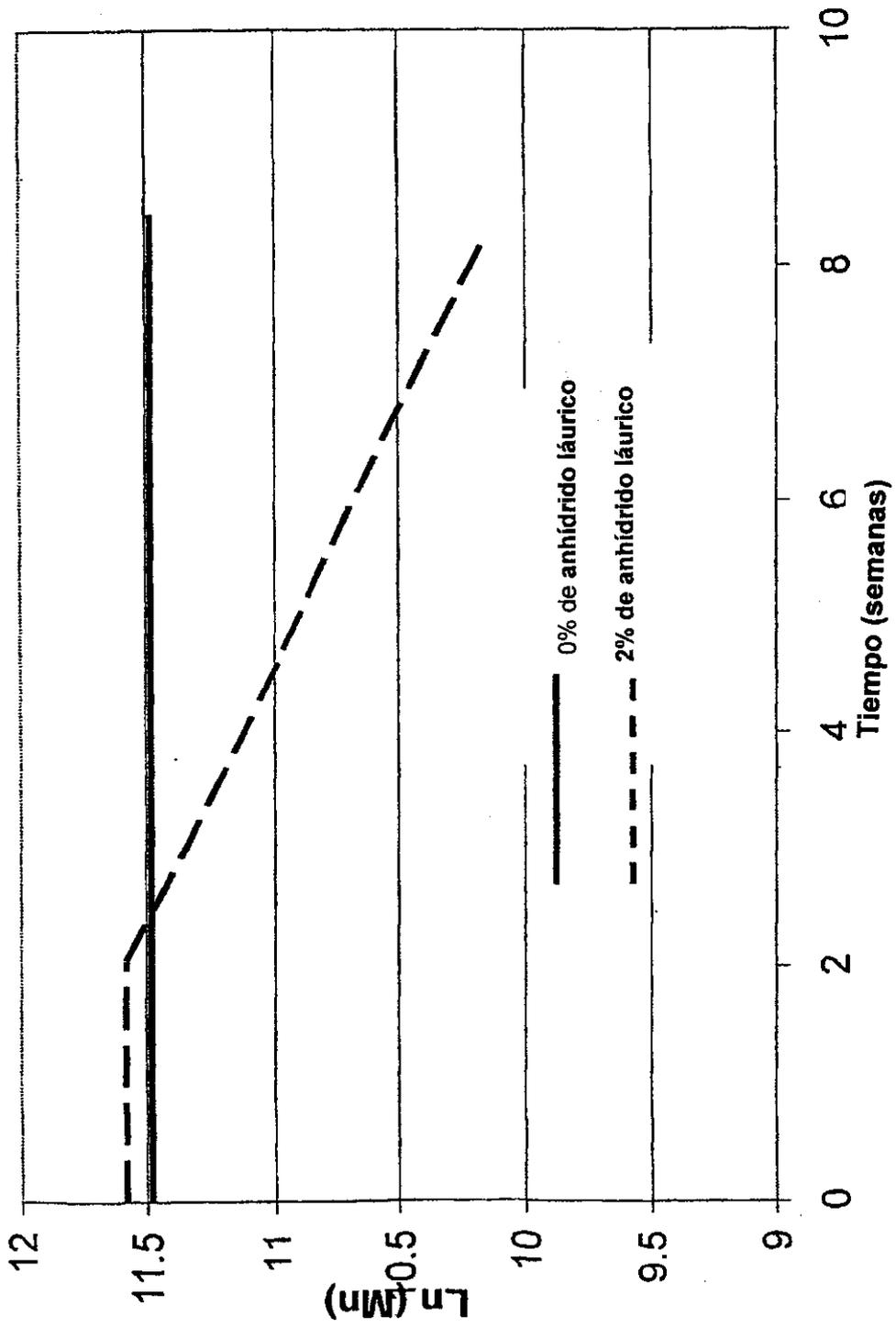


Figura 8

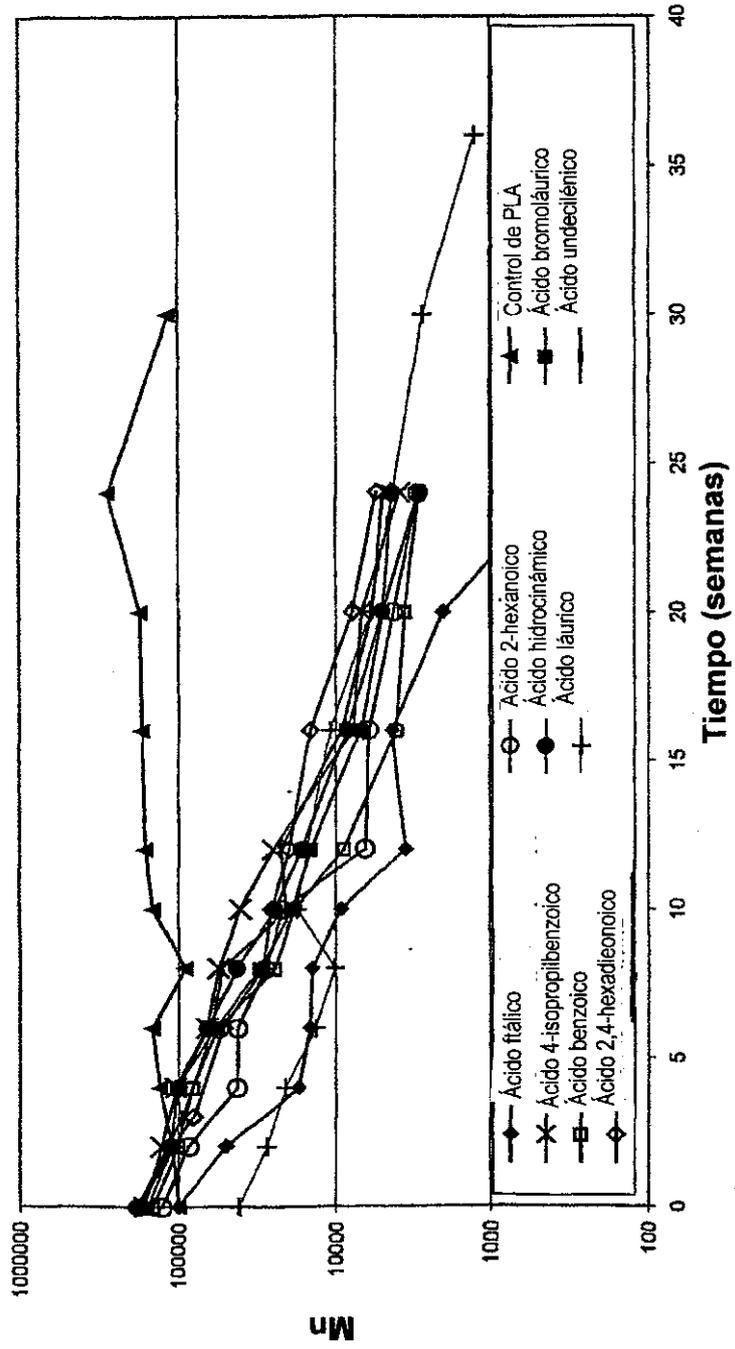


Figura 9

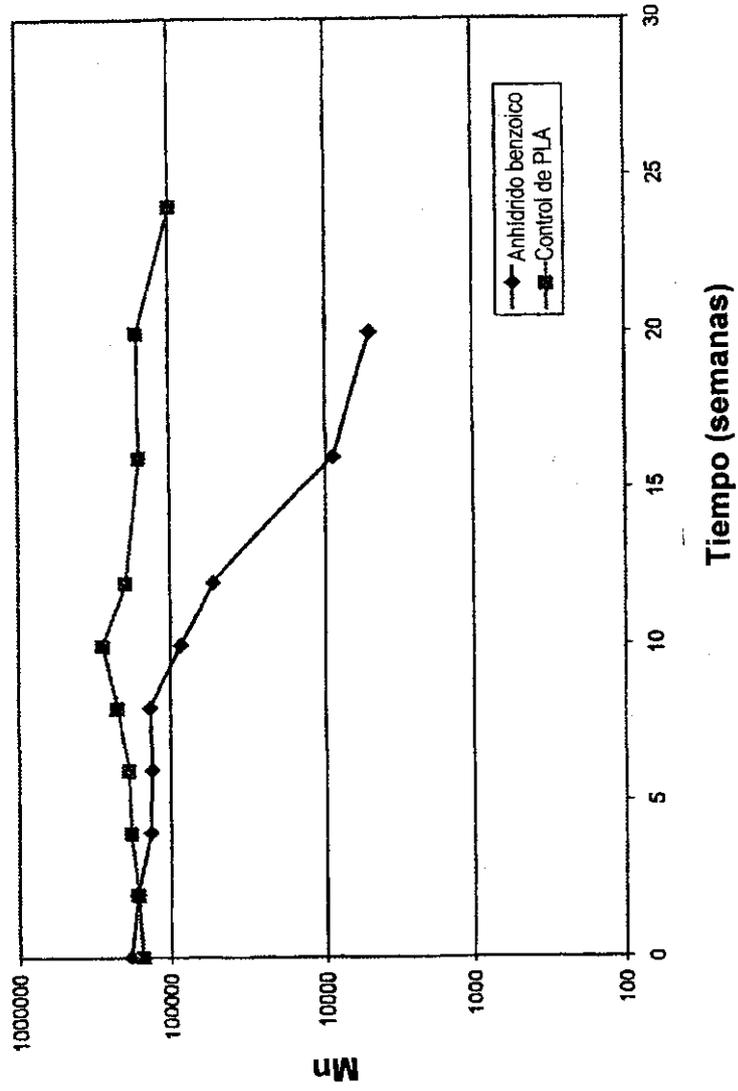


Figura 10