



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) BR 112014006637-0 B1



(22) Data do Depósito: 28/08/2012

(45) Data de Concessão: 29/10/2019

(54) Título: PROCESSO PARA A PRODUÇÃO DE UM IMPLANTE MÉDICO DE UMA LIGA DE MAGNÉSIO

(51) Int.Cl.: A61L 31/02.

(30) Prioridade Unionista: 06/09/2011 DE 10 2011 082 210.0.

(73) Titular(es): SYNTELLIX AG.

(72) Inventor(es): VOLKMAR NEUBERT; ROBERT SCHAVAN.

(86) Pedido PCT: PCT EP2012066683 de 28/08/2012

(87) Publicação PCT: WO 2013/034466 de 14/03/2013

(85) Data do Início da Fase Nacional: 06/03/2014

(57) Resumo: PROCESSO PARA A PRODUÇÃO DE UM IMPLANTE MÉDICO DE UMA LIGA DE MAGNÉSIO A presente invenção se refere a um processo para a produção de um implante médico, em particular, na forma de um parafuso ósseo, de um prego ósseo, de um pino ósseo, de uma placa, de uma âncora de sutura ortopédica ou similar para a fixação de tecidos moles, em particular, tendões, músculos e ligamentos, a um osso ou na forma de uma endoprótese ou pelo menos de uma parte dessa, de uma liga de magnésio com uma proporção de magnésio de pelo menos 80% em peso, em particular, de pelo menos 90% em peso, compreendendo as seguintes etapas: a) fusão da liga de magnésio para obter uma massa fundida da liga, b) pulverização da massa fundida da liga sob uma atmosfera de gás de proteção e arrefecimento da massa fundida pulverizada da liga abaixo de seu ponto de solidificação, para obter um pó de liga, c) moldagem do pó de liga através de prensagem para obter um corpo verde de liga, d) prensagem por extrusão do corpo verde de liga para obter uma peça moldada de liga de magnésio e e) acabamento do implante médico da peça moldada de (...).

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para: **“PROCESSO PARA A PRODUÇÃO DE UM IMPLANTE MÉDICO DE UMA LIGA DE MAGNÉSIO”**.

[001] A presente invenção se refere a um processo para a produção de um implante médico, em particular, na forma de um parafuso ósseo, de um prego ósseo, de um pino ósseo, de uma placa, de uma âncora de sutura ortopédica ou similar para a fixação de tecidos moles, em particular, tendões, músculos e ligamentos, a um osso ou na forma de uma endoprótese ou pelo menos de uma parte dessa, de uma liga de magnésio com uma proporção de magnésio de pelo menos 80% em peso. Além disso, a invenção está voltada para uma peça moldada de magnésio, que pode ser obtida de acordo com o processo mencionado acima.

[002] Na área médica, para imobilizar pontes ósseas e para estabilizar as osteotomias de inversão, estão disponíveis implantes metálicos permanentes, que depois da cura bem sucedida devem ser novamente removidos cirurgicamente. Além disso, existem implantes de poliglicolida ou polilactida que são, de fato, bioabsorvíveis e, por isso, não precisam mais ser removidos, contudo, por outro lado, até agora não satisfazem todos os requisitos mecânicos.

[003] Da DE 10 2008 008 219 A1 é conhecido um componente biocompatível para a aplicação clínica, que é desenvolvido de um adesivo e de materiais metálicos biocompatíveis, tais como, por exemplo, de aço inoxidável, titânio, ligas de titânio e ligas à base de cromo-cobalto, bem como de materiais cerâmicos e fosfatos de cálcio. Para a produção desse componente biocompatível, o material biocompatível é misturado com o adesivo e levado para a forma desejada por meio de um processo de moldagem por injeção.

[004] Um parafuso ósseo, que é previsto, em particular, como parafuso de fixação para tecido ósseo esponjoso e pode ser desenvolvido a partir de material bioabsorvível, é conhecido, por exemplo, da DE 20 2005 006 076 U1. No entanto, não é publicado de qual origem deve ser o material bioabsorvível.

[005] Além dos tipos de implantes mencionados acima, recentemente são

usados implantes metálicos bioabsorvíveis à base de ligas de magnésio. Tais implantes destacam-se tipicamente por uma alta proporção de magnésio na liga que, por outro lado, via de regra, é de 80% em peso. Tais implantes são lentamente dissolvidos após o uso cirúrgico através de mecanismos endógenos de degradação, sendo que o material de implante é, em parte, diretamente transformado em substância óssea.

[006] Da WO 2007/035791 A2 bem como da WO 2007/125532 A1 são conhecidas essas de magnésio biologicamente degradáveis, bem como seu uso como implante médico. Para controlar a taxa de corrosão e resistência, as ligas de magnésio contêm uma série de aditivos de ligas metálicas, tais como neodima, ítrio, zircônio, zinco, cálcio, bem como outros elementos de terras raras. As ligas aqui descritas são levadas para a forma desejada através de processos de moldagem ou processos de conformação mecânica. No entanto, foi verificado, que a resistência mecânica e a resistência à corrosão desses implantes muitas vezes não corresponde aos requisitos desejados. Assim, por exemplo, para obter uma resistência satisfatória e para reduzir a velocidade de corrosão para um grau aceitável, é necessário usar uma série de aditivos de ligas metálicas. Esses são agregados caros que, além disso, pelo menos em parte, não podem ser prontamente degradados no corpo.

[007] Finalmente, sabe-se da DE 101 28 100 A1, que ligas de magnésio da fórmula geral $\text{NgLi}_4\text{Al}_4\text{SE}_2$ podem ser desenvolvidas através de processos metalúrgicos de fusão ou de pó ou, então, através de ligação mecânica para formar um implante ou produzir implantes pré-fabricados através de técnicas de injeção ou sinterização. Na fórmula mencionada acima, SE representa um metal de terras raras. Também se nesse pedido patente publicado descreve-se o processamento metalúrgico de pó de ligas de magnésio, então esse não contém, no entanto, quaisquer explicações, de como esse deve ser efetuado individualmente. No entanto, isso é justamente indispensável nas ligas de magnésio pirofóricas de elevado grau.

[008] O objetivo da presente invenção consiste em indicar um processo,

com o qual um implante médico com elevada resistência mecânica e reduzida taxa de corrosão pode ser fabricado em condições de eletrólitos, tais como predominam no corpo humano ou animal. Além disso, deve ser posto à disposição um implante médico, que apresenta as propriedades mencionadas
5 acima.

[009] Esse objetivo é resolvido de acordo com a invenção por um processo para a produção de um implante médico, em particular, na forma de um parafuso ósseo, de um prego ósseo, de um pino ósseo, de uma placa, de uma âncora de sutura ortopédica ou similar para a fixação de tecidos moles,
10 em particular, tendões, músculos e ligamentos, a um osso ou na forma de uma endoprótese ou pelo menos de uma parte desse, de uma liga de magnésio com uma proporção de magnésio de pelo menos 80% em peso, em particular, de pelo menos 90% em peso, compreendendo as seguintes etapas:

a) fusão da liga de magnésio para obter uma massa fundida da liga,

15 b) pulverização da massa fundida da liga sob uma atmosfera de gás de proteção e, nesse caso, arrefecimento da massa fundida pulverizada da liga abaixo de seu ponto de solidificação, para obter um pó de liga,

c) moldagem do pó de liga através de prensagem para obter um corpo verde de liga,

20 d) prensagem por extrusão do corpo verde de liga para obter uma peça moldada de liga de magnésio e

e) acabamento do implante médico da peça moldada de liga de magnésio.

[010] Surpreendentemente foi verificado, que através do processo de acordo com a invenção pode ser obtida uma peça moldada de liga de magnésio, que apresenta uma resistência mecânica aperfeiçoada comparada com uma peça moldada de liga da mesma composição, que foi produzida através de técnicas de injeção convencionais. Surpreendentemente, uma peça moldada de liga de magnésio produzida com o processo mencionado acima
25 destaca-se, além disso, por um comportamento de corrosão reduzida. Em
30

outras palavras, a taxa de dissolução em condições de eletrólitos, tais como predominam no corpo humano ou animal, é reduzida comparada com uma peça moldada de liga fundida da mesma composição.

5 **[011]** Esses aperfeiçoamentos de propriedades levam a que um implante médico, que foi produzido a partir de uma peça moldada de liga de magnésio de acordo com a invenção, possui uma maior estabilidade sob carga mecânica e essa também pode ser mantida durante um período mais longo, sendo que o implante é tão bioabsorvível quanto possível, de modo que não é necessária uma remoção cirúrgica posterior.

10 **[012]** Em outro desenvolvimento do processo de acordo com a invenção, na etapa b), a temperatura da massa fundida de liga ao ser pulverizada, é de 750 a 925°C, em particular, de 775 a 850°C. Isso é particularmente vantajoso, visto que nessas temperaturas pode ser obtido um pó de liga com distribuição de tamanho de partícula relativamente estreita.

15 **[013]** No processo de acordo com a invenção, além disso, na etapa b) a pulverização pode ser efetuada a uma pressão de 15 a 25 bar, em particular, a 17 a 23 bar. Além disso, a pulverização da massa fundida da liga nas condições de pressão e temperatura mencionadas acima, destaca-se por uma boa capacidade de reprodução dos decursos da pulverização, isto é, são
20 obtidos pós de liga reproduzíveis em grande parte com o mesmo tamanho médio de partícula.

[014] De acordo com a invenção é previsto, que a pulverização na etapa b) é efetuada sob uma atmosfera de gás de proteção. Isso é tanto necessário, quanto as ligas de magnésio são pirofóricas de elevado grau principalmente
25 nas condições de temperatura mencionadas, isto é, essas se inflamariam sob a ação do oxigênio. Por isso, os gases de proteção utilizáveis de acordo com a invenção são tipicamente recrutados do oitavo grupo principal do sistema periódico, isto é, dos gases nobres, sendo que o argônio e/ou o hélio são preferidos devido a sua inércia reacional e ao preço relativamente favorável.

30 **[015]** Os pós de ligas obtidos de acordo com a etapa de pulverização b)

têm tipicamente um tamanho médio de partícula de 5 a 50 μm , em particular, de 10 a 30 μm . É particularmente preferido, se as partículas do pó de liga têm uma estrutura a mais globular possível. Isso facilita o processo de prensagem previsto na etapa c) para formar o corpo verde da liga.

5 **[016]** Em outra forma de concretização do processo de acordo com a invenção, na etapa c) a prensagem é efetuada a uma pressão de pelo menos 80 bar, em particular, a pelo menos 100 ou mesmo 150 bar, sendo que o processo de prensagem é preferivelmente realizado em condições isostáticas frias. Para isso, por exemplo, o pó de liga ou é enchido em um recipiente de
10 metal leve e fechado ou é prensado isostaticamente a frio para formar um corpo verde de liga. No procedimento mencionado por último, o pó de liga é enchido em um molde de borracha e por meio de um gás, por exemplo, por meio de um gás nobre, é uniformemente enchido por todos os lados com uma pressão das alturas mencionadas acima. Esta pressão é mantida, então,
15 durante um período de, por exemplo, pelo menos 10, preferivelmente pelo menos 15 minutos, formando-se o corpo verde de liga.

[017] Na etapa d) do processo de acordo com a invenção, está previsto, transportar o corpo verde de liga através de um processo de extrusão para a peça moldada de liga de magnésio. Essa etapa pode ser efetuada de maneira
20 em si conhecida, sendo que preferivelmente o corpo verde de liga, antes da etapa de prensagem, é aquecido a uma temperatura de 250 a 450°C, em particular, a 300 a 400°C.

[018] A prensagem por extrusão pode ser efetuada, então, usando um êmbolo sobre uma matriz, que apresenta preferivelmente uma temperatura de
25 150 a 400°C, em particular, de 200 a 375°C. Com base na reatividade da liga de magnésio com oxigênio atmosférico, é recomendável, efetuar também essa etapa do processo em condições de gás de proteção do tipo mencionado acima, isto é, por exemplo, sob uma atmosfera de argônio e/ou hélio.

[019] Tal como é comum na prensagem por extrusão, a forma externa do
30 cordão prensado é determinada pela matriz. Assim, por exemplo, pode ser

produzida uma barra redonda com um diâmetro de 5, 6 ou 7 mm. A barra redonda prensada por extrusão representa como produto semiacabado, a peça moldada de liga de magnésio que, em seguida, pode ser transformada em um implante médico.

5 **[020]** As ligas de magnésio utilizáveis no âmbito do processo de acordo com a invenção podem conter, em princípio, todos os aditivos de ligas. Para a produção de implantes médicos, os aditivos de ligas e suas quantidades deveriam ser usados, contudo, apenas naquelas ordens de grandeza, que são
10 ligas de magnésio preferida consiste em 2,5 a 5% em peso, de metais de terras raras (metal misto de neodima), 1,5 a 5% em peso, de ítrio, 0,1 a 2,5% em peso, de zircônio, 0,01 a 0,8% em peso, de zinco e o restante em magnésio, bem como em opcionalmente impurezas inevitáveis. De modo particularmente preferido, a liga de magnésio consiste em 5 a 9% em peso, metais de terras
15 raras (metal misto de neodima) inclusive ítrio, 0,1 a 0,8% em peso, de zircônio, 0,01 a 0,25% em peso, de zinco e o restante em magnésio, bem como opcionalmente em impurezas inevitáveis. Uma liga de magnésio com os aditivos de liga mencionados acima pode ser processada de forma particularmente boa no âmbito do processo de acordo com a invenção para
20 formar uma peça moldada de liga de magnésio. Essa destaca-se por uma estabilidade mecânica particularmente boa e por uma baixa taxa de corrosão.

[021] O que diz respeito ao teor total de possíveis impurezas, assim, esse se encontra preferivelmente abaixo de 1% em peso. Em particular, a liga de magnésio de acordo com a invenção é tão livre de alumínio quanto possível,
25 isto é, o teor de alumínio encontra-se preferivelmente abaixo de 0,5% em peso, em particular, abaixo de 0,1% em peso.

[022] Mais preferencialmente, a liga de magnésio pode ser produzida antes da etapa a) do processo de acordo com a invenção através da fusão dos componentes de liga a 700 a 900°C e subsequente mistura. Além disso, a liga
30 de magnésio produzida dessa maneira pode ser inicialmente fundida em

coquilhas, antes da etapa a), em partícula, a uma temperatura de 700 a 900°C.

[023] Um outro objetivo da presente invenção se refere a um implante médio, em particular, na forma de um parafuso ósseo, de um prego ósseo, de um pino ósseo, de uma placa, de uma de uma âncora de sutura ortopédica ou similar para a fixação de tecidos moles, em particular, tendões, músculos e ligamentos, a um osso ou na forma de uma endoprótese ou pelo menos de uma parte dessa, que pode ser obtido pelo processo de acordo com a invenção.

[024] O implante médico de acordo com a invenção pode ser provido, além disso, de um revestimento superficial, em particular, de um revestimento superficial para controlar a taxa de corrosão. Para isso, oferece-se um revestimento à base de fosfatos de cálcio, fosfatos de magnésio ou fosfatos (OH, F, Cl) de magnésio ou cálcio, bem como de misturas das substâncias mencionadas acima.

[025] A presente invenção é detalhadamente esclarecida, a seguir, com base em um exemplo de concretização.

[026] Para produzir um implante médico, inicialmente uma liga de magnésio é produzida com os seguintes agregados:

metais de terras raras inclusive ítrio: 8,15% em peso

zircônio: 0,79% em peso

zinco: 0,192% em peso,

além disso, a liga contém as seguintes impurezas detectáveis:

silício: 0,02% em peso,

cobre: 0,01% em peso,

ferro: 0,013% em peso,

alumínio:0,036% em peso.

O restante é magnésio.

[027] Para produzir a liga de magnésio mencionada acima, o magnésio, bem como os elementos de liga são fundidos nas quantidades mencionadas acima, em um forno de radiação (Naber, Hereus, 20 kW) a 900°C sob uma

atmosfera de argônio e nessa temperatura, são misturados de forma homogênea durante cerca de 15 minutos. Depois da mistura, a liga é fundida a 850°C em coquilhas e arrefecida à temperatura ambiente.

5 **[028]** Para produzir uma peça moldada de magnésio a partir da liga produzida dessa maneira, a liga de magnésio é inicialmente novamente fundida e a uma temperatura de pulverização de 875°C, essa é submetida a uma pulverização a gás sob uma atmosfera de gás de proteção de argônio (PSI2, Phoenix Industries). Para isso, a massa fundida da liga é finamente pulverizada em um jato de gás de alta velocidade do gás de proteção mencionado a 21 bar
10 e, nesse caso, arrefecida abaixo de seu ponto de fusão. É obtido um pó de liga globular de granulação fina, o qual, de acordo com pesquisas microscópicas eletrônicas de varredura, apresenta um tamanho médio de partícula de cerca de 50 µm. A determinação de distribuição do tamanho de partícula resultou, que 70% das partículas apresentaram um diâmetro na faixa de -30 µm e + 20
15 µm com base no diâmetro médio de partícula mencionado acima.

[029] Na etapa de processo seguinte, é produzido um corpo verde de liga a partir do pó de liga através de prensagem isostática a frio. Para isso, o pó de liga é transferido para um molde de borracha e por meio do gás de proteção mencionado acima, esse é uniformemente enchido por todos os lados com
20 uma pressão de cerca de 150 bar. Essa pressão é mantida durante um período de cerca de 15 minutos e, em seguida, o corpo verde de liga pronto é retirado. O corpo verde de liga tem as medidas Ø 75 mm, altura 300 mm. Para essa etapa do processo, foi usada uma prensa de Fielding.

[030] Para a prensagem por extrusão do corpo verde de liga, este é
25 aquecido em forno de resistência eletricamente aquecido a cerca de 300°C e prensado em uma prensa por extrusão do fabricante Fielding & Platt por meio de um êmbolo por uma matriz pré-aquecida a 200°C com um orifício redondo de 6 mm. Nesse caso, a peça moldada de liga de magnésio é obtida na forma de uma barra redonda de 6 mm de diâmetro. A prensagem por extrusão é
30 efetuada nos seguintes parâmetros:

pressão	700 t
velocidade	5,5 m/s
proporção da prensagem	1 : 150

[031] A peça moldada de liga de magnésio produzida dessa maneira, é transformada, em seguida, através de processos conhecidos por si, tal como, por exemplo, uma usinagem, em um implante médico, tal como, por exemplo, um implante ósseo.

- 5 **[032]** Para comparar as propriedades mecânicas e o comportamento de corrosão, foi produzida, além disso, uma peça moldada de liga de magnésio de composição idêntica, sendo produzida uma barra redonda de 6 mm de diâmetro através de um processo de fundição. A seguir, as propriedades mecânicas e o comportamento de corrosão dos dois materiais (quimicamente
- 10 idênticos) foram comparados um com o outro.

Propriedades mecânicas:

[033] Os ensaios de tração foram de acordo com a DIN EN 100002, forma da amostra com base na DIN 50125, forma B 4 x 20.

	invenção	amostra comparativa
limite de elasticidade aparente 0,2%	260 MPa	117,3 MPa
resistência à tração	290 MPa	175,3 MPa
dilatação	13,6%	4,32%
contração	14,01%	5,76%

Comportamento de corrosão:

- 15 **[034]** Para medir o comportamento de corrosão, foram registrados voltamogramas cíclicos (curvas de potencial de corrente) em uma peça moldada de liga de magnésio de acordo com a invenção e em uma fundida da mesma composição, nas seguintes condições:

eletrodo de trabalho: liga de magnésio

20 tamanho do eletrodo: 20 x 10 x 10 mm

contraeletrodo: placa de platina

eletrodo de referência: eletrodo calomelano (+242 mV vs SHE)

eletrólito: solução de Ringer (da empresa Braun)

temperatura do eletrólito: 37°C

alimentação: 10 mV/min.

- 5 **[035]** A solução de Ringer consiste em água destilada e nos seguintes sais nas quantidades indicadas por litro de solução:

8,60 g de NaCl

0,30 KCl

0,33 CaCl₂

- 10 **[036]** O eletrólito simula, com base em sua composição, o ambiente corrosivo no corpo humano. Por esse motivo, a temperatura do eletrólito também foi elevada à temperatura média do corpo e não foi medida à temperatura ambiente.

- [037]** Os resultados são mostrados como aplicação em painel $dE/d \log(i)$ na figura 1 (peça moldada de liga de magnésio de acordo com a invenção) e figura 2 (peça moldada de liga de magnésio fundida, amostra comparativa). Dessas aplicações, nos pontos de cruzamento das tangentes de ramo catódico e anódico desenhadas, podem ser determinados os valores para o potencial de corrosão e a densidade da corrente de corrosão:

amostra	E_{icorr} [mV]	i_{corr} [$\mu A/cm^2$]
invenção (figura 1)	-1628	32,4
comparação (figura 2)	-1660	60,3

- 20 **[038]** A apenas metade da densidade de corrente de corrosão i_{corr} tão elevada da peça moldada de liga de magnésio de acordo com a invenção confirma, que a taxa de corrosão é nitidamente reduzida comparada com a peça moldada de liga de magnésio fundida com a mesma composição química. A peça moldada de liga de magnésio de acordo com a invenção é
25 consequentemente dissolvida de forma mais lenta no corpo e mantém sua função de suporte por um período mais longo.

REIVINDICAÇÕES

1. Processo para a produção de um implante médico, em particular, na forma de um parafuso ósseo, de um prego ósseo, de um pino ósseo, de uma placa, de uma âncora de sutura ortopédica ou similar para a fixação de tecidos moles, em particular, tendões, músculos e ligamentos, a um osso ou na forma de uma endoprótese ou pelo menos de uma parte dessa, de uma liga de magnésio consistindo em uma proporção de magnésio de pelo menos 80% em peso, em uma proporção de metais de terras raras de 2,5 a 5% em peso, em uma proporção de ítrio de 1,5 a 5% em peso, em uma proporção de zircônio de 0,1 a 2,5% em peso, em uma proporção de zinco de 0,01 a 0,8% em peso, bem como em impurezas inevitáveis, sendo que o teor total de possíveis impurezas se encontra abaixo de 1% em peso e a proporção de alumínio é inferior a 0,5% em peso

e o restante para 100% em peso, contém magnésio, **caracterizado por** compreender as seguintes etapas:

a) fusão dos componentes de liga a 700 a 900°C e subsequente mistura pra obter uma liga de magnésio e fundição da liga de magnésio em coquilhas a uma temperatura de 700 a 900°C,

b) fusão da liga de magnésio para obter uma massa fundida da liga,

c) pulverização da massa fundida da liga a uma temperatura de 775 a 850°C e com uma pressão de 17 a 23 bar sob uma atmosfera de gás de proteção e, nesse caso, arrefecimento da massa fundida pulverizada da liga abaixo de seu ponto de solidificação, para obter um pó de liga,

d) moldagem do pó de liga através de prensagem em condições isostáticas a frio para obter um corpo verde de liga a pelo menos 100 bar,

d) prensagem por extrusão do corpo verde de liga para obter uma peça moldada de liga de magnésio e

e) prensagem por extrusão do corpo verde de liga para obter uma peça moldada de liga de magnésio,

sendo que o corpo verde de liga, antes da prensagem por extrusão, é

aquecido a uma temperatura de 300 a 400°C e

f) acabamento do implante médico da peça moldada de liga de magnésio.

2. Processo de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** na etapa c), a atmosfera do gás de proteção ser uma atmosfera de gás nobre, em particular, uma atmosfera de argônio e/ou de hélio.

3. Processo de acordo com a reivindicação 1 ou 2, **caracterizado por** o pó de liga apresentar um tamanho médio de partícula de 5 a 50 µm, preferivelmente de 10 a 30 µm e, em particular, ter uma estrutura globular.

4. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 3, **caracterizado por** na etapa d), a prensagem ser efetuada a uma pressão de pelo menos 80 bar e preferivelmente em condições isostáticas a frio.

5. Processo de acordo com a reivindicação 4, **caracterizado por** na etapa d), a pressão ser produzida por meio de uma atmosfera gasosa, em particular por uma atmosfera de gás nobre.

6. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 5, **caracterizado por** na etapa e), a prensagem por extrusão ser efetuada usando um êmbolo sobre uma matriz, que apresenta uma temperatura de 150 a 400°C, em particular, de 200 a 375°C.

7. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 6, **caracterizado por** a liga de magnésio consistir em 5 a 9% em peso, de metais de terras raras inclusive ítrio, 0,1 a 0,8% em peso, de zircônio, 0,01 a 0,25% em peso, de zinco e o restante em magnésio, bem como opcionalmente em impurezas inevitáveis.

8. Implante médico, em particular, na forma de um parafuso ósseo, de um prego ósseo, de um pino ósseo, de uma placa, de uma âncora de sutura ortopédica ou similar para a fixação de tecidos moles, em particular, tendões, músculos e ligamentos, a um osso ou na forma de uma endoprótese ou pelo menos de uma parte dessa, obtido pelo processo de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 7, **caracterizado por** possuir limite de elasticidade aparente (DIN EN 100002) de pelo menos 260 MPa e resistência à tração de pelo menos 290 MPa.

9. Implante médico de acordo com a reivindicação 8, **caracterizado por** o implante ser provido de um revestimento superficial, em particular, de um revestimento superficial para controlar a taxa de corrosão.

Fig. 1

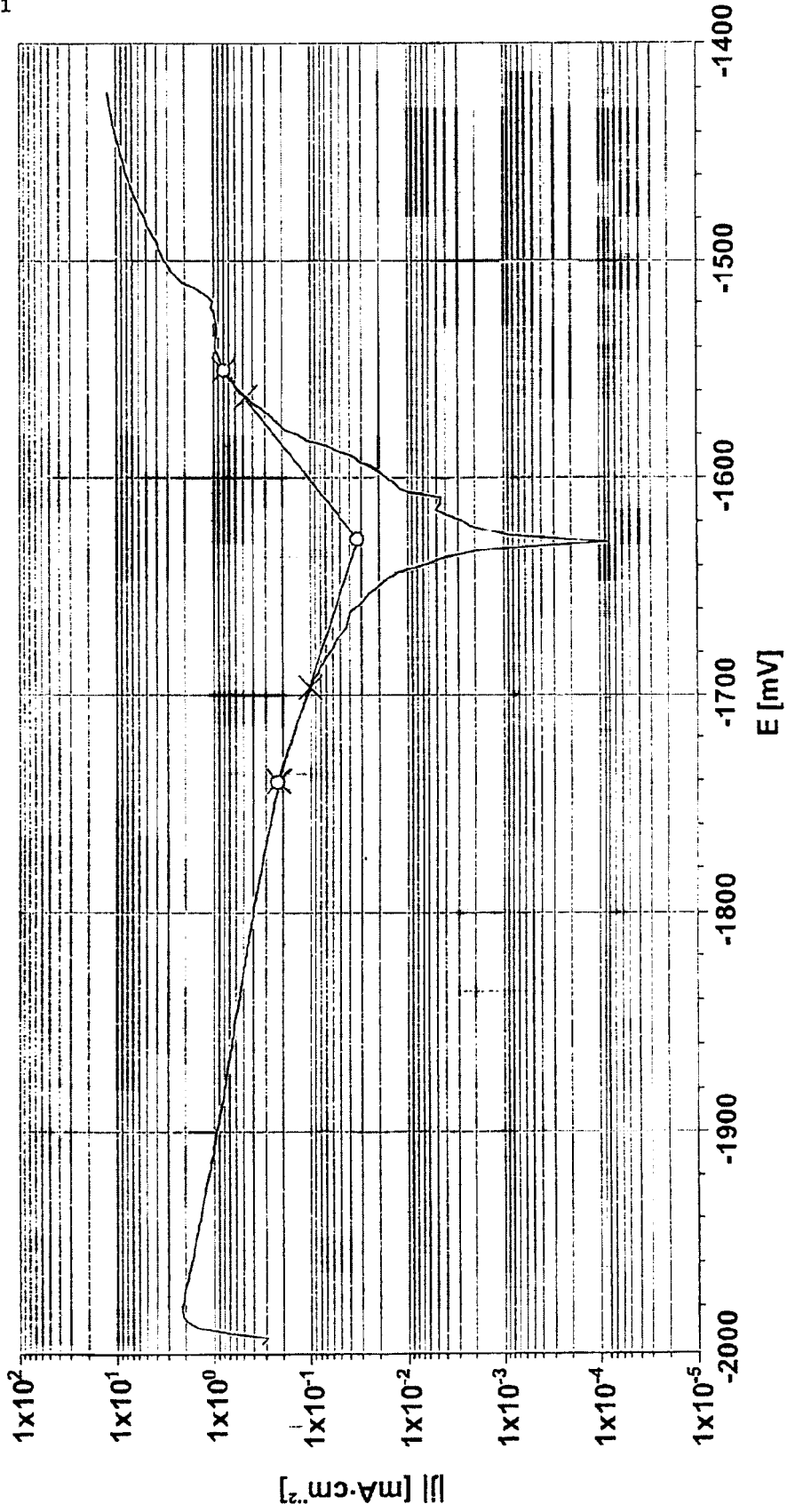


Fig. 2

